



T. C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANA BİLİM DALI

FARKLI FLEKSÖR TENDON SÜTÜR
TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK SONUÇLARI
(TAZE KADAVRA KOYUN FLEKSÖR
TENDONUNDA DENEYSEL ÇALIŞMA)

TIPTA UZMANLIK TEZİ
171985

Dr. Ahmet GÜNEY

Danışman
Prof. Dr. C. YILDIRIM TÜRK

KAYSERİ
2004

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince hem bilgi ve deneyimlerinden faydalanarak yetişmemde büyük emeği geçen hem de tez çalışmamın tüm aşamalarında direktif ve desteklerini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. C. Yıldırım TÜRK' e, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Biyomekanik Bölümü Öğr. Üy. Prof. Dr. Feza KORKUSUZ' a, Erciyes Üniversitesi Makine Bölümü Öğr. Üy. Prof. Dr. M. Kemal APALAK' a ve Öğr. Üy. Dr. Recep GÜNEŞ' e, istatistiksel analizlerin yapımındaki katkılarından dolayı Biyoistatistik Uzmanı Ruşen EREZ' e, tez yazım aşamasındaki katkılarından dolayı Mustafa OVUCU' ya ve Hakan Çetinsaya Deneysel ve Klinik Araştırma Merkezi çalışanlarına teşekkür ederim. Ayrıca bu vesile ile uzmanlık eğitimim süresince katkılarından dolayı hocalarım Sayın Prof. Dr. Mahmut ARGÜN' e, Prof. Dr. Ali BAKTİR' a, Prof. Dr. Mehmet TUNCEL' e, Doç. Dr. Sinan KARAOĞLU' na, Doç. Dr. Şevki ERDEM' e, Doç. Dr. Mahmut MUTLU' ya, Yard. Doç. Dr. Fuat DUYGULU' ya, Yard. Doç. Dr. Mehmet HALICI' ya ve tüm Arş. Gör. arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|------|
| TEŞEKKÜR | iii |
| KISALTMALAR | vi |
| TABLO LİSTESİ..... | viii |
| ŞEKİL LİSTESİ..... | ix |
| ÖZET..... | xi |
| ABSTRACT | xiii |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1. FLEKSÖR TENDON MORFOLOJİSİ | 3 |
| 2.2. FLEKSÖR TENDON ANATOMİSİ..... | 4 |
| 2.3. FLEKSÖR TENDON BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ..... | 8 |
| 2.4. FLEKSÖR TENDON BESLENMESİ | 9 |
| 2.5. FLEKSÖR TENDON İYİLEŞMESİ..... | 10 |
| 2.6. FLEKSÖR TENDON YARALANMALARI ve TEDAVİSİ..... | 12 |
| 2.7. FLEKSÖR TENDON TAMİRİNDE UYGULANAN SÜTÜR TEKNİKLERİ | 16 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 21 |
| 3.1. FLEKSÖR TENDON HAZIRLANMASI VE TENORAFİ..... | 21 |
| 3.2. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI..... | 25 |
| 3.3. GELİŞTİRİLEN ÇİFT İĞNELİ ÇOK NOKTADAN KİLİTLİ PERİFERAL SÜTÜR TEKNİĞİ | 26 |
| 3.4. TENDONLARIN SAKLANMASI | 28 |
| 3.5. BİYOMEKANİK İNCELEME..... | 28 |
| 3.6. BİYOMEKANİK TESTTE YAPILAN İNCELEMELER..... | 33 |
| 3.7. ONARIM SAHASININ TENORAFİ ÖNCESİ VE SONRASI ÖN-ARKA VE YAN ÇAPLARI | 37 |
| 3.8. TESTİN NE ŞEKİLDE SONUÇLANDIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ..... | 37 |
| 3.9. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME..... | 38 |

| | |
|--|----|
| 4. BULGULAR..... | 39 |
| 4.1. BİYOMEKANİK TEST SONUÇLARI | 39 |
| 4.2. ONARIM SAHASININ TENORAFİ ÖNCESİ VE SONRASI ÖN-ARKA VE YAN ÇAPLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ..... | 46 |
| 4.3. TESTİN NE ŞEKİLDE SONUÇLANDIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ..... | 50 |
| 5. TARTIŞMA..... | 52 |
| 6. SONUÇLAR..... | 64 |
| 7. KAYNAKLAR | 66 |
| 8. EK TABLO..... | 73 |
| 9. TEZ ONAY SAYFASI | 74 |



KISALTMALAR

FDS : Fleksör Digitorum Superficialis

FDP : Fleksör Digitorum Profundus

FPL : Fleksör Pollicus Longus

A : Annular

Ç : Çapraz

PIP : Proksimal Interfalengeal

n : Nervus

MP : Metakarpofalengeal

DIP : Distal Interfalengeal

mm : Milimetre

S : Superficialis

P : Profundus

N : Newton

DEKAM : Deneysel ve Klinik Araştırmalar Merkezi

C : Celcius

| | |
|--------------------|---|
| cm | : Santimetre |
| K | : Kontrol |
| K ₂ R | : 2 geçişli Kessler + Running Periferal |
| K ₂ L | : 2 geçişli Kessler + Locking Periferal |
| K ₄ R | : 4 geçişli Kessler + Running Periferal |
| K ₄ L | : 4 geçişli Kessler + Locking Periferal |
| SF | : Serum Fizyolojik |
| ODTÜ | : Orta Doğu Teknik Üniversitesi |
| dk | : Dakika |
| s | : Saniye |
| RTR | : Rate of Tendon Resistans, Yüzey Gerilim Oranı |
| V _b | : Başlangıç Voltajı |
| V _{b ort} | : Başlangıç Voltaj Değerlerinin Ortalaması |
| V _{max} | : Maksimum Voltaj |
| V _{min} | : Minimum Voltaj |
| SD | : Standart Deviasyon |
| J | : Joule |

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

| | |
|--|-----------|
| Tablo 1 : Deney Esnasındaki Sıcaklık ve Nem Değerleri | 39 |
| Tablo 2 : Maksimum Gerilme Gücü Değerleri..... | 40 |
| Tablo 3 : 2 mm Gep Formasyonu İçin Gerekli Yük | 41 |
| Tablo 4 : Enerji Değerleri..... | 43 |
| Tablo 5 : Sertlik Değerleri | 44 |
| Tablo 6 : RTR Değerleri..... | 45 |
| Tablo 7 : Tenorafi Öncesi Tendon Ön-Arka Çapları | 47 |
| Tablo 8 : Tenorafi Öncesi Tendon Yan Çapları | 48 |
| Tablo 9 : Tenorafi Sonrası Tendon Ön-Arka Çapları | 49 |
| Tablo 10 : Tenorafi Sonrası Tendon Yan Çapları..... | 50 |
| Tablo 11 : Sütürlerde Kopma Şekilleri | 51 |
| Tablo Ek : Numunelerle İlgili Tüm Veriler..... | 73 |

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

| | |
|---|-----------|
| Şekil 1: İnsan Kadavrasında Fleksör Sistem: FPL, 2,3,4 ve 5. Parmak FDS ve FDP Tendonları, Pulley Sistemi..... | 5 |
| Şekil 2: Fleksör Tendon Pulley Sistemi ve Damarları..... | 7 |
| Şekil 3: Fleksör Tendon Hareketi (mm).(S:Superficialis, P:Profundus)..... | 8 |
| Şekil 4: Fleksör Tendon İyileşmesi..... | 11 |
| Şekil 5: Verdan' a Göre Elde Fleksör Tendon Zonları..... | 14 |
| Şekil 6: Aktif Ekstansiyon, Lastik Bant Fleksiyon Yöntemi..... | 16 |
| Şekil 7: Değişik Kor Sütür Teknikleri..... | 18 |
| Şekil 8: Periferik Epitendinöz Sütür Teknikleri..... | 20 |
| Şekil 9: Koyun Ön Kolunada FDP Communis Tendonunun Diseke Edilmesi.. | 22 |
| Şekil 10: FDP' un Tek Bir Parça Haline Getirilmesi..... | 22 |
| Şekil 11: Tahta Zemin Üzerinde Tenorafi. Tendonun Her İki Ucu İpek Sütürlerle Tespitlere (Çivilere) Bağlanmış Şekilde..... | 23 |
| Şekil 12: İşaret Noktalarının Yerleşimi..... | 24 |
| Şekil 13: Biyomikroskop Eşliğinde Tenorafi..... | 25 |
| Şekil 14: Geliştirilen Periferik Sütür Tekniğinin Tenorafi Aşamalarının Şematik Gösterimi..... | 27 |
| Şekil 15: Instron Test Cihazı (Deney Yapımı Esnasında)..... | 29 |
| Şekil 16: Instronda 10 N Gerilim Altında Tendonlar..... | 30 |
| Şekil 17: 2 mm Gep Oluştığında Tendonlar..... | 30 |
| Şekil 18: Periferik Sütürler Kopmadan Önce Tendonlar..... | 31 |
| Şekil 19: Periferik Sütürlerin Kopup Kor Sütürlerin Sağlam Olduğu Aşamada Tendonlar..... | 31 |

| | |
|--|----|
| Şekil 20: Maksimum Gerilme Sonrası Testin Sonlanması. | 32 |
| Şekil 21: Test Sonrası Tendonlar. | 32 |
| Şekil 22: Yük-Uzama Eğrisi Örneği. | 33 |
| Şekil 23: Kopma İçin Gerekli Enerji | 34 |
| Şekil 24: Grafik Altındaki Alanın Hesaplanmasında Kullanılan Yöntem, Ardışık Birçok Yamuk Alanından Biri. | 35 |
| Şekil 25: Sertlik Değerinin Hesaplanması (Tanjant α). | 36 |
| Şekil 26: Elektrik Akım Düzenegi. | 37 |
| Şekil 27: Maksimum Gerilme Gücü Değerlerinin Grafikleri. | 41 |
| Şekil 28: 2 mm Gep Formasyonu Değerlerinin Grafikleri. | 42 |
| Şekil 29: Enerji Değerlerinin Grafikleri. | 43 |
| Şekil 30: Sertlik Değerlerinin Grafikleri. | 45 |
| Şekil 31: RTR Değerlerinin Grafikleri. | 46 |
| Şekil 32: Tenorafi Öncesi ve Sonrası Tendon Ön-Arka Çaplarının Grafikleri | 47 |
| Şekil 33: Tenorafi Öncesi ve Sonrası Tendonun Yan Çaplarının Grafikleri | 48 |
| Şekil 34: Tüm Gruplardan Standart Yük-Uzama Eğrisi Örnekleri. | 53 |

ÖZET

Amaç: 2 ve 4 geçişli kor sütün tekniklerini basit periferal (simple running) sütün yöntemi ve geliştirilen literatürde olmayan ilave farklı bir periferal sütün yöntemi ile kombine ederek, biyomekanik olarak dayanıklı, teknik olarak uygun kor ve periferik sütün yönteminin bulunması.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışma 20 koyunun 40 ön kolundaki fleksör dijitorum profundus tendonlarında yapıldı. Grup I kontrol grubu, grup II 2 geçişli modifiye Kessler kor sütün ve basit periferal sütün grubu, grup III 2 geçişli modifiye Kessler kor sütün ve geliştirilen çift iğneli çok noktadan kilitli periferal sütün grubu, grup IV 4 geçişli modifiye Kessler kor sütün ve basit periferal sütün grubu, grup V 4 geçişli modifiye Kessler kor sütün ve geliştirilen çift iğneli çok noktadan kilitli periferal sütün grubu olarak planlandı. Taze kadavra koyun tendonu sütün edildikten sonra 20 mm/dk uzama hızındaki test cihazında sütünler tamamen kopana dek uzamaya devam edildi. Tüm numunelerin; maksimum gerilme gücü, 2 mm gep formasyonu için gerekli yük değeri, kopma için gerekli enerji değeri, tendonun sertliğı ve yüzey

gerilim oranı hesaplandı, tenorafi öncesi ve sonrası ön – arka ve yan çapları ölçüldü ve testin ne şekilde sonuçlandırıldığı değerlendirilmesi yapıldı.

Bulgular: Maksimum gerilme güçleri; grup I: 496, grup II: 32, grup III: 94, grup IV: 45 ve grup V: 100 Newton bulundu. 2 mm gep formasyonu için gerekli yük değerleri; grup II: 23, grup III: 63, grup IV: 36 ve grup V: 72 Newton bulundu. Kopma için gerekli enerji değerleri; grup I: 3.783, grup II: 0.285, grup III: 0.505, grup IV: 0.410 ve grup V: 0.572 Joule bulundu. Her 3 parametre de değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). Tendon sertlikleri; grup I: 42.6, grup II: 5.16, grup III: 11.2, grup IV: 5.8 ve grup V: 12.6 Newton/mm bulundu. Gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark bulundu ($p<0.001$). Yüzey gerilim oranları; grup II: 0.97, grup III: 0.8, grup IV: 1.0 ve grup V: 0.91 bulundu. Gruplar arasında istatistiksel anlamlı fark yoktu ($p=0.747>0.05$). Basit periferel sütün uyguladığımız gruplarda periferel sütünlerin tümü sıyrılarak ayrılırken, geliştirdiğimiz çift iğneli çok noktadan kilitli periferel sütün uyguladığımız gruplarda periferel sütünlerin tümü koparak ayrıldı.

Sonuç: Yeni geliştirilen çift iğneli çok noktadan kilitli periferel sütün tekniğinin; maksimum gerilme gücü, 2 mm gep oluşma direnci, kopma için gerekli enerji değeri ve tendon sertlik değeri sonuçları, bu çalışmada karşılaştırılan sütün teknikleri ile literatürdeki benzer diğer tekniklerden yüksek bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Fleksör tendon, sütün teknik, deneysel, biyomekanik.

**Biomechanical Properties Of Various Flexor Tendon
Suture Techniques
(An Experimental Study On Flexor Tendons Of Fresh
Sheep Cadavers)**

ABSTRACT

Aim: To achieve biomechanically strong and technically suitable core and periferal suture method by combining 2 and 4 strand core sutures with the simple running and a new locking periferal suture techniques.

Materials and Methods: Forty flexor digitorum profundus tendons from sheep front trotters were studied. The tendons were then repaired using 4 different repair techniques: Group 1 - control , Group 2 - 2 strand modified Kessler's core suture and simple running periferal suture, Group 3 - 2 strand modified Kessler's core suture and a new multilocking loop periferal suture, Group 4 - 4 strand modified

Kessler's core suture and simple running periferal suture, Group 5 - 4 strand modified Kessler's core suture and a new multilocking loop periferal suture. After tenoraphy all fresh sheep cadavers tendons were tested to failure using a distraction rate of 20 mm/min. Ultimate tensile strength, 2 mm gap formation force, energy to failure, stiffness, method of failure and rate of tendon resistance were assessed. After and before tenoraphy, front – back and side sizes were measured.

Results: Ultimate tensile strength was 496, 32, 94, 45 and 100 Newtons for Groups 1, 2, 3, 4 and 5 respectively. There was a statistically significant difference between the groups ($p<0.001$). Load to 2 mm gap formation was 23, 63, 36 and 72 Newtons for Groups 2, 3, 4 and 5 respectively. There was a statistically significant difference between the groups ($p<0.001$). Enerji to failure was 3,783, 0,285, 0,505, 0,410 and 0,572 Joule for Groups 1, 2, 3, 4 and 5 respectively. There was a statistically significant difference between the groups ($p<0.001$). Tendon stiffness was 42.6, 5.16, 11.2, 5.8 and 12.6 Newton/milimetre for Groups 1, 2, 3, 4 and 5 respectively. There was a statistically significant difference between the groups ($p<0.0001$). The rate of tendon resistance was 0.97, 0.8, 1.0 and 0.91 for Groups 2, 3, 4 and 5 respectively. There was no statistically significant difference between these groups ($p=0.747>0.05$). All the simple running repairs failed by suture pullout, while all the new multilocking loop periferal suture repairs failed by suture breakage.

Conclusion: The new multilocking loop periferal suture results of ultimate tensile strength, energy to failure, 2 mm gap formation force and stiffness was found higher than suture techniques we compared with in this study and other similar techniques in the literature.

Key Words: Flexor tendon, suture technique, experimental, biomechanical.

GİRİŞ ve AMAÇ

Yemek yeme, giyinme, yazı yazma gibi en önemli fonksiyonları içeren, duyu yeteneğimizi ve kişiliğimizi tanımlayan, tutma, yakalama, kavrama becerilerimizi sağlayan elimizdir. İnsan hemen hemen tüm işlerinde elini kullanır. Beyin ve onun en önemli dış uzantısı ellerimiz olmasa düşündüklerimizi gerçekleştiremezdik.

Bu kadar önemli fonksiyonları olan ellerimiz güncel yaşamda en çok travmaya maruz kalan organlarımızdır. Elde travmaya bağlı sıklıkla yaralanan yapılardan biri de fleksör tendonlardır. Fleksör tendon yaralanmaları el yaralanmalarının kayda değer bir kısmını oluşturur.

Fleksör tendon onarımındaki en önemli problem; onarım sonrası bu bölgede meydana gelen yapışıklıklardır. Yapışıklığı önlemenin ve tamir edilen tendonun kayganlığını sağlamanın yolu ise onarılan tendona erken hareket vermektir. Tamir edilen tendona erken hareket vermenin, yapışıklığı önleme gibi önemli avantajı yanında, tendonun kopması veya tamir bölgesinde gap oluşması gibi dezavantajları vardır (1-5). Dolayısıyla tamir edilen tendona erken hareket vermenin zaruri olduğu düşünülürse, hareket ile ortaya çıkacak sütür yetersizliği problemini en aza indirecek sağlam bir sütürün önemi artmaktadır.

Tendon tamiri tek başına kor sütür veya yalnızca periferik sütür ile yapılabildiği gibi daha sağlam bir tenorafi için ikisini kombine eden müellifler de

vardır (1,2,6-12). Periferal sütürlerin düzgün bir tamir için gerekli olmasına ve gap formasyonunu önlemesine rağmen, yk binmesi esnasında kısmen etkili olduğu belirtilmektedir (13). İdeal onarım için dört, altı ve hatta sekiz geçişli kor sütürler nerilmesine rağmen bu sütürleri uygulamada ciddi teknik zorluklar vardır. Bu sebeplerden dolayı birçok otör 2 geçişli sütürü periferden atılan ilave sütürlerle destekleyerek onarım sahasını gclendirmeye çalışmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; 2 ve 4 geçişli kor sütür tekniklerini basit periferal (simple running) sütür yöntemi ve bizim geliştirdiğimiz literatürde olmayan ilave farklı bir periferal sütür yöntemi ile kombine ederek, biyomekanik olarak hem ideal hem de dayanıklı kor ve periferik sütür yöntemini bulmak ve ayrıca bizim geliştirdiğimiz her noktadan kilitleme yapan periferik sütür tekniğinin yeterliliğini ve biyomekanik olarak da dayanıklılık derecesini ortaya koymaktır.



GENEL BİLGİLER

2.1. FLEKSÖR TENDON MORFOLOJİSİ

2.1.1. Fleksör Tendon Embriyolojisi

Üst ekstremité kas grupları mezenşimal dokudan gelişir. Mezenşimal dokudan migre olan myoblastlar kas blastemasını oluştururlar. Dorsal ve ventral yüze doğru ilerleyen bu hücreler fleksör ve ekstansör kas gruplarını meydana getirirler. Diferansiyasyon proksimalden distale doğru gelişir. Öncelikle kas blasteması kemik orijinine yapışır. Distale doğru ilerleyerek tendonları oluşturur. Diferansiyasyon beşinci haftada başlar, sekizinci haftada tamamlanır (8,14).

2.1.2. Hücre Biyolojisi ve Histolojisi

Tendon üzerine etki eden mekanik güç tek yönlü olduğundan kollagen lifleri sıkıca yan yana gelerek tek bir güç yönünde uzanan demetler yaparlar. Tendonda bulunan başlıca hücre fibrosit (tenosit) tir. Tenositin aktif şekli fibroblast (tenoblast) tır. Bu hücreler kollagen demetler arasında paralel dizilirler. Çekirdekleri hücre şekline uygun olarak ince ve uzundur. Enine kesitlerde hücreler kollagen demetler arasına sokulan sitoplazmik uzantıları ile yıldız biçiminde görünür (15).

Tendon aynı yönde seyreden değişik sayıda kollagen fibrillerden (demetler) oluşur. Bu demetlerin her biri endotenon denen gevşek bağ dokusu ile sarılıdır. Bu

demetler birleşerek kollagen fasiküllerini oluşturur. Kollagen fasikülleri ve interfasiküler alan, az miktarda matriks içeren ince hücreli bir tabakayla sarılır. Bu tabakaya peritenon denir. Kollagen fasikülleri tendonu oluşturur. Tendonu saran en dış tabaka epitenondur. Bu kılıflar içinde tendonun damar ve sinirleri seyrederek (8).

2.1.3. Tendon Kollajeni

Tendonun primer yapısal komponenti sudur. Tüm tendon kitlesinin ve kollajenin 2/3' si sudur. Tendonun kuru ağırlığının % 70' ini kollagen oluşturur. Tendonda bulunan ana kollagen tip I kollajendir. Uzun kollagen moleküllerinin yapısı, peptid zincirleri ile üçlü heliks yapıdan oluşur. Üçlü heliks yapıda iki α_1 ve bir α_2 zinciri bulunur. Bu yapıya tropokollagen denir (7,8,14).

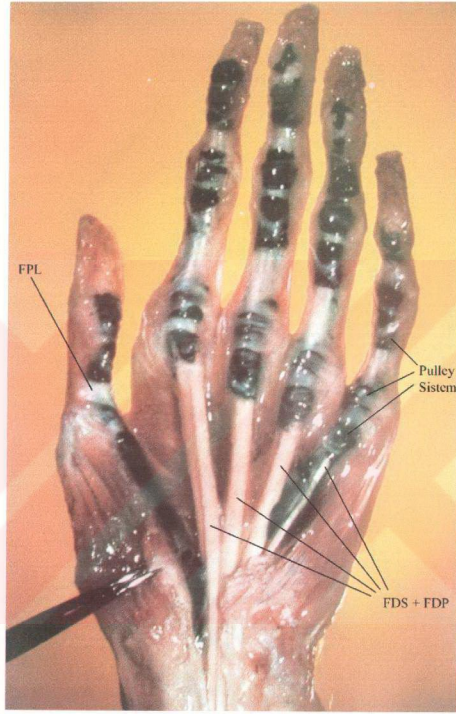
2.1.4. Non Kollagen Matriks

Tendonun ekstraselüler non-kollagen matriksini fibroblastlar sentezler. Bu makro moleküller tendonun biyolojik yapısında önemli rol oynarlar. Günümüzde makro moleküllerin çoğu izole edilememiştir. İzole edilenlerden önemli olanları decorin ve tip IV kollajendir. Decorin; Dermaton sülfattan zengin bir proteoglikandır. Tendon içerisindeki kollagen fibrillerini dekore etme özelliğinden dolayı bu ad verilmiştir. Decorinin çeşitli yollarla kollagen fibrillerinin etrafını sardıkları ve dizilimlerini sağladıkları gösterilmiştir. Tip IV kollagen; Az miktarda mikro fibriller aralıkta bulunur. Elastin, hücre yapısında vardır. Ayrıca Agrekan, Fibronektin, Kartilaj Oligometrik Matriks Proteini, Glikozaminoglikanlar, Lipoproteinler ve Glikoproteinler de izole edilebilen makro moleküllerdir (16).

2.2. FLEKSÖR TENDON ANATOMİSİ

Fleksör tendon anatomisi fleksör tendon cerrahisi ile uğraşanlar için çok önemlidir. Fleksör tendonların tek başlarına değerlendirilmesi yetersiz olabilir. Bunun yerine fleksör sistemden ve onun değerlendirilmesinden bahsetmek daha doğru olacaktır.

Ekstrinsik fleksör sistem içinde fleksör digitorum superficialis (FDS), fleksör digitorum profundus (FDP) tendonları, fleksör pollicis longus (FPL) ile tendon origini, insersiyonu, tendon kılıfı, annular (A) ve çapraz (Ç) pulley sistemleri yer almaktadır (7,9) (Şekil 1).



Şekil 1. İnsan Kadavrasında Fleksör Sistem: FPL, 2,3,4 ve 5. Parmak FDS ve FDP Tendonları, Pulley Sistemi (8).

Ekstrinsik fleksör kaslar ön kolun proksimal yarısının medialinde yer alırlar. Ön kolda FDS' ler orta grupta, FDP' lar ise derin grup içinde yer alırlar. FDS' ler yüzeysel grup kasların en derininde ve en geniş olanıdır. Humerusun iç epikondilinde ve iç kollateral bağdan başlar. El bilek düzeyinden (karpal tünel) itibaren ayrı ayrı seyrederek. Bu düzeyde 3. ve 4. FDS en önde, 2. ve 5. FDS ortada yer alır. FDP' lar

ve FPL en altta yer alır. Karpal tünelden geçtikten sonra her biri avuçta yelpaze gibi ayrılarak ait oldukları parmaklara doğru ilerler (9,10,17).

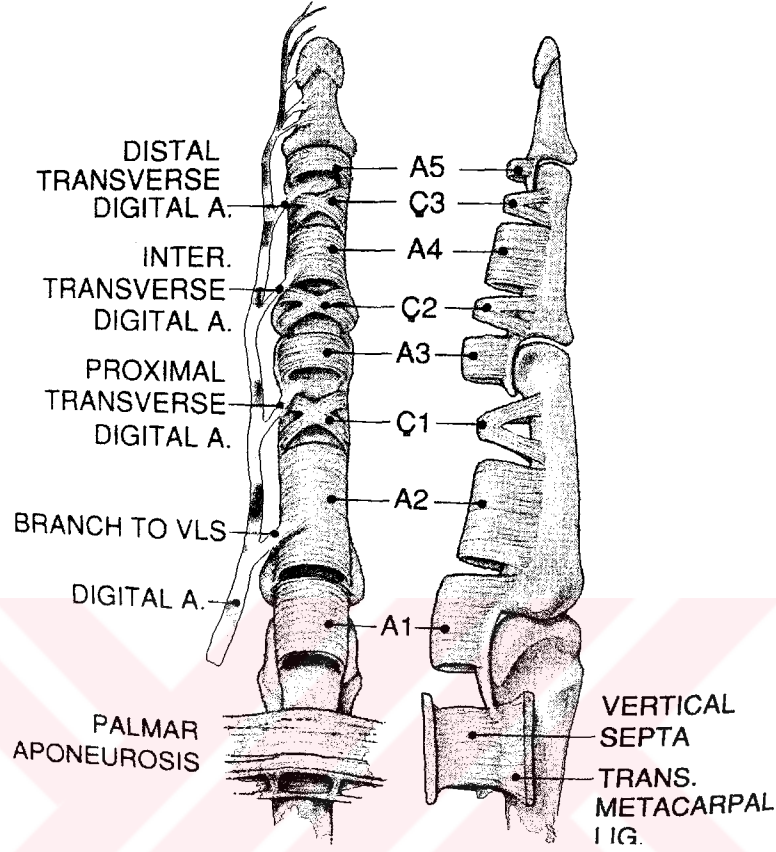
FDS tendonu proksimal falanksın bazisi hizasında A₁ pulleyine girdikten sonra iki dala ayrılarak bir geçit oluşturur. Bu bölgeye “Champer Chiasma” sı denir. Bu geçit içinden FDP geçer. FDS, FDP tendonunun iki yanında ve dorsalinde seyrederek orta falanksın proksimal yanlarında sonlanır. FDS hem proksimal interfalangeal (PIP) ekleme fleksiyon yaptırır, hem de intrinsik adalelerle birlikte elin güçlü kavramasına katkıda bulunur. Özellikle parmakların ince hareketleri ile ilgilidir. Bu kasın fonksiyon görmemesi halinde, FDP büyük ölçüde bu kasın görevini üstlenir. Bu gibi durumlarda, ince işler dışında elimizle bir şeyi yakalama, tutma fonksiyonları rahatlıkla yapılabilir (7,8,17).

FDP tendonu, temel parmak fleksörü olarak davranır. Ulna'nın ön ve iç yüzünün proksimalinden ve membrana interossea' nın ulnar yarısından başlar. Baş parmak hariç diğer parmaklara gitmek üzere ön kolun distalinde dörde ayrılır. Karpal tünelde FDS' un derininden geçer. Champer Chiasma' sında FDS' nin önüne geçer ve distal falanksın bazisinde sonlanır. 2. parmak lifleri radial tarafta ayrı bir grup oluşturur. 3,4 ve 5. FDP karpal tünele kadar kısmen birbirine yapışıktır. FDP önce yapıştığı distale, sonra sırasıyla orta ve proksimal falanksa ve el bileğine fleksiyon yaptırır. El bileği ekstansiyon durumunda iken parmaklar üzerine olan etkisi daha fazladır (7,8,10,17).

FDS ve FDP birlikte kontraksiyon yaptığında önce orta, sonra distal ve en sonra da proksimal falanks fleksiyon yapar. FDP, daha ziyade tutma, kavrama gibi kaba fonksiyonları yapar. Derin fleksörler çalışmazsa, yüzeysel fleksörler bu fonksiyonları kısmen yapar. Bu durumda sadece proksimal ve orta falankslar fleksiyon yapabilir. Bu nedenle elimizle bir cismi sıkıca kavrayamayız ve elimizi sıkı yumruk haline getiremeyiz. FDS tendonu nervus (n) medianus, FDP tendonu ulnar kısmı n.ulnaris, radial kısmı ise n.medianustan innerve olur (7,10).

Fleksör tendonlar parmaklarda, visseral ve pariyetal sinovyal kılıflarla oluşturulan bir kılıf içinde bulunurlar. Metakarpofalangeal (MP) eklem hizasından başlayarak sinovyum kalınlaşır ve iyi kanlanır. İlk kez Doyle ve Blythe tarafından

pulley tanımlaması getirilmiş ve daha sonraki yıllarda el cerrahları tarafından bilinen şekli geliştirilmiştir (10) (Şekil 2).

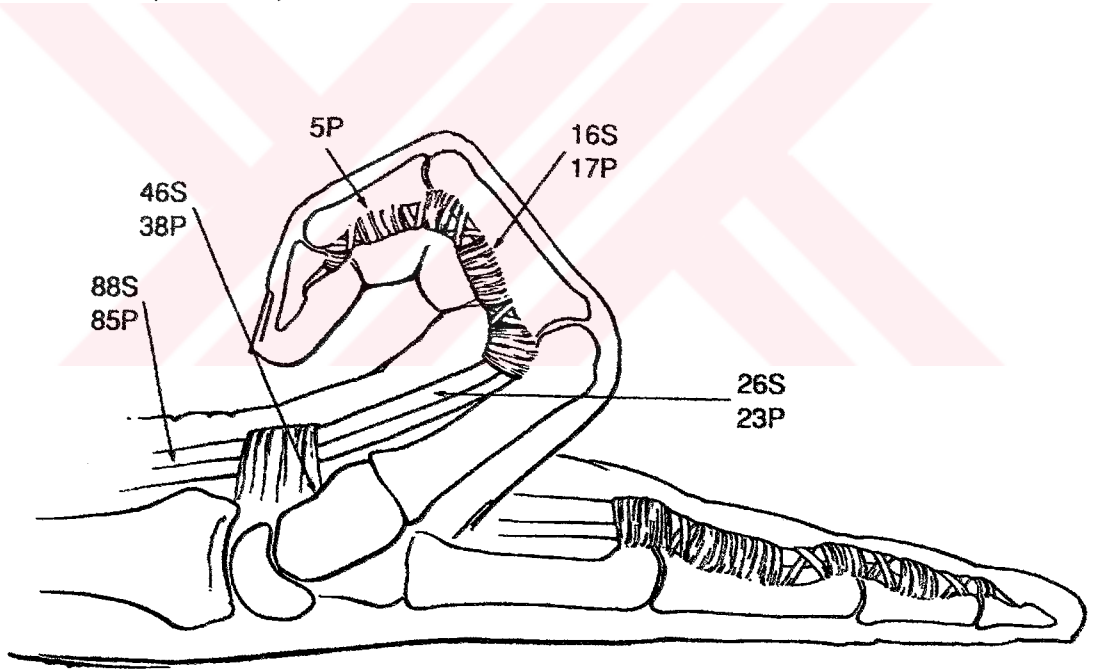


Şekil 2. Fleksör Tendon Pulley Sistemi ve Damarları (8).

Tendonun parmağın bükülmesinde pulley (askı) sistemlerinin çok önemli bir yeri vardır. Pulleyler, fleksör tendonlar için kayabilen bir yatak oluştururlar. Tendonları kemik ve eklemlere yakınlaştırarak, tendonun etki mekanizmasını artırırlar. Beşi annuler, üçü çapraz olmak üzere sekiz adet pulley bulunur. A₂ ve A₄ pulleyi tendon cerrahisinde mutlak korunması gereken temel yapılardır. A₂ pulleyi proksimal falanksın proksimalinde, A₄ pulleyi orta falanksın ortasında yer alır ve ilgili falanksın periostuna yapışır. A₁, A₃ ve A₅ pulleyleri sırasıyla MP, PIP ve distal interfalangeal (DIP) eklem seviyesinde bulunur. Eklemlerin palmar plaklarına yapışır. Çapraz pulleyler, annuler pulleylere göre daha esnek yapılardır. Ç₁; A₂ ve A₃ pulleyi arasında, Ç₂; A₃ ve A₄, Ç₃ ise A₄ ve A₅ arasında yer alır. Hepsi de fleksiyon esnasında annuler pulleylerin yakınlaşmasını sağlamak amacıyla büzülürler (7-10,17).

2.3. FLEKSÖR TENDON BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

El bileği ile birlikte parmak fleksiyonu esnasında fleksör tendon kayma hareketi “ekskürsion” yaklaşık 90 milimetre (mm)’ dir. El bileği nötralde tutulacak olursa, yalnızca parmak fleksiyonuyla tendon hareketi 25 mm olur (Şekil 3). Tendonla eklem rotasyon aksı arasındaki mesafe arttığında, kuvvet kolu da artmakta ve kas kontraksiyonu ile oluşan hareket azalmaktadır. Aynı şekilde, kuvvet kolu azaldıkça aynı tendon hareketi ile eklemden daha fazla hareket sağlanır. Tendon hareketi, eklem rotasyonu ve kuvvet kolu pulley sisteminin idare edilir. Pulley sistemindeki herhangi bir bölgedeki kayıp, fleksör, intrinsik ve ekstansör kaslar arasında dengenin bozulmasına yol açar. Mekanik fonksiyon açısından A₂ ve A₄ pulleyleri çok büyük öneme sahiptir. A₂ veya A₄ pulleylerinden birinin veya ikisinin kaybı, parmak hareketini azaltır ve interfalangeal eklemlerde fleksiyon kontraktürüne neden olur (7,9,10,18).



Şekil 3. Fleksör Tendon Hareketi (mm). (S: Superficialis, P: Profundus) (7).

Anüler pulleylerle fleksör tendon arasında aktif fleksiyon esnasında, yaklaşık 77 milimetre civa’lık basınç oluşur ve pulley sistemin herhangi bir bölümündeki kayıp pulley tendon arası basıncın artmasına neden olur (7).

Schunind (19), flekör tendon güçlerini in vivo ölçerek değerlendirmiştir. Buna göre; aktif DIP eklem fleksiyonu için ortalama 19 Newton (N)' luk bir güç gerekir. Pasif fleksiyon için ortalama 5 N, zayıf bir kavrama için 15 N, kuvvetli bir kavrama için 50 N' luk güç gerekir. Fleksör tendon onarım sonrası erken aktif hareket protokolü için sütür dayanma gücünün en az 25 N üzerinde olması gerektiği bildirilmiştir.

2.4. FLEKSÖR TENDON BESLENMESİ

Fibroz sinovyal bir kılıf içinde bulunan dijital fleksör tendonun beslenme yollarının anlaşılması, el cerrahisi için önem taşımaktadır. 1800' lü yıllarda tendonların avasküler yapılar oldukları kabul ediliyordu. Daha sonra yapılan birçok çalışmada tendonların vasküler yapılar oldukları ortaya koyulmuştur (7-9,14,18).

Fleksör tendon beslenmesinde hem vasküler sistem hem de sinovyal beslenme sistemi önemlidir. Dijital kılıf içinde fleksör tendon beslenmesinde, özellikle zon II seviyesinde difüzyonla sinovyal sıvıdan beslenme ana rol oynar. Sinovyal sıvı dijital kılıfta bulunan hücrelerden salınır. Difüzyonla geçebilen pek çok madde içerir. İn vitro doku kültürlerinde üretilen tendonda ve abdominal duvarda deneysel olarak yerleştirilen tendonun kayganlığının kalmadığı gösterilmiştir (16). Fleksör tendon proksimalden dijital kılıfa girene kadar ince bir tabaka şeklinde iyi vaskülarize olmuş paratenon denen sinovyal kılıflarla çevrilidir. Zon IV (karpal tünel) fleksör tendonlar sinovyal mezotenonla sarılıdır. Bu seviyedeki beslenme şekli tam olarak açıklanamamakla birlikte sinovyumdan sağlanmaktadır (11).

Fleksör tendonların başlıca iki tip damarlaşması vardır; a- İntrinsik vasküler sistem, b- Ekstrinsik vasküler sistem. Fleksör tendonlar dijital fibroosseöz kanalın proksimalindeki bölgelerde (tendon kılıfının bulunmadığı bölgelerde) iyi gelişmiş intrinsik ve ekstrinsik vasküler sisteme sahiptirler. Bu bölgelerde intrinsik sistem, endotenon içerisindeki kollagen bantlar arasındaki temel longitudinal sistemden oluşmaktadır. Fleksör tendon sinovyal kılıf içerisine girdiğinde vasküler yapılarında belirgin karakteristik değişiklikler gösterir. İntrinsik sistem tendonların dorsal yüzlerinde sonlanır. Volar yüz avasküler yapıdadır. Bu durum tendon cerrahisi açısından önem taşımaktadır (7).

Ekstrinsik sistem, proksimalde zon IV seviyesinden giren longitudinal uzanan vasküler yapılarla başlar. İntratendinoz kanallarla distale doğru uzanır. Distalde vinkulalar tarafından oluşturulan segmental bir sistem oluşturur. Tendonlar yapışma yerlerinde ise kemik ve periosttan gelen damarlar ile vaskülarize olurlar (7,8,17).

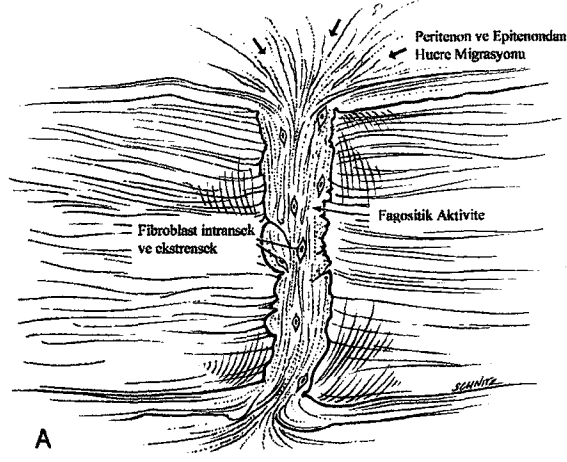
2.5. FLEKSÖR TENDON İYİLEŞMESİ

Fleksör tendonun iyileşme biyolojisi; travma şekli, hücrel aktivite, revaskülarizasyon kapasitesi, büyüme faktörleri ve çok çeşitli kimyasal maddelerle ilişkilidir.

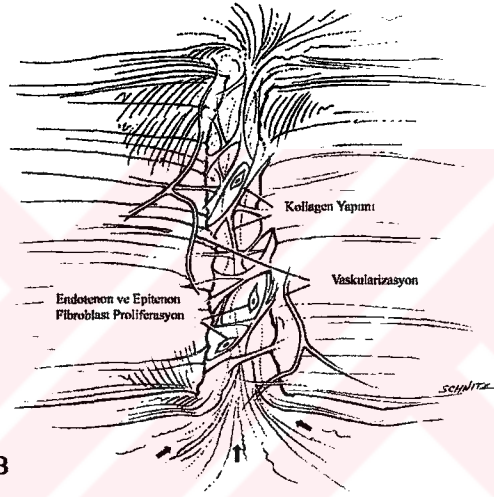
Tendon iyileşmesi başlıca iki şekilde olabilir. 1- Sinovyal sıvı destekli intrinsik iyileşme, 2- Granülasyon dokusu destekli fibroblastik iyileşme (ekstrinsik iyileşme). Tendon iyileşmesinde her iki süreçte etkilidir. Ancak bunlardan biri baskın olur. Sinovyal kılıfın devamlılığının sağlandığı, tendona hareketlilik kazandırıldığı durumlarda intrinsik iyileşme baskın gelir ve tendon yapışıklılığı minimal olur (7,18).

Intrinsik iyileşme, önce epitendinöz ve endotendinöz hücrelerin kesi sahasına toplanması sonucu kallus benzeri bir doku ile başlar. Tenositler bu dokuyu invaze ederek kollagen sentezler ve tendon iyileşir. Tendon iyileşmesi yaklaşık 8 hafta sürer. İyileşme dönemleri: Başlıca 3 fazda gerçekleşir.

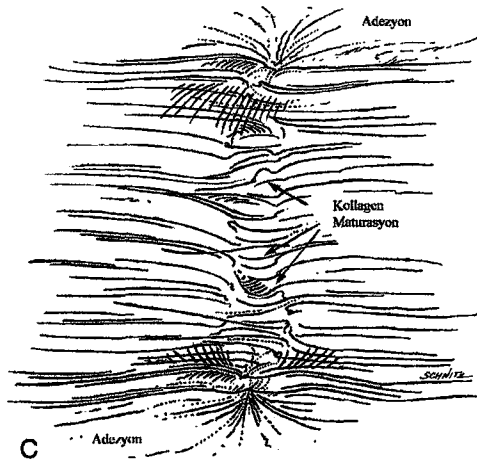
- 1- İnflamatuvar Faz : Onarım sonrası 3 ila beşinci günler arası inflamatuvar dönemdir.
- 2- Fibroblastik veya Kollagen Üretim Fazı: Beşinci günden başlar, 3 ila 6 hafta arasında sürer.
- 3- Remodeling (yeniden yapılanma) Fazı: 6 hafta ile 9 hafta arasındadır (Şekil 4).



A - İlk Beş Gündeki Tendon İyileşmesi



B - Üçüncü Haftadaki Tendon İyileşmesi



C - Sekizinci Haftadaki Tendon İyileşmesi.

Şekil 4. Fleksör Tendon İyileşmesi (7).

İnflamatuvar fazda, tendon uçları üzerinde fibrinden bir kılıf oluşur. Fibroblastik fazda, endotelial hücre proliferasyonu sonucu yeni kapiller damarlar oluşur. Kollagen sentezi ve ekstrasellüler matris senteziyle tendon gerilim gücü hızla yükselir. Remodeling fazında kollagen sentezlenmeye devam eder. Sentezlenen kollagen fibroblastlar aracılığıyla longitudinal olarak dizilir ve tendon fibrilleri oluşur (7). Tendon kılıfının rezeke edildiği, uygun olmayan sütür tekniği kullanıldığı ve tendonun postoperatif dönemde immobilize edildiği durumlarda ekstrinsik iyileşme olmaktadır. Bu durumda tendon çevreden gelen granülasyon dokusu ile iyileşmektedir (10).

Tendon tamir edildikten sonraki ilk dönemde kesik tendon uçlarını bir arada tutan konan dikişin direncidir. İkinci dönemde kollagen oluşumu başlamasıyla birlikte, dikişe binen yük azalmaya başlar. Bu dönemin sonunda tendon iyileşmesi yük almaksızın aktif hareketi karşılayacak güce erişir. Tendon stres almadan iyileştiğinde iyileşme süresi uzar ve yapışıklılık artar. Bu nedenle tendonların yapısal özelliklerinden dolayı; tendon kılıfının devamlılığı, tendonun hareketliliği ve bu mekanizmayı bozabilecek cerrahi sütür yerleştirilmesi, iyileşmede rol oynayan üç temel öğedir (7,8,18).

2.6. FLEKSÖR TENDON YARALANMALARI ve TEDAVİSİ

Kazaların ortalama % 40' ı trafik, % 25' i ev, % 20' si iş kazalarıdır. El yaralanmalarının % 55' i iş, % 40' ı ev ve % 1' i trafik kazaları sonucu oluşmaktadır. Tüm el yaralanmaları içinde fleksör tendon yaralanmaları yaklaşık % 7' lik bir orana sahiptir. El yaralanmaları kalıcı sakatlıkla sonuçlanabilir ve işgücü kaybına neden olur. Bu yaralanmalar kesici aletle (bıçak,keser, hızar vb) veya ev eşyası (boru, cam, çivi, kapı sıkışması vb) ile olmaktadır (8,10).

Fleksör sistem muayenesi PIP eklem ve DIP eklem hareketlerine bakılarak yapılır. Hem PIP hem de DIP ekleminde aktif fleksiyon yapılamıyorsa FDP ve FDS birlikte kesilmiştir. Sadece DIP eklem fleksiyonu yapılamıyorsa FDP kesilmiştir. FDP sağlam kalıp FDS kesilmişse dikkatli muayene gerekir, çünkü hasta FDP

parmak dışında diğer üç parmak tam ekstansiyonda tutularak FDP çalışması önlenir. Hastadan serbest kalan parmağını bükmesi istenir. PIP eklem fleksiyon yapabiliyorsa FDS sağlamdır, yapılamıyorsa kesilmiştir.

1800' lü yılların sonlarında ilk kez fleksör tendon kesilerinin tedavisi gündeme gelmiştir. İlk fleksör tendon sütür tekniği 1880' de Nicoladoni tarafından tarif edilmiştir. Sonraki yıllarda Bunnell, 1918; Mason ve Shearon, 1932; Mason ve Allen, 1941; Pulvertaft, 1956; Potenza, 1962; Kessler ve Nissim, 1973; Urbaniak ve ark. 1975; Ketchum ve ark. 1977 ve diğer birçok araştırmacılar tarafından yeni fleksör tendon sütür teknikleri geliştirilmiştir (2,7,8). Başlangıçta fleksör tendon kesilerinin tamirinden başarısız sonuçlar alınmıştır. Fleksör tendon tedavisindeki güçlük, travma sonucu sinovyal kılıfta ortaya çıkan yapışıklıklardan meydana gelmektedir (7,10).

Tendon tamiri onarım zamanına göre ikiye ayrılır.

1- Primer onarım

- a. Erken primer onarım: İlk 24 saat içinde yapılan onarımdır.
- b. Geç primer onarım: 24 saat ile 2 hafta arasında yapılan onarımdır.

2- Sekonder onarım

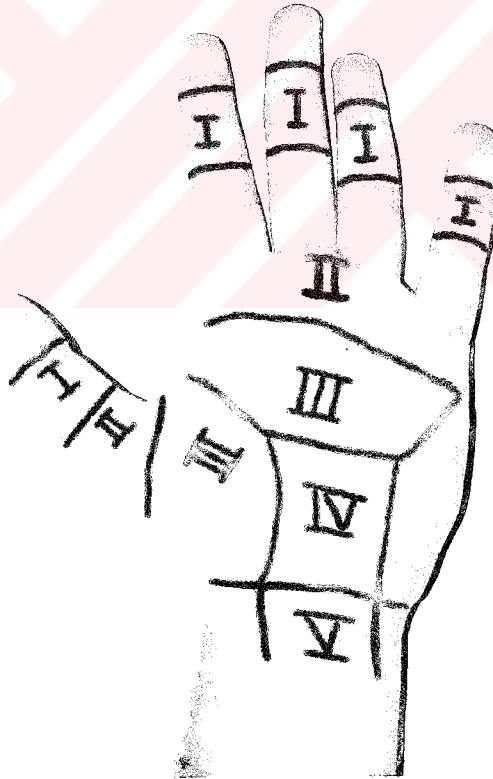
- a. Erken sekonder onarım: 2 ila 4 hafta arası yapılan onarımdır.
- b. Geç sekonder onarım: 4 hafta sonra yapılan onarımdır.

Fleksör tendon yaralanmalarında kontrendikasyon yoksa acil cerrahi tedavi günümüzde tercih edilen yöntemdir. Üzerinde anlaşılan diğer bir uygulama da, FDP ve FDS' in birlikte kesilerinde sadece FDP' un tamir edilmesi yerine, her iki tendonun da tamir edilmesidir (9). Primer tamirin avantajları şunlardır: 1) Tendona dikiş atmak daha kolaydır, 2) Tendon dikişi daha iyi tutar, 3) Tendon daha iyi karşılaştırılır, 4) Tamir uçlarındaki aralık "geç" (gap) minimaldir, 5) Tendon yaskularitesindeki bozukluk minimaldir, 6) Erken harekete izin verir. Parmakta veya avuç içinde ciddi, çoklu doku yaralanması varlığında, enfeksiyon riski yüksek

kontamine yaralanmalarda ve fleksör sistem üzerinde kapatılamayan cilt defekti varlığında primer fleksör tendon tamiri yapılmamalıdır (7,9,10).

Tendon yaralanmalarının erken tedavi edilmediği veya edilemediği durumlarda; geç primer tamir, sekonder tamir, serbest tendon grefti veya iki aşamalı tendon onarımı gibi tedavi seçenekleri vardır. Cerrahi uygulama sırasında büyötmeye gereksinim duyulur. Bu amaçla loop veya biyomikroskop kullanılabilir. Kaba aletlerden kaçınılmalı, atravmatik mikrocerrahi aletleri kullanılmalıdır.

Onarım ve fonksiyon bakımından fleksör tendon yaralanmalarını inceleyebilmek için el bazı bölgelere ayrılmıştır. İlk kez Bunnel tarafından tanımlanan bu sınıflandırma, 1983' te International Federation Of Societies For Surgery Of The Hand (Uluslararası El Cerrahi Birliğı) tarafından Kleinert ve Verdan' nın modifiye ettiği şekli ile tanımlanmıştır (7) (Şekil 5).



Şekil 5. Verdan' a Göre Elde Fleksör Tendon Zonları (7).

Fleksör tendon yaralanmalarında tamirler bu zonlara göre yapılır. Zon I: FDS' in yapışma yerinin distalinde kalan bölgedir. Tendon ucuna santral dikiş

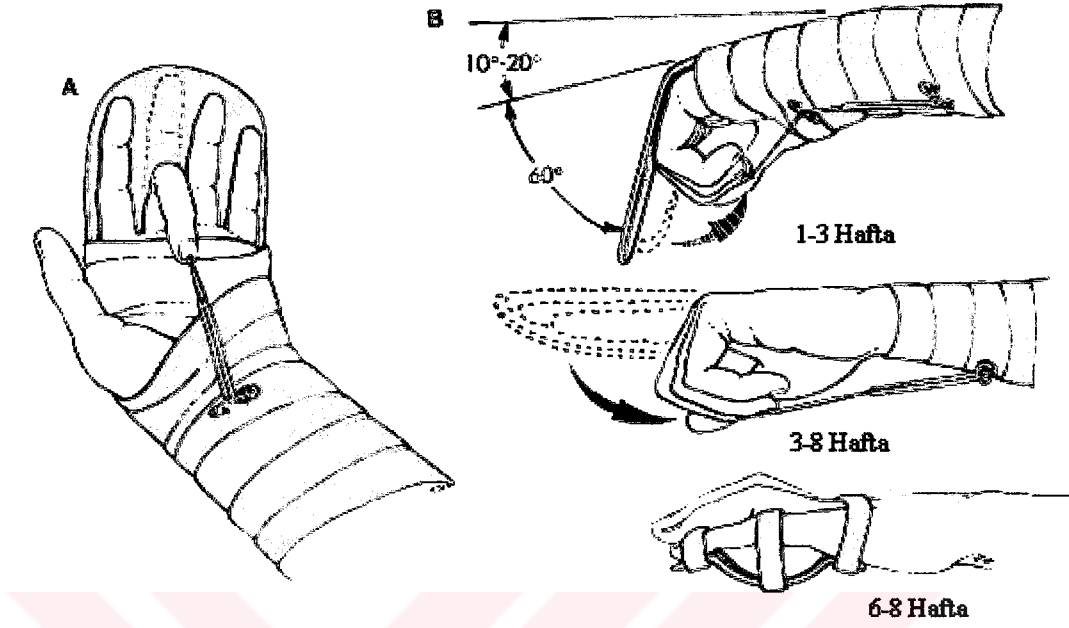
yerleştirilip pulleylerin içerisinde geçirilip tendon tamir sahasına taşınır. Zon I' deki tamirlerde A₄ pulleyi mutlaka korunmalıdır. Zon II (parmak orta ve proksimali): Pulleyin başlangıcından FDS insersiyosunun bitimine kadar olan bölgedir. Tendon tamirinin en güç, sonuçlarının en kötü olduğu bölgedir. Bunnel tarafından "No man's land" (kritik bölge) olarak adlandırılır. Sıklıkla nörovasküler yapılar da yaralanmaya eşlik eder. Tamir için ek cilt kesileri gerekir. Annuler pulleyler, özellikle de A₂ ve A₄ pulleyler korunmalıdır. FDP tendonun Chamber Chiasma' sı içinden geçmesine dikkat ederek hem FDP' un, hem de FDS' in tamir edilmesi uygundur.

Yaralanma sırasında kesilmişse mutlaka A₂ ve A₄ pulleyler rekonstrükte edilmelidir. İyi sonuç için çok ciddi bir rehabilitasyon programı gerekir. Zon III: Karpal tünel distalinden A₁ pulleyine kadar olan bölgedir. Lumbrikal bölge olarak da adlandırılır. Her iki tendon da yaralanabilir. Her iki tendon tamir edilir. Zon IV: Tendonlar sinovyal kılıfla örtülüdür. Tendon yaralanmalarına median sinir yaralanması da eşlik edebilir. Yaralı tüm oluşumlar genel prensipler dahilinde tamir edilmelidir. Zon V: Transvers karpal ligaman proksimalindeki bölgedir. Sıklıkla cam, bıçak gibi kesici aletlerle oluşan ciddi yaralanmalardır. Tendonlarla birlikte büyük sinir ve damarlar da yaralanabilir. Kesi, tendon kalınlığının % 60' ının altında ise tamire gerek duyulmaz. % 60' ın üzerindeki kesilerde ise tam kesi gibi kabul edilir (9,10).

Ameliyat sonrası el bileği 20⁰ - 30⁰ fleksiyonda, MP eklemler 70⁰ fleksiyonda ve interfalangeal eklemler ekstansiyonda dorsal atel yapılır. Rehabilitasyon programının amaçları; eklem hareketlerini korumak, tendonun kopmadan ve yatağına yapışmadan iyileşmesini sağlamaktır. Bu amaçla aşağıdaki yöntemlerden birisi seçilebilir;

2.6.1. Aktif Ekstansiyon Lastik Bant Fleksiyon Yöntemi: Kleinert (20); tarafından geliştirilmiştir. Tırnaklardan geçirilen dikişlere bağlanan veya tırnağa yapıştırılan kopçalara tutturulan lastik bantlar MP, PIP ve DIP eklemlerden pasif fleksiyon yapılırken, parmak ekstansiyonu aktif olarak yapılır (Şekil 6).

2.6.2. Kontrollü Pasif Hareket Yöntemi: Duran ve Hauser (7); tarafından geliştirilmiştir. Fleksiyon pasif olarak yaptırılırken, ekstansiyon aktif olarak yapılır.



Şekil 6. Aktif Ekstansiyon, Lastik Bant Fleksiyon Yöntemi (8).

2.6.3. Kontrollü Aktif Hareket Yöntemi: 4 veya 6 geçişli dikiş ve epitendinöz dikişle tamiri yapıldığında uygulanmalıdır. Özellikle Zon II yaralanmalarda sonuçları iyidir. Hastanın uyumlu olması gerekir. Tamirin kopma riski diğer rehabilitasyon yöntemlerine göre daha fazladır (9,21).

2.7. FLEKSÖR TENDON TAMİRİNDE UYGULANAN SÜTÜR TEKNİKLERİ

Tenorafî esnasında iyi bir adaptasyon gereklidir. Tendonu mümkün olduğu kadar az travmatize eden, tendon kanlanması bozulmaya neden olmadan yüzeyinin muhafaza edildiği, iyi ve dayanıklı bir suture tekniği kullanmak gerekir. Tendon kılıfının devamlılığına ve tendonun pulley sistemindeki hareketliliğine uygun şekilde sutureler konmalıdır. Tendon suture mümkün olduğunca küçük bir alanda gerçekleştirilmelidir. Her iki tendon ucunun adaptasyonu, primer tendon onarımında çok önemlidir (7,8).

Fleksör tendon tamirinde uygulanan sütün yöntemleri üzerine yapılmış çok sayıda klinik ve laboratuvar araştırmaları mevcuttur (3,22-26). Bu çalışmalarda; sütün tekniği, iyileşme mekanizması, stres altında etkinlik, tamir morfolojisi ve tamirinin gücü araştırılmıştır (2,27). Bunca sayısız klinik, in vivo ve in vitro çalışmalara rağmen fleksör tendon onarımında altın standart bir tedavi metodu geliştirilememiştir (23). Yapılan birçok in vivo çalışmalarda, onarılan tendon immobilize edildiğinde, ameliyat sonrası 5 ila 21. günlerde, onarım sonrası başlangıç gerilme gücünde % 10 ile % 50 arasında azalma görölmüştür. Kontrollü pasif mobilizasyon ve erken hareket başlanan çalışmalarda başlangıç gerilme gücünde daha az azalma saptanmıştır (28).

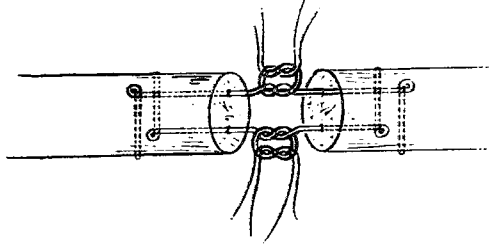
Birçok fleksör tendon sütün metodu, onarım sonrası 5 ile 20. günlerinde ilk onarım sonrası gerilme gücünün % 25' ini kaybetmektedir. Erken aktif hareket protokolleri güçlü onarım gerektirmektedir. Bu da fleksör tendon sütün onarımında yeni teknik geliştirme nedeni olmaktadır (7-9,12). Fleksör tendon sütün teknikleri başlıca iki grup altında toplanırlar.

2.7.1. Kor "Core" Sütünleri: Çok fazla sayıda fleksör tendon kor sütün tekniği bulunmaktadır (2-4,22-24,29-36). İdeal kor sütününde bulunması gereken özellikler şunlardır (7-9):

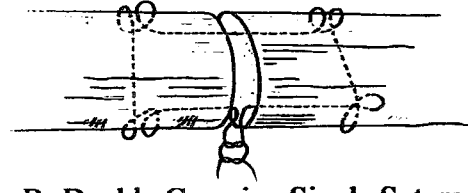
1. Sütün kolaylıkla yerleştirilebilmelidir,
2. Sütün düğümü güvenli ve sağlam olmalıdır,
3. Tendon kesi uçları uygun (düz) şekilde uç uca gelmelidir,
4. Onarım sahasında minimal gep potansiyeli olmalı,
5. Tendonun vaskülarizasyonu minimal etkilemeli,
6. Erken hareket protokollerine olanak sağlayacak şekilde, güçlü gerilme gücüne sahip olmalıdır (şekil 7).

Daha önce yayınlanmış çok sayıda fleksör tendon sütün tekniğiyle ilgili araştırma sonuçlarının genel özellikleri aşağıdaki gibidir (7,22,28,33,37,38):

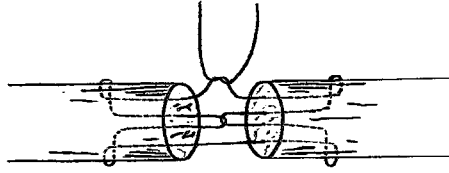
1. Fleksör tendon onarım gücü, onarım sahasından geçen sütün geçiş sayısıyla doğru orantılıdır,
2. Kilitli düğüm gerilme gücünü artırmakta ancak gep oluşumuna ve kollapsa yol açmaktadır,



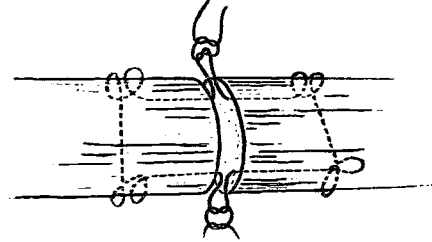
A- Double Loop
(Lee)



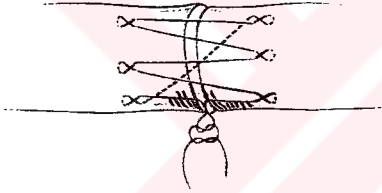
B- Double Grasping Single Suture
(Taras Et Al)



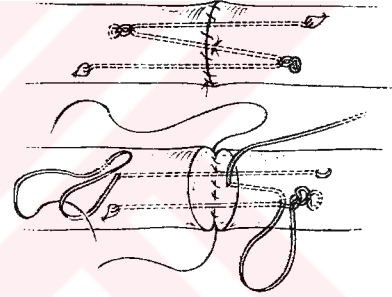
C- Interlock Stitch
(Rebortson)



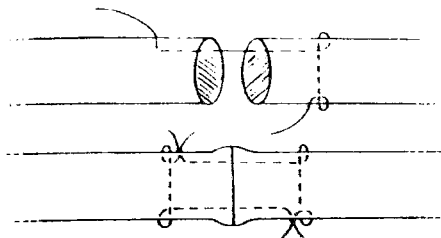
D- Double Grasping Two Sutures
(Taras et al)



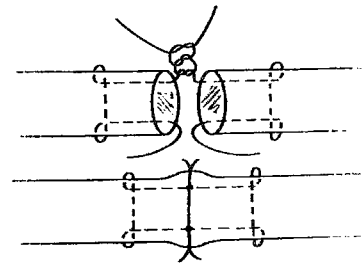
E- Single-Cross Grasp
Six-Strand
(Sandow)



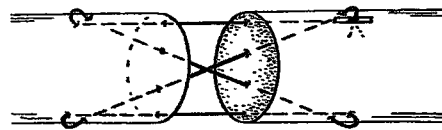
F- Six-Strand Using
Three Suture Pairs
(Lim And Tsai)



G- Kessler Grasping Stitch



H- Kessler-Tajima Stitch



I- 4-Gecisli Modifiye Kessler

Şekil 7. Değişik Kor Sütür Teknikleri (7).

3. Rüptür genellikle düğümde olmaktadır,
4. Sütür apı arttıkça onarım gücü artmaktadır,
5. 3-0 veya 4-0 sentetik sütürler ideal tamir s t rleridir,
6. Sütür düğüm sayısı arttıkça g c de artmaktadır. Düğüm onarım sahası dışında bırakılmalıdır,
7. Kor s t r n n dorsale yerleştirilmesi, palmara yakın yerleŐtirilmesine göre biyomekanik ve gerilme gücü açısından daha üstündür.

Onarım sahasından geçen sütür sayısı arttıkça gerilme gücü de artmaktadır. 4 geçişli sütürün 2 geçişli s t rden en az 2 kat daha fazla etkili olduğu bulunmuştur. 6 geçişli sütür 4 geçişli ve 2 geçişli s t rden daha etkilidir. 2, 4 ve 6 geçişli sütürlerin in vivo çalışmalarda başlangıç onarım gerilme gücü, 1, 3 ve altıncı haftalardaki gerilme gücü ile karŐılaŐtırılmıŐtır. 1 ile  c nc  haftalar arasında baŐlangıça göre ortalama %25 azalma olurken, altıncı haftada baŐlangıça göre %20 gerilme gücünün artmıŐ olduğu g r lm Őt r (14,23,39).

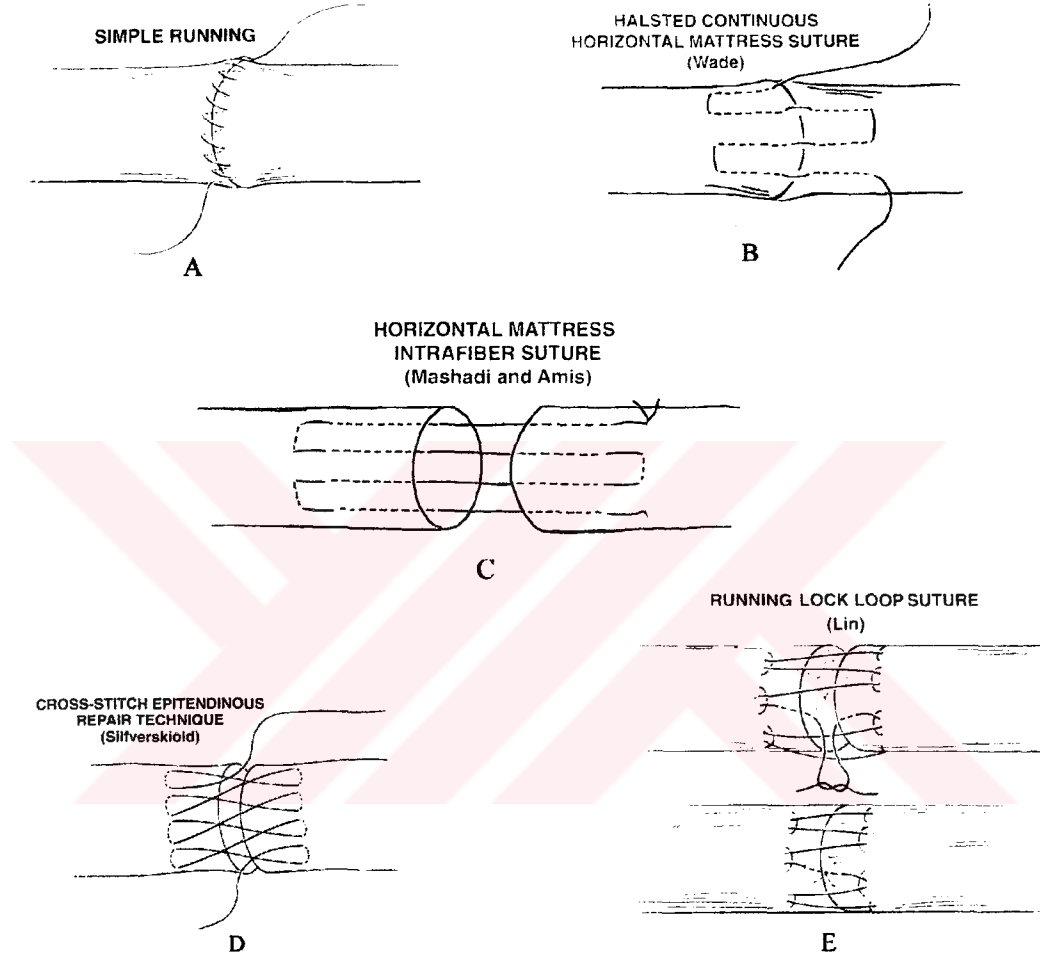
2.7.2. Periferal Epiteodin z Sütür: Kor sütürde olduğu gibi, periferal epiteodin z sütür teknikleri üzerine de çok sayıda klinik ve laboratuvar araŐtırması yapılmıŐtır (25-27,40-43).

Epiteodin z sütür terimi, epitenondan gelmektedir ve epitenondaki hücre katmanlarından en az ikisini ihtiva etmektedir (42). Periferal sütür ilavesi kesi sahasına tendon uçlarının invagine olmasını sağlar. Onarım sahasının kılıfa takılmasına engel olur. Birçok alıŐma tendon uçlarının onarımındaki zayıflığın, gap oluşumuna yol açtığı, bunun adezyonla sonuçlandığı ve tendon eksk rsiyonunda azalmaya neden olduğunu ortaya koymaktadır. Periferal sütür daha k c k bir cerrahi alanda yapılabilir (44). Kor sütüre, periferal epiteodin z sütür ilavesi gap oluŐmasını engellemekte ve fleksör tendon gerilme gücünün %10 ile %50 arasında artmasına neden olmaktadır (28,39,41).

Başlıca kullanılan periferal sütür teknikleri Şunlardır;
Basit (running) seyirli dikiş Şekil 8-A (7),
Aralıklı bir tendon içi, bir dıŐı epiteodin z sütür Şekil 8-B (25),
Horizontal seyirli intratendinöz sütür Şekil 8-C (40),

Çapraz geçişli epitendinöz suture Şekil 8-D (22),

Kilitli suture Şekil 8-E (44).



Şekil 8. Periferal Epitendinöz Suture Teknikleri (7).

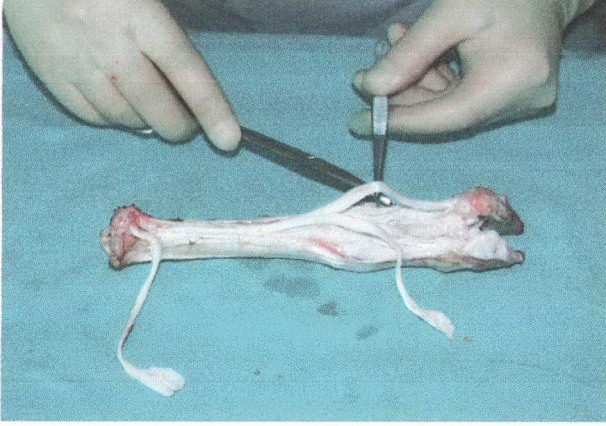
GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada, 20 koyunun 40 ön kolu kullanıldı. Tüm koyunlar erkekti ve aynı sürüye aitti. Yaşları 12 - 18 ay arasındaydı. Tüm koyunlar aynı günde, aynı mezbahane (Tanç Gıda AŞ, Kayseri) kesildi. Kesim sonrası ağırlıkları 20 - 25 kg arasındaydı. Dirsek ekleminden ampute edilen ön kollar alındı.

Çalışmamıza Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'nca "17.02.2004 – 04/44" tarih ve sayılı kararı ile olur verildi.

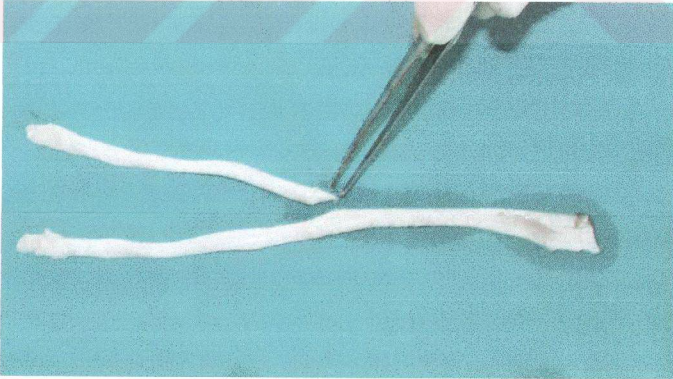
3.1. FLEKSÖR TENDON HAZIRLANMASI VE TENORAFİ

Koyun fleksör tendonun hazırlanması ve tenorafi aşaması Hakan Çetinsaya Deneysel ve Klinik Araştırma Merkezi (DEKAM)' nde yapıldı. Dirsek ekleminden ampute ön kollar, laboratuvardaki -25 santigrad derece, celsius (°C)' lik derin dondurucuya (Medical Freezer, Sanyo®, Tokyo, Japan) konuldu. Diseksiyona kadar derin dondurucuda saklandı. Diseksiyon öncesi oda sıcaklığında bekletilerek çözünmesi beklendi. Çözünen ön kolda FDP communis tendonu proksimalde dirsek ekleminden, distalde falanks yapışma yerinden ayrılarak çıkarıldı (Şekil 9).



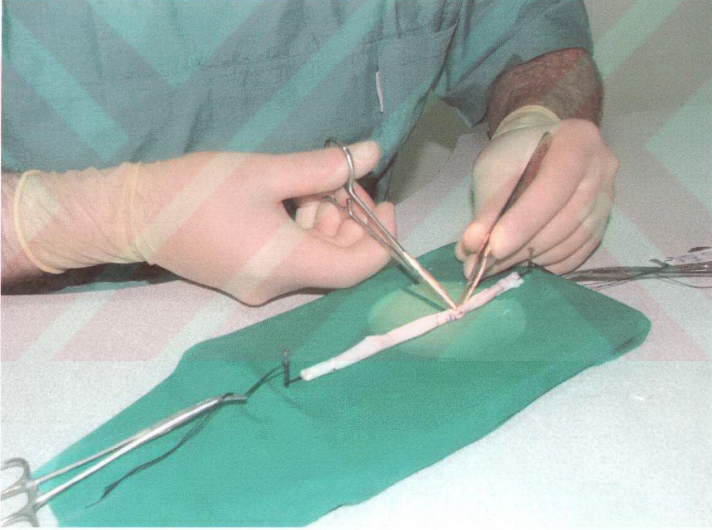
Şekil 9. Koyun Ön Kolundan FDP Communis Tendonunun Diseke Edilmesi.

Koyunda FDP tendonu, FDP communis şeklindedir. El bileği seviyesinde parmaklara giden dalları ikiye ayrıldığından bütün olarak 15 santimetre (cm) uzunlukta tendon elde etmek için tüm numunelerin bir parmağa giden tarafı chiazmada ki ayrım yerinden düzgün şekilde kesildi (Şekil 10). Diğer parmağa ait taraf sağlam bırakıldı.



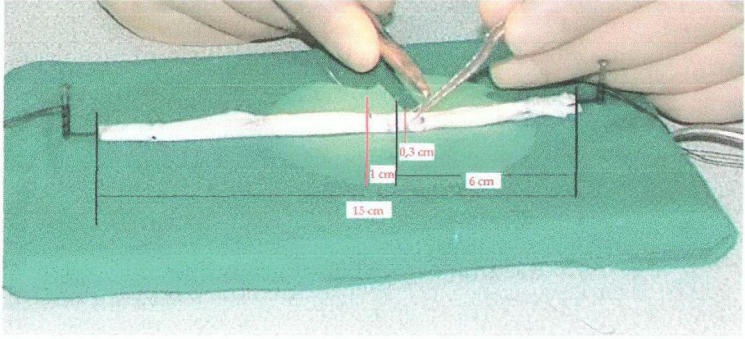
Şekil 10. FDP' un Tek Bir Parça Haline Getirilmesi.

Tendon, kılıfı ve diğer yumuşak dokularından temizlendi. Tendonun her iki ucu 1 No ipek (Sterisilk®, NH SSM AŞ, Ankara, TR) sütürle, uçlarında 5 cm uzunlukta ip kalacak şekilde dikildi. Her bir tendonun ait olduğu grubun kodunun yazılı olduğu etiket, atılan bu sütün ucuna bağlandı. Tenorafinin daha kolay ve sabit bir ortamda yapılabilmesi için, tahta bir zemin üzerine 20 cm aralıkla iki çivi yerleştirildi. Sütüre edilen tendonun iki ucu bu destek noktalarına ipek sütürler yardımıyla tutturuldu (Şekil 11) ve ortalama 15 cm' lik bir tendon elde edildi. Tendonun distaldeki yapışma yerinden itibaren 6 cm proksimali (MP seviyesi) işaretlendi. Bu seviye tendon kesi bölgesi olarak saptandı. Bu nokta marker kalem ile işaretlendi. Bu noktanın 3 mm ve 10 mm distali ve proksimali işaretlendi. Bu noktalar core ve periferik sütünlerin çıkış yerleri olarak planlandı (Şekil 12).



Şekil 11. Tahta Zemin Üzerinde Tenorafisi. Tendonun Her İki Ucu İpek Sütürlerle Tespitlere (Çivilere) Bağlanmış Şekilde.

Sütün öncesi tüm tendonların ön-arka ve yan çapları mm olarak ölçüldü. Tendonun işaretli bölgesinden ön-arka çapının % 80' ini içine alacak şekilde, keskin bistüri yardımı ile parsiyel kesi oluşturuldu.



Şekil 12. İşaret Noktalarının Yerleşimi.

Kor sütürü için, monofilament naylon absorbe olabilen 4-0 No yuvarlak uçlu PDS (Ethicon©, Inc, Somerville, NJ) kullanıldı. Periferal epitendinöz sütür için polypropilen absorbe olmayan 6-0 No yuvarlak uçlu Prolene (Surgipro©, US Surgical, Norwalk, CT) kullanıldı.

Tüm işlemler ve tenorafı tek bir cerrah tarafından, biyomikroskop (OPMI® pico/f 170, Carl Zeiss Optical, Inc, D) eşliğinde yapıldı. Kor sütür 4 × büyütmede, düğüm proksimalde kalacak şekilde yapıldı. Düğüme iki kez düz çiftli, bir kez ters çiftli ve bir düz, bir ters toplam sekiz kez kilitleme yapıldı. Kor sütür tendon uçlarında bükülme veya toplama yapmadan atıldı. Kor sütür düğümlemeden önce keski bistüri ile komplet hale getirildi ve düğüm atıldı (Şekil 13). Biyomikroskop periferal epitendinöz sütür atılırken 6 × büyütme getirildi. Tenorafı sonrası tendonun yine ön-arka ve yan çapları dijital kumpas yardımıyla ölçülerek kaydedildi.



Şekil 13. Biyomikroskop Eşliğinde Tenorafi.

3.2. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI

Tendonlar rastgele sekizerli 5 gruba ayrıldı.

Grup I; Sağlam, herhangi bir işlem uygulanmamış kontrol grubu, K (**K**ontrol),

Grup II; 2 geçişli modifiye Kessler kor sütürü (Şekil 7-G) ile, running periferal epitendinöz (Şekil 8-A) sütür, K₂R (**2** geçişli **K**essler + **R**unning Periferal),

Grup III; 2 geçişli modifiye Kessler kor sütürü (Şekil 7-G) ile geliştirdiğimiz çift iğneli çok noktadan kilitli periferal sütür (Şekil 9), K₂L (**2** geçişli **K**essler + **L**ocking Periferal),

Grup IV; 4 geçişli modifiye Kessler kor sütürü (Şekil 7-I) ile running periferal epitendinöz (Şekil 8-A) sütür, K₄R (**4** geçişli **K**essler + **R**unning Periferal),

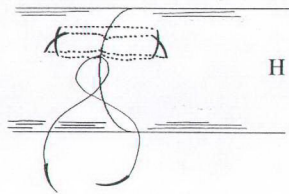
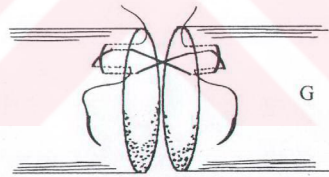
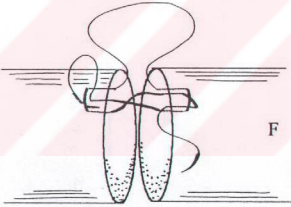
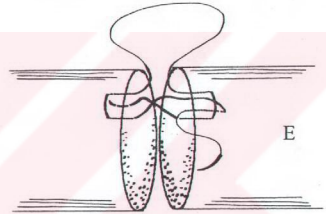
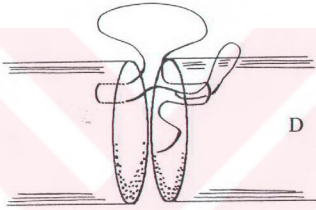
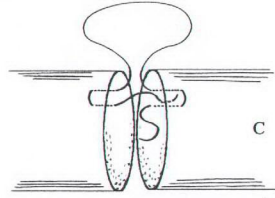
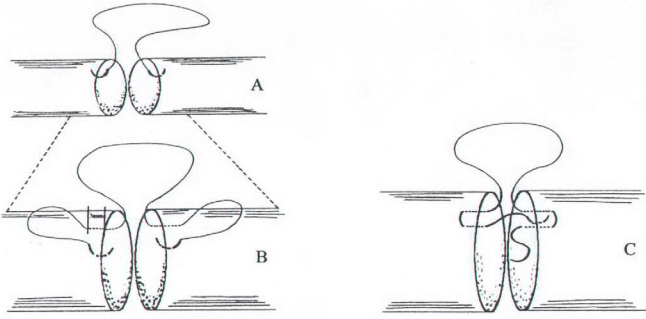
Grup V; 4 geçişli modifiye Kessler kor sütürü (Şekil 7-I) ile geliştirdiğimiz çift iğneli çok noktadan kilitli periferal sütür (Şekil 9) uygulandı. K₄L (**4** geçişli **K**essler + **L**ocking Periferal).

3.3. GELİŞTİRİLEN ÇİFT İĞNELİ ÇOK NOKTADAN KİLİTLİ PERİFERAL SÜTÜR TEKNİĞİ

Daha önce uygulanmamış yeni bir suture tekniği geliştirilirken buna ait ilk denemeler silikon tüplerde yapıldı. Hem yeni suture tekniği hem de her gruba ait suture kombinasyonu silikon tüplerde gerçekleştirildi. Daha sonra aynı işlemlere tekniğin geliştirilmesi ve pratikliğin artırılması için inek ve koyun fleksör tendonlarında devam edildi.

İşaret noktaları belirlenmiş tendona önce kor suture atıldı. Kor suturenden sonra periferal suture geçildi. Aynı seviyede tendonun her iki ucundan 3 mm uzaklıktaki işaretili bölgeden, 2 mm derinlikte suture iğnesi geçirildi (Şekil 14-A). İşaretili bölgedeki iğne çıkış yerinden 3 mm aralık bırakarak suture ters yönde kesi hattına geçildi. Aynı aşamalar tendonun karşı ucunda da uygulandı (Şekil 14-B). İğnelerden biri kesi hattının karşı kenarına 1 mm derinlikte, kesi hattından 2 mm uzaklıkta olacak şekilde geçirildi (Şekil 14-C). Aynı iğne daha önce atılmış suturen üzerinden, onu çaprazlayacak şekilde ve derinlik 2 mm olacak şekilde kesi hattından çıkarıldı (Şekil 14-D). Bu kez iğnelerden ikincisi aynı işlemi karşı tarafta oluşturmak üzere alındı. Yine kesi hattında 1 mm derinlikte ve hattan 2 mm uzaklıkta olacak şekilde daha önceden var olan suturen önünden çıkarıldı (Şekil 14-E). İğne suturen arkasından, onu çaprazlayacak şekilde ve yine 2 mm derinlik olacak şekilde kesi hattından çıkarıldı (Şekil 14-F). Her iki iğne de kesi hattında karşılıklı aynı seviyeye gelmiş oldu (Şekil 14-G). Klemplerle sutureler gerilerek karşılıklı tendon uçları oturtuldu (Şekil 14-H).

Bu şekilde suturen hem tendon kesi bölgesinde, hem de tendon gövdesinde çaprazlayarak kilitlenmesi sağlanmış oldu. Her tendona bu şekilde her tarafından en az 5 olmak üzere 5 veya 7 kilitli periferal suture devamlı “continuous” atıldı.



Şekil 14. Geliştirilen Yeni Periferal Sütür Tekniğinin Tenorafi Aşamalarının Şematik Gösterimi.

3.4. TENDONLARIN SAKLANMASI

Tendonların diseksiyon sonrası, tenorafi ve biyomekanik test esnasında kurumalarına engel olmak üzere % 0,9 Serum Fizyolojik (SF) (Vacoliter®, Eczacıbaşı / Baxter, İstanbul, TR) uygulandı. Tenorafi sonrası ait oldukları gruplarla birlikte % 0,9 SF' le ıslatılmış spançlara sarılarak -25 °C' deki derin dondurucuda her bir grup için ayrı bir kapta saklandı.

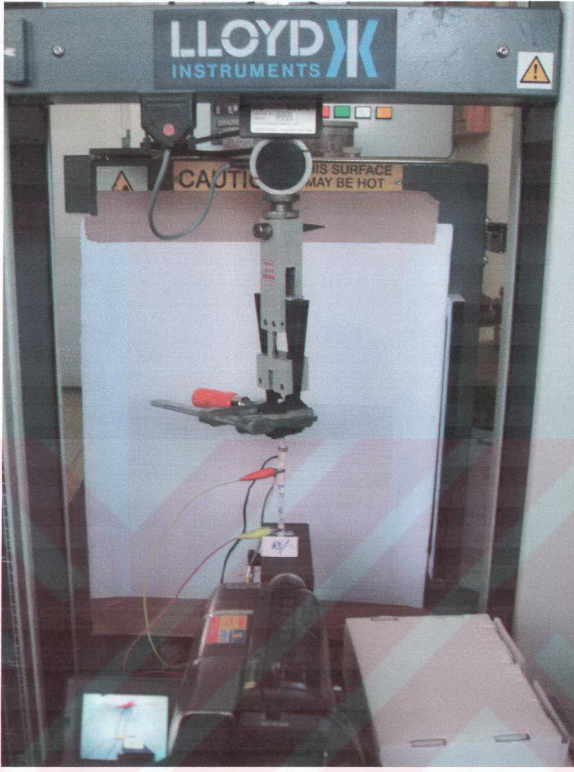
Numunelerin transportu soğuk zincire uygun şekilde kuru buz ve ısı yalıtımlı köpüklü kaplarla yapıldı ve bu şekilde Orta Doğu Teknik Üniversitesi (ODTÜ) Biyomekanik Laboratuvarı' na getirildi. Yine bu laboratuvarıda da -25 °C' lik derin dondurucuda deney anına kadar bekletildi.

3.5. BİYOMEKANİK İNCELEME

Çalışmanın II. Aşaması ODTÜ Mühendislik Bilimleri Bölümü Deneysel Biyomekanik Laboratuvarı' nda gerçekleştirildi. Testlere başlamadan önce numunelerin oda sıcaklığında, % 0,9 SF çözümüyle ıslatılarak çözünmesi ve deney esnasında nemli bir ortamda kalması sağlandı. Biyomekanik Test Lloyd LS500 (Lloyd Instruments, Southampton, UK) test cihazında (instron) gerçekleştirildi (Şekil XV). Sağlam olan K grubu için 2500 N kapasiteli yük hücresi, tenorafi yapılmış gruplar için 500 N kapasiteli yük hücresi kullanıldı. Hassasiyet payı % 0,1 (0,5 N üzerindeki her ölçüm için hassas) idi.

Biyomekanik testlere başlamadan önce oda sıcaklığı ve ortamdaki nem miktarı ölçüldü. Deneyin tüm aşamaları kamera (Sony®, Handycam Hi-8, CCD-TRV 428, Japan) ile kaydedildi. Arka fona milimetrik kağıt üzerine iki mm aralıklarla marker çizgisi kondu. Kamera ile yapılan çekimlerde bu markerlar kullanılarak iki mm gap olduğu an tespit edildi.

Tendon, her iki ucundan instronun çenelerine sıkıştırıldı. K grubunda yüksek yüklerle çıktığından, tendonun çenelerden kaymaması için, ilave sıkıştırıcılar çeneler üzerine yerleştirildi. Test başlamadan önce instron standart yük (1 N) altında sıfırlandı (pre-load edildi).



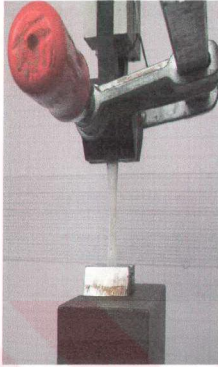
Şekil 15. İnstron Test Cihazı (Deney Yapımı Esnasında).

20 mm/dakika (dk) hızında tek yönlü çekme uygulandı. Çekme işlemi boyunca dijital fotoğraf makinesi (C5000 Olympus®, Olympus Optical Co Ltd, Japan) ile her bir numunenin resimleri çekildi. Distraksiyona sütürler kopana veya sıyrılıp ayrılana dek devam edildi. Numunelerin instrondaki test aşamaları aşağıdaki sıraya göre kaydedildi:

1. Tendon 10 N gerilim altında (Şekil 16).
2. Tenorafi sahasında iki mm gap oluşumu (Şekil 17).
3. Periferik sütürlerde maksimum gerilme (kopmadan hemen önce) (Şekil 18).
4. Periferik sütürlerin kopup, core sütürlerde maksimum gerilme (Şekil 19).

5. Core sütürde kopma veya sıyrılma gerekleŖtiđinde (Ŗekil 20).

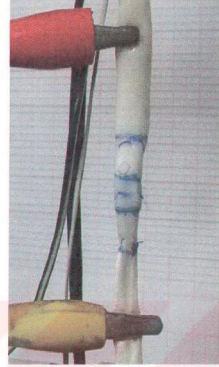
Testin nasıl sonlandığı, sütürlerin düğümü zlp çözülmediği, koparak mı, sıyrılarak mı ayrıldığı kaydedildi (Ŗekil 21).



Kontrol Grubu



Running Periferal Grubu



GeliŖtirdiđimiz Teknik Grubu

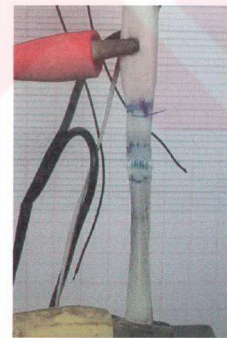
Ŗekil 16. İnrstronda 10 N Gerilim Altında Tendonlar.



Kontrol Grubu



Running Periferal Grubu



GeliŖtirdiđimiz Teknik Grubu

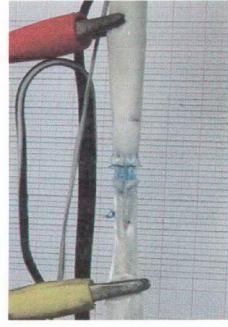
Ŗekil 17. İki mm Gap OluŖtuđunda Tendonlar.



Kontrol Grubu



Running Periferal Grubu

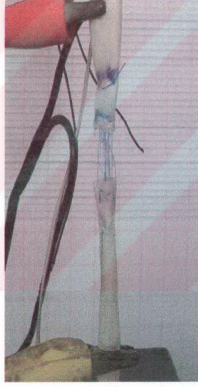


Geliştirdiğimiz Teknik Grubu

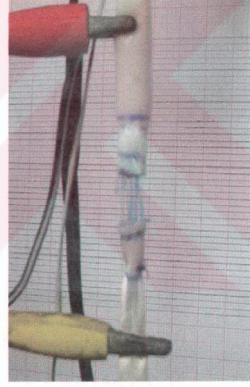
Şekil 18. Periferik Sütürler Kopmadan Önce Tendonlar.



Kontrol Grubu

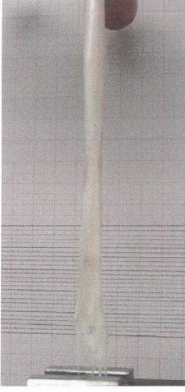


Running Periferal Grubu

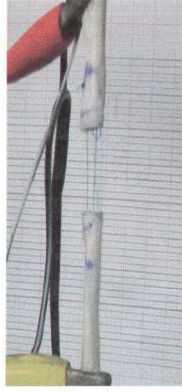


Geliştirdiğimiz Teknik Grubu

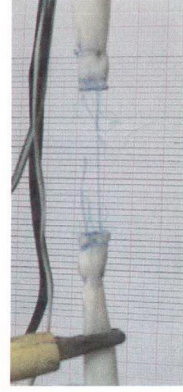
Şekil 19. Periferik Sütürlerin Kopup Core Sütürlerin Sağlam Olduğu Aşamada Tendonlar.



Kontrol Grubu



Running Periferal Grubu

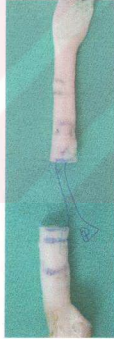


Geliştirdiğimiz Teknik Grubu

Şekil 20. Maksimum Gerilme Sonrası Testin Sonlanması.



Kontrol Grubu



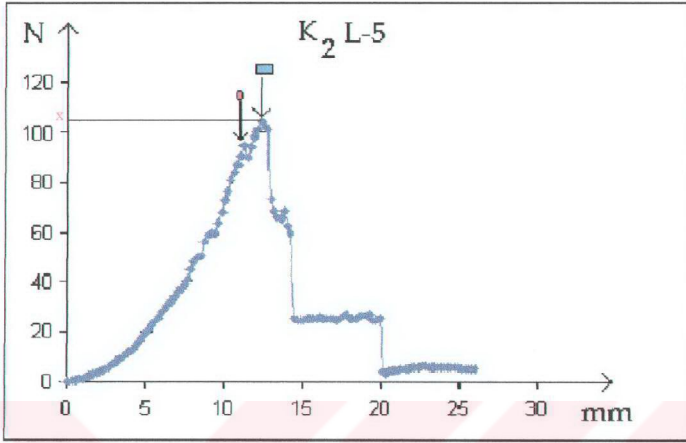
Running Periferal Grubu



Geliştirdiğimiz Teknik Grubu

Şekil 21. Test Sonrası Tendonlar.

Cihaz tarafından veriler, 0,625 saniye (s) aralıklarında kaydedildi. Her bir numunenin ayrı Excel (Microsoft® Corporation, USA) dosyası oluşturuldu. Elde edilen veriler, kamera kayıtları, dijital fotoğraf kayıtları, testlerin sonuçlarının Excel dosyası şeklinde kayıtları, voltaj değişimleri kayıtları bilgisayar ortamına aktarıldı. Her bir numune için ayrı yük - uzama eğrileri elde edildi (Şekil 22).



- 0 Periferel Sütürün Kopması,
- 1 Maksimum Gerilme ve Core Sütürün Kopması (Gevşemesi),
- 2 Maksimum Gerilme Seviyesi.

Şekil 22. Yük-Uzama Eğrisi Örneği.

Alınan veriler işlenmek üzere çalışmanın III. aşamasına geçildi. Her bir numunenin Excel (Microsoft, OfficeXP®, 2002, USA)' deki verileri ile ayrı ayrı her numunenin yük-uzama grafikleri çizildi. Bu grafikler üzerinde; maksimum yük değeri, kopma için gerekli enerji, tendon sertliği (stiffness) hesaplandı. Voltaj değerleri üzerinden tendon yüzey gerilim oranı "Rate of Tendon Resistans" (RTR) hesaplandı. Video çekimlerinden 2 mm gep oluşumu ve kopmanın ne şekilde gerçekleştiği tespit edildi. Hesaplamalar bilgisayarda Excel programında yapıldı.

3.6. BİYOMEKANİK TESTTE YAPILAN İNCELEMELER

3.6.1. Maksimum Gerilme Gücü

Tendonun ulaştığı maksimum gerilme gücü (maksimum yük) veya kopma direnci veya sütür tekniğinin gücü olarak adlandırılır (Şekil 22). Her bir numunenin

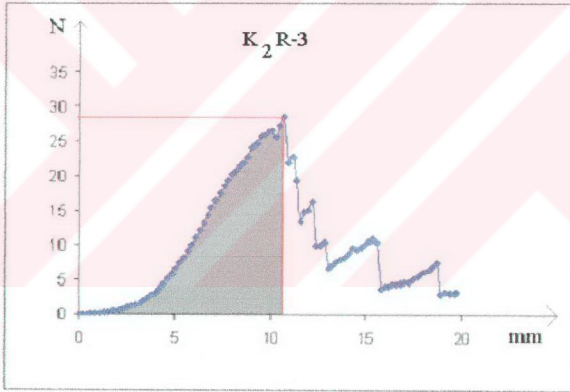
instronda ulaştığı en yüksek N değeri. Maksimum gerilme gücü tüm gruplar için ayrı ayrı kaydedildi.

3.6.2. 2 mm Gep Formasyonu İçin Gerekli Yük

Tendon uçlarının birbirinden 2 mm uzaklaştığı andaki yük (N) değeri. Her bir numunenin gep oluşturan N değeri ayrı ayrı kaydedildi.

3.6.3. Kopma İçin Gerekli Enerji

Kopma için gerekli enerji yük - uzama eğrisinde maksimum yük değerine ulaşıldığı noktadan önceki eğri altında kalan alandır (şekil 23).



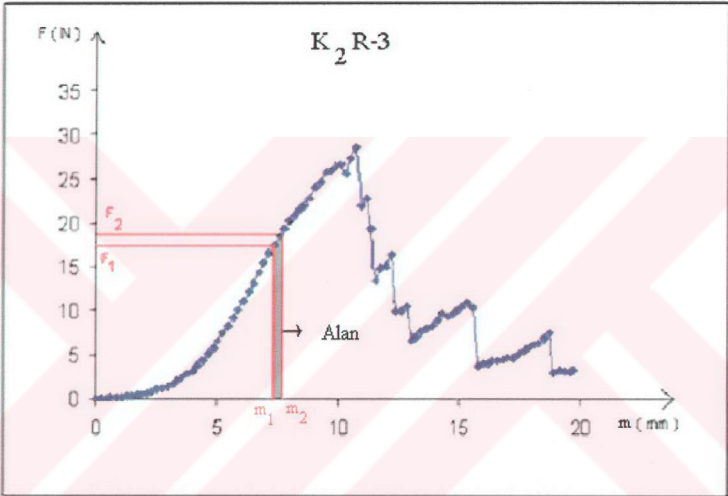
şekil 23. Kopma İçin Gerekli Enerji.

Bu alan sütürün kopması için gerekli toplam enerji değerini göstermektedir. Instron' dan deneyin yani uzamanın "distraksiyon" başladığı andan itibaren, 0.625 s aralıklarla veriler elde edildi. Başlangıçtaki sıfır noktasından maksimum gerilmeye ulaşıldığı ana kadar olan 0.625 s aralıklı tüm veriler (noktalar) alındı. Bu alan hesaplanırken 2 ardışık nokta arasına karşılık gelen eğri altındaki şekil, yamuk olarak kabul edildi. Böylece maksimum gerilmeye ulaşıldığı ana kadar, şekil 24' de bir tanesini gördüğümüz gibi birçok grafik parçaları elde edilmiş oldu. Yamuğun alanı

hesaplanırken; x düzlemindeki iki ardışık uzama değerlerinden ilki m_1 , ikincisi m_2 , y düzlemindeki iki ardışık yük değerinden ilki F_1 , ikinci F_2 olarak adlandırıldı (Şekil 24).

$$\text{Alan Yamuk} = \frac{(F_1 + F_2)}{2} \times (m_2 - m_1)$$

Her bir yamuk alanı için yukarıdaki formülünden yararlanıldı. Tüm yamuk alanları toplanarak eğri altında kalan alanın toplam değerine ulaşıldı.



Şekil 24. Grafik Altındaki Alanın Hesaplanmasında Kullanılan Yöntem, Ardışık Birçok Yamuk Alanından Biri.

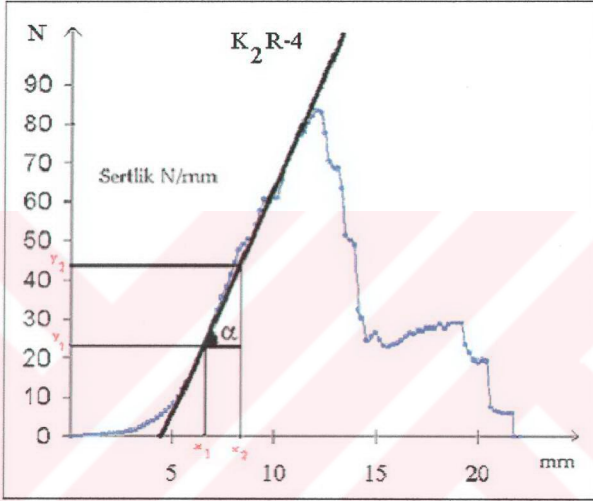
3.6.4. Tendonun Sertliği (Stiffness)

Tendonun sertliği yük-uzama eğrisinde başlangıçta maksimum yüke ulaşmaya kadarki eğri üzerinden hesaplandı. Eğrinin bu kısmı üç parçaya bölündü ve orta 1/3' lük kısmı alındı. Eğrinin orta 1/3' lük kısmı ardışık noktalar arasında büyümenin oranlarının eşit gerçekleştiği bölümdür. Eğri üzerinde tespit edilen bu bölgenin eğimi (Tanjant α) hesaplandı. Tanjant değeri hesaplanırken; y düzleminde

eğrinin ilk değeri y_1 , son değeri y_2 ve x düzleminde eğrinin ilk değeri x_1 , son değeri x_2 olarak alındı.

$$\text{Tanjant } \alpha = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

formülüyle hesaplandı.



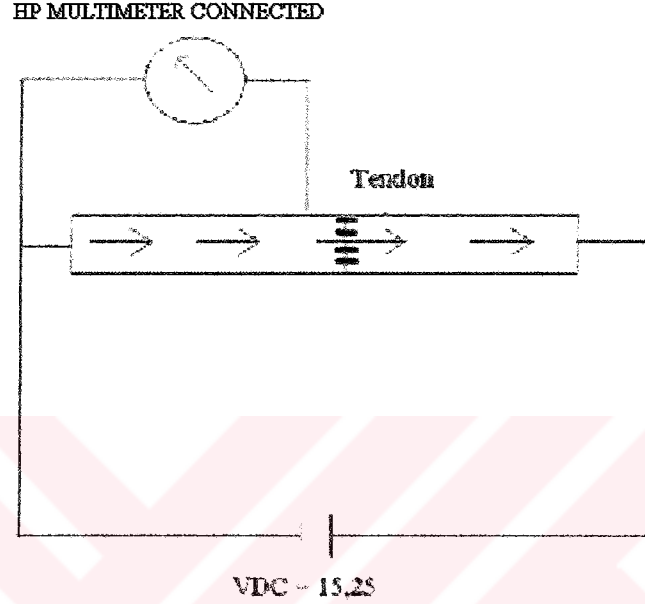
Şekil 25. Sertlik Değerinin Hesaplanması (Tanjant α).

3.6.5. Yüzey Gerilim Oranı (Rate of Tendon Resistanse (RTR))

Her bir numune üzerinde elektriksel akım birimi kuruldu (Şekil 26). Sabit bir voltaj (15,25 V) akımı tendon numunesi üzerinden geçirildi. Sabit Voltaj akımı Hewlett Packard Multimeter Connected (HP®, 34401 A, USA) tarafından sağlandı. Çekme başlamadan önceki başlangıç voltajı (V_b) kaydedildi. Tüm numunelerin V_b ' lerinin ortalaması (V_b ort) alındı.

$$\text{RTR} = \frac{V_{\text{max}} - V_{\text{min}}}{V_b \text{ ort}}$$

Çekme esnasında iletimin maksimumda olduğu andaki (V_{max}) kaydedildi. Çekme esnasındaki numunenin koptuğu anda tendon uçları arası açılarak elektrik akımı kesilmiş oldu. Bundan hemen önceki voltajı (V_{min}) da kaydedildi. Yukarıdaki formülden her bir numune için RTR değeri hesaplandı ve kaydedildi. Kopma anı eş zamanlı olarak görüldü ve kaydedildi.



Şekil 26. Elektrik Akım Düzeneği.

3.7. ONARIM SAHASININ TENORAFİ ÖNCESİ VE SONRASI ÖN-ARKA VE YAN ÇAPLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Tenorafî uygulama öncesi ve sonrası tüm numunelerin onarım sahasının hem ön – arka hem de yan çapları dijital kumpas (Sylvac®, S225, Swiss) yardımıyla mm olarak ölçüldü ve kaydedildi.

3.8. TESTİN NE ŞEKİLDE SONUÇLANDIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Tüm gruplarda biyomekanik testin nasıl sonuçlandığı kaydedildi. Hem periferal sütürde hem de kor sütürde yetersizliğin nedeni; sütürde kopma mı, sıyrılma mı olduğu, düğümde açılmanın gerçekleşip gerçekleşmediği kaydedildi.

3.9. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Nicel (ölçülebilir) veriler $X \pm SD$ (standart deviasyon) olarak tanımlandı. Gruplarda normal dağılımı belirleyebilmek için Kolmogorow Smirnow testi kullanıldı. Gruplar arasındaki farklılıkları göstermek için "One Way Anova" (tek yönlü varyans analizi) testi uygulandı. Anlamlı seviye $p < 0.05$ olarak kabul edildi. Farklılığın hangi grupta olduğu ise "Post Hoc" testlerinden "Tukey HSD" testi seçilerek tespit edildi. Nitel verilerde ise ki-kare testi kullanıldı. Anlamlı seviye $p < 0.05$ olarak kabul edildi.



BULGULAR

Biyomekanik test aşamasını gerçekleştirdiğimiz ODTÜ Biyomekanik Laboratuvarı' nın ortalama oda sıcaklığı 21.4 °C, ortalama nem miktarı % 37.4 olarak tespit edildi (Tablo 1). Çalışmamızda bulunan tüm numunelerin ham verileri Ek Tablo' da verildi (Bakınız sayfa 74).

Tablo 1. Deney Esnasındaki Sıcaklık ve Nem Değerleri.

| Deney Günü | Oda Sıcaklığı, °C | Nem % |
|------------|-------------------|-------|
| I | 21 | 41 |
| II | 22 | 38 |
| III | 21 | 42 |
| IV | 22 | 36 |
| V | 21 | 35 |
| Ortalama | 21,4 | 37,4 |

4.1. BİYOMEKANİK TEST SONUÇLARI

4.1.1. Maksimum Gerilme Gücü

Tenorafi uygulanmamış sağlam tendonların olduğu K grubuyla, tenorafi uygulanan grupların maksimum gerilme gücü sonuçlarının ortalamaları ($X \pm SD$)

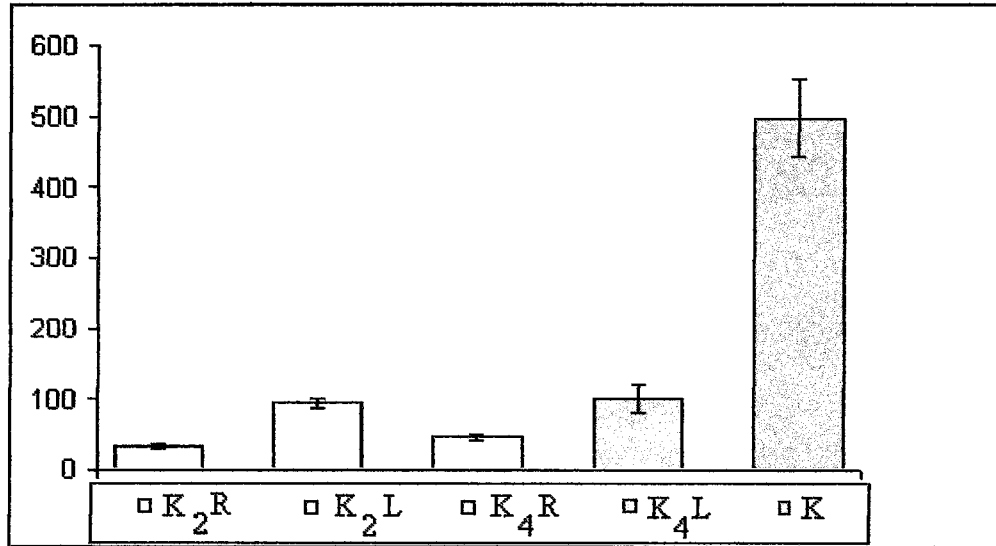
Tablo 2’ de görülmektedir. Çalışmamızda kullanılan tüm grupların maksimum gerilme sonuçları karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P=0.0001<0.05$) (Tablo 2). Çalışmamızda kullanılan tüm gruplar içinde maksimum gerilme gücü değeri en yüksek K grubunda bulundu. K grubunun ortalama maksimum gerilme değeri: 496.95 ± 54.14 N bulundu. K grubu ile tenorafi uygulanan diğer tüm gruplar karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₂R grubunun ortalama maksimum gerilme değeri: 32.2 ± 2.69 N bulundu. K₂R grubu ile; K, K₂L ve K₄L grupları aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmasına karşın, K₄R grubu ile aralarında istatistiksel fark yok. K₂L grubunun ortalama maksimum gerilme gücü değeri: 94.12 ± 7.12 N bulundu.

Tablo 2. Maksimum Gerilme Gücü Değerleri.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|---------------------------|------------------|---|---------------------------|---------|----------|
| Maksimum Gerilme Gücü (N) | K ₂ R | 8 | $32,2 \pm 2,69^{bdk}$ | 28,61 | 37,41 |
| | K ₂ L | 8 | $94,12 \pm 7,12^{ack}$ | 84,79 | 104,60 |
| | K ₄ R | 8 | $45,32 \pm 4,98^{bdk}$ | 35,84 | 49,47 |
| | K ₄ L | 8 | $100,55 \pm 19,78^{ack}$ | 76,16 | 127,01 |
| | K | 8 | $496,95 \pm 54,14^{abcd}$ | 424,57 | 581,94 |
| İstatistiki Değerlendirme | F | | 442,4 | | |
| | P | | 0,0001 | | |

a: K₂R grubuna farklı olan grubu gösterir
b: K₂L grubuna farklı olan grubu gösterir
c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir
d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir
k: K grubuna farklı olan grubu gösterir

K₂L grubu ile; K, K₂R ve K₄R grupları aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasına karşın, K₄L grubu ile aralarında istatistiksel fark yok. K₄R grubunun ortalama maksimum gerilme gücü değeri: 45.32 ± 4.98 N bulundu. K₄R grubu ile; K, K₂L ve K₄L grupları aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu; K₄R grubu ile K₂R grubu aralarında istatistiksel fark yok. K₄L grubunun ortalama maksimum gerilme gücü değeri: 100.55 ± 19.78 N bulundu. K₄L grubu ile K, K₂R ve K₄R grupları aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. K₄L grubu ile K₂L grubu aralarında istatistiksel fark yok. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde maksimum gerilme gücü değeri en düşük K₂R grubunda, en yüksek K₄L grubunda bulundu (Şekil 27).



± : standart deviasyonu gösterir

Şekil 27. Maksimum Gerilme Gücü Değerlerinin Grafikleri.

4.1.2. 2 mm Gep Formasyonu İçin Gerekli Yük

Tenorafi uygulanan tüm gruplarda, 2 mm gep formasyonu için gerekli yük değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($P=0.0001 < 0.05$) (Tablo 3).

Tablo 3. 2 mm Gep Formasyonu İçin Gerekli Yük.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|-----------------|------------------|---|---------------------------|---------|----------|
| 2 mm Gep (N) | K ₂ R | 8 | 23,15±2,59 ^{bcd} | 20,58 | 28,37 |
| | K ₂ L | 8 | 63,42±6,72 ^{ac} | 59,16 | 79,67 |
| | K ₄ R | 8 | 36,09±4,48 ^{abd} | 30,53 | 43,01 |
| | K ₄ L | 8 | 72,85±14,4 ^{ac} | 56,64 | 98,55 |
| İstatistik | F | | 61,4 | | |
| Değerlendirme | P | | 0,0001 | | |

a: K₂R grubuna farklı olan grubu gösterir

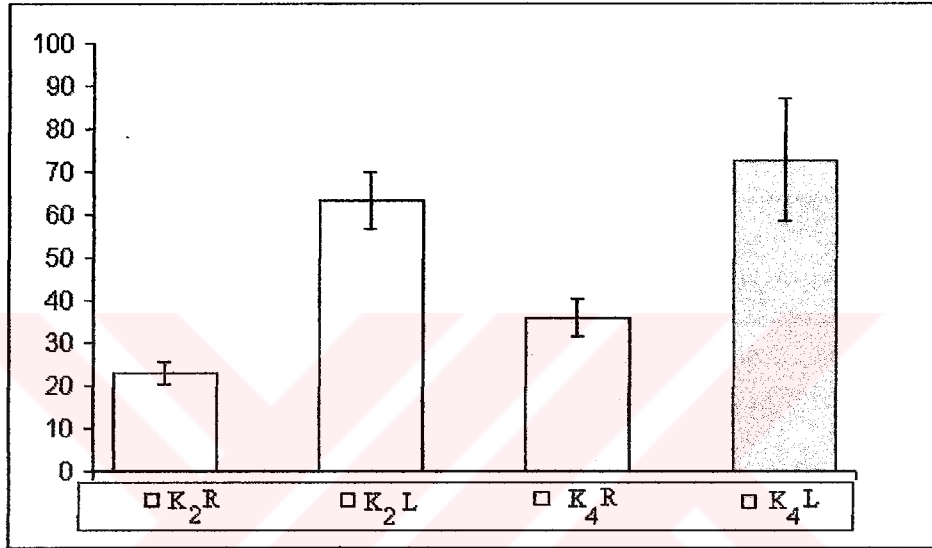
b: K₂L grubuna farklı olan grubu gösterir

c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir

d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir

K₂R grubunun ortalama 2 mm gep oluşumu: 23.15 ± 2.59 N' da gerçekleşti. K₂R grubu ile; K₂L, K₄R ve K₄L grupları aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₂L grubunun ortalama 2 mm gep oluşumu: 63.42 ± 6.72 N' da gerçekleşti. K₂L grubu ile; K₂R ve K₄R grubu aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₂L ile K₄L grupları aralarında istatistiksel fark yok. K₄R grubunun

ortalama 2 mm gep oluşumu: 36.09 ± 4.48 N' da gerçekleşti. K₄R grubu ile K₂R, K₂L ve K₄L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. K₄L grubunun ortalama 2 mm gep oluşumu: 72.85 ± 14.4 N ' da gerçekleşti. K₄L grubu ile K₂R ve K₄R grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasına karşın, K₄L grubu ile K₂L grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde 2 mm gep oluşumu en düşük K₂R grubunda, en yüksek K₄L grubunda bulundu (Şekil 28).



± : standart deviasyonu gösterir

Şekil 28. 2 mm Gep Formasyonu Değerlerinin Grafikleri.

4.1.3. Enerji Değerleri

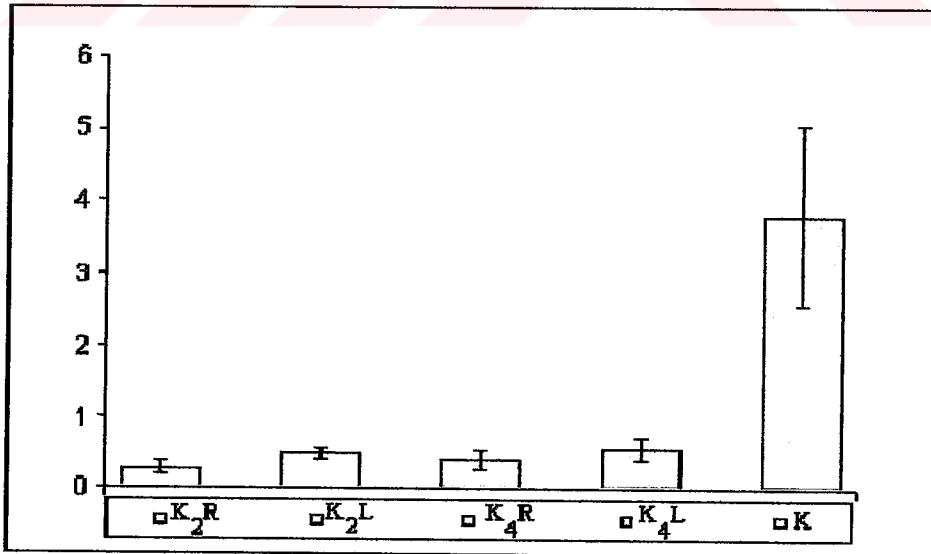
K grubu da dahil tüm grupların kopma için gerekli enerji değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P=0.0001<0.05$) (Tablo 4). Çalışmamızda kullanılan tüm gruplar içinde enerji değerleri en yüksek K grubunda bulundu. K grubunun ortalama enerji değeri: 3.789 ± 1.25 Joule (J) bulundu. K grubu ile diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₂R grubunun ortalama enerji değeri: 0.285 ± 0.91 J bulundu. K₂R grubu ile K, K₂L ve K₄L grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı. K₂R ile K₄R grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₂L grubunun ortalama enerji değeri: 0.505 ± 0.79 J bulundu.

Tablo 4. Enerji Değerleri.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|---------------|------------------|---|------------------------------|---------|----------|
| Enerji (J) | K ₂ R | 8 | 0,285 ± 0,91 ^{bdk} | 0,119 | 0,387 |
| | K ₂ L | 8 | 0,505 ± 0,79 ^{ak} | 0,373 | 0,651 |
| | K ₄ R | 8 | 0,410 ± 0,14 ^{dk} | 0,225 | 0,692 |
| | K ₄ L | 8 | 0,572 ± 0,14 ^{ack} | 0,371 | 0,779 |
| | K | 8 | 3,789 ± 1,25 ^{abcd} | 2,501 | 6,624 |
| İstatistiki | F | | 55,3 | | |
| Değerlendirme | P | | 0,0001 | | |

a: K₂R grubuna farklı olan grubu gösterir
b: K₂L grubuna farklı olan grubu gösterir
c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir
d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir
k: K grubuna farklı olan grubu gösterir

K₂L grubu ile; K ve K₂R grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasına karşın, K₄R ve K₄L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₄R grubunun ortalama enerji değeri: 0,410 ± 0,14 J bulundu. K₄R grubu ile; K ve K₄L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken; K₂R ve K₂L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₄L grubunun ortalama enerji değeri: 0,572 ± 0,14 J bulundu. K₄L grubu ile K₂R ve K₄R grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasına karşın, K₂L grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.



± : standart deviasyonu gösterir

Şekil 29. Enerji Değerlerinin Grafikleri.

Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde kopma için gerekli enerji değerleri en düşük K₂R grubunda, en yüksek K₄L grubunda bulundu (Şekil 29).

4.1.4. Tendon Sertliği (Stiffness)

Tenorafi uygulanmamış sağlam tendonların olduğu K grubuyla, tenorafi uygulanan grupların arasında tendon sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P=0,0001<0,05$) (Tablo 5). Çalışmamızda kullanılan tüm gruplar içinde tendon sertliği değerleri en yüksek K grubunda bulundu. K grubunun ortalama tendon sertliği: $42,68 \pm 2,78$ N/mm bulundu. K grubu ile tenorafi uygulanan diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı. K₂R grubunun ortalama tendon sertliği: $5,16 \pm 0,85$ N/mm bulundu. K₂R grubu ile; K, K₂L ve K₄L grupları arasında fark istatistiksel olarak anlamlı iken, K₄R grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₂L grubunun ortalama tendon sertliği: $11,17 \pm 2,51$ N/mm bulundu. K₂L grubu ile; K, K₂R ve K₄R grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, K₄L grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

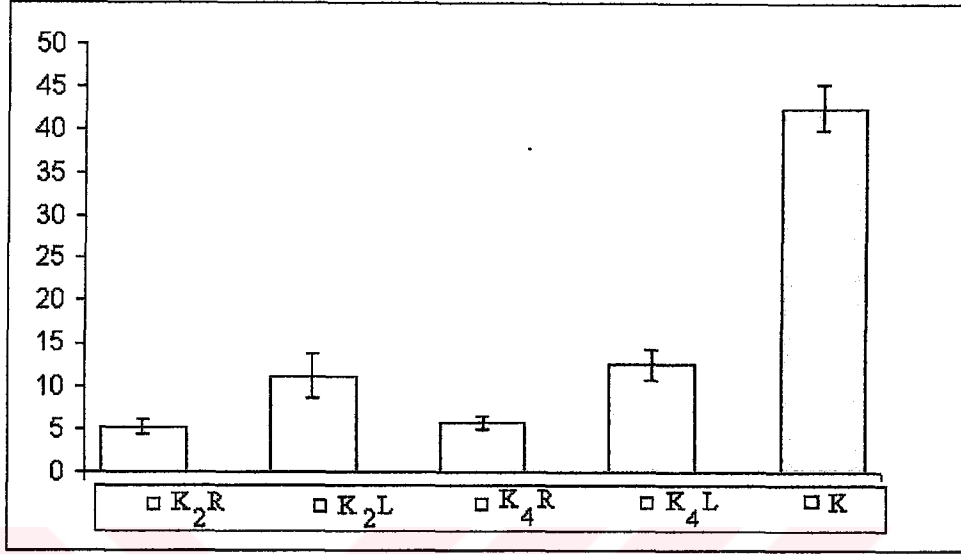
Tablo 5. Sertlik Değerleri.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|-------------------|------------------|---|-------------------------|---------|----------|
| Sertlik (N/mm) | K ₂ R | 8 | $5,16 \pm 0,85^{bdk}$ | 4,02 | 6,86 |
| | K ₂ L | 8 | $11,17 \pm 2,51^{ack}$ | 7,67 | 14,63 |
| | K ₄ R | 8 | $5,85 \pm 0,77^{bdk}$ | 4,11 | 6,55 |
| | K ₄ L | 8 | $12,58 \pm 1,87^{ack}$ | 9,53 | 14,67 |
| | K | 8 | $42,68 \pm 2,78^{abcd}$ | 39,90 | 47,39 |
| İstatistiki | F | | 510,3 | | |
| Değerlendirme | P | | 0,0001 | | |

a: K₂R grubuna farklı olan grubu gösterir
b: K₂L grubuna farklı olan grubu gösterir
c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir
d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir
k: K grubuna farklı olan grubu gösterir

K₄R grubunun ortalama tendon sertliği: $5,85 \pm 0,77$ N/mm bulundu. K₄R grubu ile; K, K₂L ve K₄L grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, K₂R grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₄L grubunun ortalama tendon sertliği: $12,58 \pm 1,87$ N/mm bulundu. K₄L grubu ile; K, K₂R ve K₄R grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, K₄L grubu

ile K₂L grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde tendon sertliği değerleri en düşük K₂R grubunda, en yüksek K₄L grubunda bulundu (Şekil 30).



± : ± standart deviasyonu gösterir

Şekil 30. Sertlik Değerlerinin Grafikleri.

4.1.5. Yüzey Gerilim Oranları

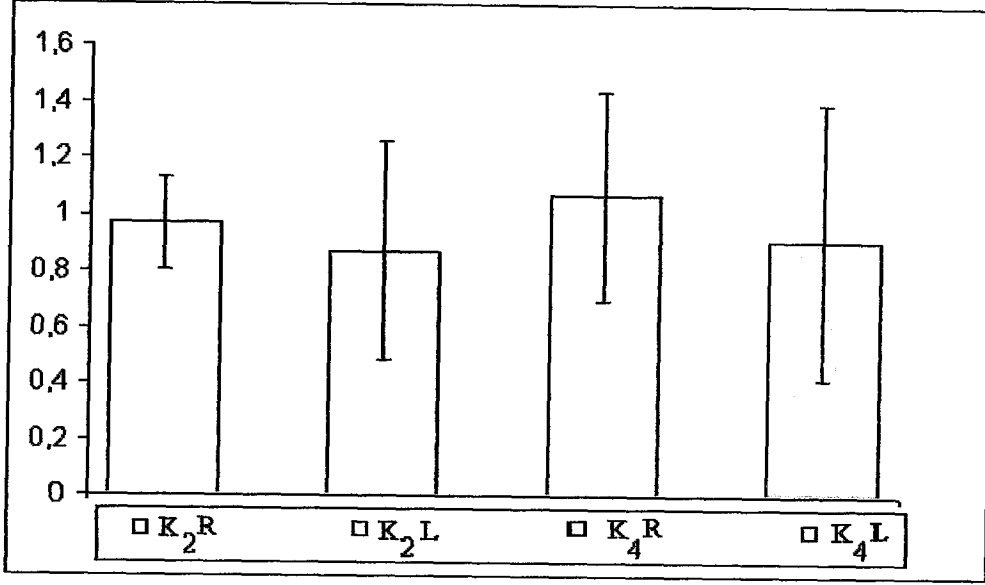
Tenorafi uygulanan grupların RTR sonuçları karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P=0,747>0,05$) (Tablo 6).

Tablo 6. RTR Değerleri.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|---------------------------|------------------|---|----------------------|---------|----------|
| RTR | K ₂ R | 8 | 0,97±0,16 | 0,79 | 1,19 |
| | K ₂ L | 8 | 0,87±0,39 | 0,55 | 1,79 |
| | K ₄ R | 8 | 1,07±0,37 | 0,71 | 1,88 |
| | K ₄ L | 8 | 0,91±0,49 | 0,62 | 2,12 |
| İstatistiki Değerlendirme | F | | 0,4 | | |
| | P | | 0,747 | | |

K₂R grubunun ortalama RTR değeri; $0,97 \pm 0,16$, K₂L grubunun ortalama RTR değeri; $0,87 \pm 0,39$, K₄R grubunun ortalama RTR değeri; $1,07 \pm 0,37$, K₄L

grubunun ortalama RTR değeri; 0.91 ± 0.49 bulundu. Gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (Şekil 31).



± : ± standart deviasyonu gösterir

Şekil 31. RTR Değerlerinin Grafikleri.

4.2. ONARIM SAHASININ TENORAFİ ÖNCESİ VE SONRASI ÖN-ARKA VE YAN ÇAPLARININ DEğERLENDİRİLMESİ

4.2.1. Tenorafi Öncesi Tendonun Ön - Arka Çaplar

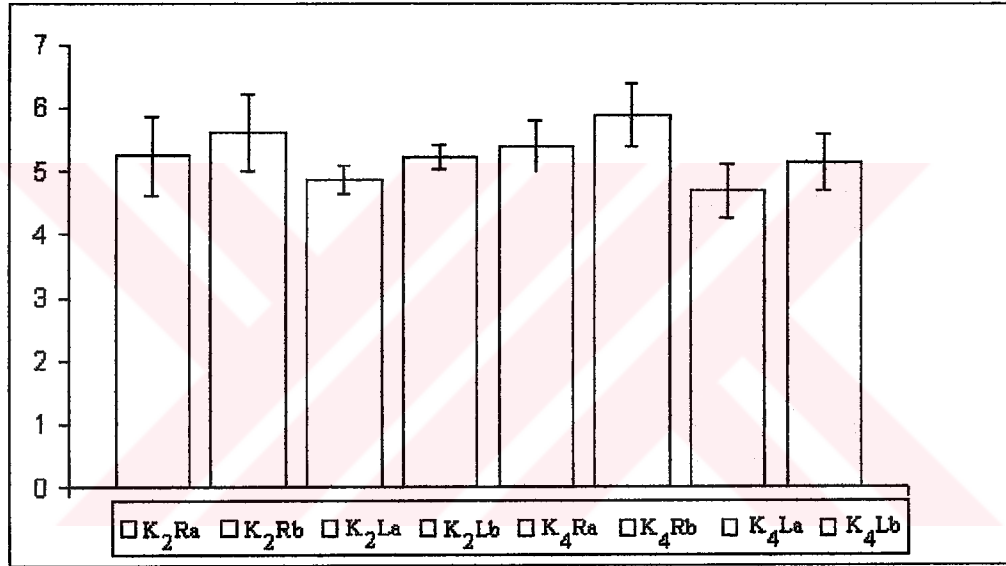
Tenorafi uygulanan grupların onarım öncesi ön - arka çapları karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P=0.01<0.05$) (Tablo 7). K₂R grubunun ortalama tenorafi öncesi ön - arka çapı: 5.25 ± 0.62 mm bulundu. K₂R grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₂L grubunun ortalama tenorafi öncesi ön-arka çapı: 4.87 ± 0.21 mm bulundu. K₂L grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₄R grubunun ortalama tenorafi öncesi ön-arka çapı: 5.39 ± 0.42 mm bulundu.

Tablo 7. Tenorafi Öncesi Tendon Ön - Arka Çapları.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|------------------------------------|------------------|----|------------------------|---------|----------|
| Tenorafi öncesi ön - arka çap (mm) | K ₂ R | 8 | 5,25±0,62 | 4,20 | 5,95 |
| | K ₂ L | 8 | 4,87±0,21 | 4,40 | 5,10 |
| | K ₄ R | 8 | 5,39±0,42 ^d | 4,90 | 5,80 |
| | K ₄ L | 8 | 4,70±0,43 ^c | 4,14 | 5,47 |
| İstatistiki Değerlendirme | F | | 4,1 | | |
| | P | | 0,015 | | |
| | Ortalama | 32 | 5,05±0,51 | | |

c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir

d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir



± : standart deviasyonu gösterir
a: Tenorafi Öncesi
b: Tenorafi Sonrası

Şekil 32. Tenorafi Öncesi ve Sonrası Tendon Ön - Arka Çaplarının Grafikleri.

K₄R grubu ile K₄L grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. K₄L grubunun ortalama tenorafi öncesi ön-arka çapı: $4,70 \pm 0,43$ mm bulundu. K₄L grubu ile K₄R grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Tüm numunelerin tenorafi öncesi ön - arka çapları: $5,05 \pm 0,51$ mm bulundu (Şekil 32).

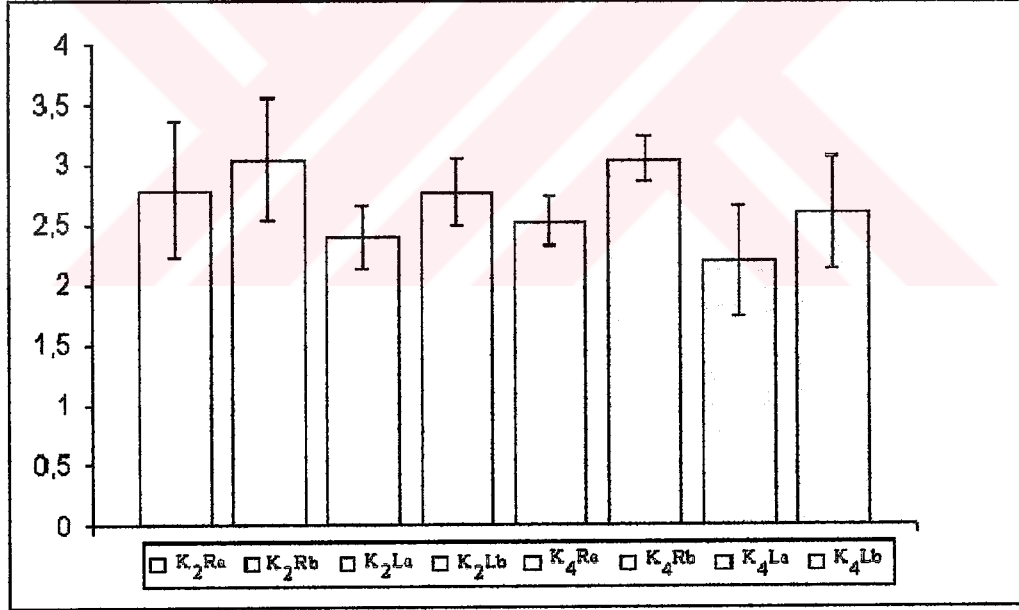
4.2.2. Tenorafi Öncesi Tendon Yan Çapları

Tenorafi öncesi tendon yan çapları karşılaştırıldığında bazı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P < 0,05$) (Tablo 8).

Tablo 8. Tenorafi Öncesi Tendon Yan Çapları.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum |
|------------------------------|------------------|----|------------------------|---------|----------|
| Tenorafi öncesi yan çap (mm) | K ₂ R | 8 | 2,79±0,57 ^d | 2,04 | 3,48 |
| | K ₂ L | 8 | 2,39±0,27 | 2,02 | 2,75 |
| | K ₄ R | 8 | 2,53±0,21 | 2,05 | 2,82 |
| | K ₄ L | 8 | 2,20±0,46 ^a | 1,65 | 2,91 |
| İstatistiki Değerlendirme | F | | 2,0 | | |
| | P | | 0,049 | | |
| | Ortalama | 32 | 2,48±0,44 | | |

a: K₂R grubuna farklı olan grubu gösterir
d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir



I : ± standart deviasyonu gösterir
a: Tenorafi Öncesi
b: Tenorafi Sonrası

Şekil 33. Tenorafi Öncesi ve Sonrası Tendon Yan Çaplarının Grafikleri.

K₂R grubunun ortalama yan çap değeri: $2,79 \pm 0,57$ mm bulundu. K₂R grubu ile; K₄L grubu arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₂L grubunun ortalama yan çap

değeri: 2.39 ± 0.27 mm bulundu. K₂L grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. K₄R grubunun ortalama yan çap değeri: 2.53 ± 0.21 mm bulundu. K₄R grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı. K₄L grubunun ortalama yan çap değeri: 2.20 ± 0.46 mm bulundu. K₄L ile K₂R grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tüm numunelerin tenorafi öncesi yan çaplarının ortalaması: 2.48 ± 0.44 mm bulundu (Şekil 33).

4.2.3. Tenorafi Sonrası Tendon Ön - Arka Çap Değerleri

Gruplar arasında istatistiksel olarak tenorafi sonrası ön - arka çap değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($P=0.009<0.05$) (Tablo 9). K₂R grubunun tenorafi sonrası ortalama ön - arka çap değerleri: 5.61 ± 0.6 mm bulundu. K₂R grubu ile diğer gruplar arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Tablo 9. Tenorafi Sonrası Tendon Ön - Arka Çapları.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum | % Değişim |
|---|------------------|----|-------------------------|---------|----------|-----------|
| Tenorafi sonrası ön-arka çap (mm) | K ₂ R | 8 | 5,61±0,60 | 4,81 | 6,31 | 6,85 |
| | K ₂ L | 8 | 5,23±0,20 ^c | 5,01 | 5,58 | 7,39 |
| | K ₄ R | 8 | 5,90±0,49 ^{bd} | 5,20 | 6,60 | 9,46 |
| | K ₄ L | 8 | 5,14±0,44 ^c | 4,63 | 5,75 | 9,36 |
| İstatistiki Değerlendirme | F | | 4,6 | | | |
| | P | | 0,009 | | | |
| Ortalama | | 32 | 5,47±0,53 | | | |

b: K₂L grubuna farklı olan grubu gösterir
c: K₄R grubuna farklı olan grubu gösterir
d: K₄L grubuna farklı olan grubu gösterir

K₂R grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 6.85 oldu. K₂L grubunun tenorafi sonrası ortalama ön - arka çap değerleri: 5.23 ± 0.20 mm bulundu. K₂L grubu ile K₄R grubu arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. K₂L grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 7.39 oldu. K₄R grubunun tenorafi sonrası ortalama ön-arka çap değerleri: 5.90 ± 0.49 mm bulundu. K₄R grubu ile; K₂L ve K₄L grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₄R grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 9.46 oldu. K₄L grubunun tenorafi sonrası ortalama ön - arka çap değerleri: 5.14 ± 0.44

mm bulundu. K₄L ile K₄R grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. K₄L grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 9,36 oldu. Tüm numunelerin tenorafi sonrası ön - arka çaplarının ortalaması: $5,47 \pm 0,53$ mm bulundu (Şekil 33).

4.2.4. Tenorafi Sonrası Tendon Yan Çapları.

Tenorafi sonrası grupların tendon yan çapları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P=0,073>0,05$) (Tablo X). K₂R grubunun tenorafi sonrası ortalama yan çapı: $3,05 \pm 0,51$ mm bulundu. K₂R grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 9,3 oldu. K₂L grubunun tenorafi sonrası ortalama yan çapı: $2,77 \pm 0,28$ mm bulundu. K₂L grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 15,89 oldu. K₄R grubunun tenorafi sonrası ortalama yan çapı: $3,05 \pm 0,19$ mm bulundu. K₄R grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 20,55 oldu. K₄L grubunun tenorafi sonrası ortalama yan çapı: $2,60 \pm 0,47$ mm bulundu. K₄L grubunun tenorafi öncesine göre tenorafi sonrası çap değişimi % 18,18 oldu Tüm numunelerin tenorafi sonrası yan çaplarının ortalaması $2,87 \pm 0,42$ mm bulundu (Şekil 33).

Tablo 10. Tenorafi Sonrası Tendon Yan Çapları.

| | Grup | N | ($\bar{x} \pm SD$) | Minimum | Maksimum | % Değişim |
|----------------------------------|------------------|----|----------------------|---------|----------|-----------|
| Tenorafi sonrası yan çaplar (mm) | K ₂ R | 8 | $3,05 \pm 0,51$ | 2,41 | 3,75 | 9,3 |
| | K ₂ L | 8 | $2,77 \pm 0,28$ | 2,37 | 3,13 | 15,89 |
| | K ₄ R | 8 | $3,05 \pm 0,19$ | 2,67 | 3,33 | 20,55 |
| | K ₄ L | 8 | $2,60 \pm 0,47$ | 1,98 | 3,43 | 18,18 |
| İstatistiki | F | | 2,5 | | | |
| Değerlendirme | P | | 0,073 | | | |
| Ortalama | | 32 | $2,87 \pm 0,42$ | | | |

4.3. TESTİN NE ŞEKİLDE SONUÇLANDIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Test esnasında hem periferel sütürlerin hem de core sütürlerin yüklenmeye ne şekilde karşılık verdikleri araştırıldı. Gruplar arasında core sütürde sıyrılmaya veya kopma arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($P=0,67>0,05$) (Tablo 11). K₂R ve K₄R grubunda periferel sütürlerin tümü sıyrılrken, K₂L ve K₄L

değerlendirildi. Aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($P=0.66>0.05$) (Tablo 11). K₂R ve K₄R grubunda periferik sütürlerin tümü sıyrılırken, K₂L ve K₄L grubunda periferik sütürlerin tümü koparak sonlandı. Periferik sütürlerden sadece birinde düğümde çözülme oldu. K₂R grubunda kor sütürlerin dördü sıyrılırken, dördü koparak sonlandı. Kor sütürlerin düğümlerinin ikisinde açılma oldu. K₂L grubunda kor sütürlerin beşi sıyrılırken, üçünde kopma oldu. 2 düğümde açılma oldu. K₄R grubunda kor sütürlerin ikisinde sıyrılma olurken, altısında kopma oldu. 1 düğümde ise açılma oldu. K₄L grubunda kor sütürlerin altısında sıyrılma olurken ikisinde kopma oldu. 3 düğümde açılma gerçekleşti.

Tablo 11. Sütürlerde Kopma Şekilleri.

| | | K2R | K2L | K4R | K4L | İstatistikî Değerlendirme |
|----------------|-----------------|-----|-----|-----|-----|---------------------------------|
| SIYRILMA | Periferik Sütür | 8 | 0 | 8 | 0 | - |
| | Kor Sütür | 4 | 5 | 6 | 6 | X ₂ : 1.5 P: 0.67 |
| KOPMA | Periferik Sütür | 0 | 8 | 0 | 8 | - |
| | Kor Sütür | 4 | 3 | 2 | 2 | X ₂ : 1.5 P: 0.67 |
| DÜĞÜMDE AÇILMA | Periferik Sütür | 1 | 0 | 1 | 0 | X ₂ : 0.8 P: 0.66 |
| | Kor Sütür | 2 | 2 | 3 | 0 | X ₂ : 0.8 P: 0.66 |

TARTIŞMA

Fleksör tendon onarımı sonrası ideal postoperatif tedavi seçeneği aktif hareket protokolleridir. Erken aktif rehabilitasyon programlarının uygulanabilmesi güçlü sütün tekniklerine bağlıdır (1-5). Fleksör tendon onarım gücünü artırmaya yönelik yapılan çalışmaların çoğu kor sütün teknikleri üzerinedir (3,5,29-36,46,47). Bu çalışmalar sonucunda; sütün materyalinin, materyalin çapının, uygulanan tekniğin, tamir sahasından geçen geçiş (strand) sayısının tamir gücünü direkt etkilediği bulunmuştur. Özellikle kor sütün geçiş sayısı arttıkça onarım gücü de artmaktadır. 6 geçişli (30,31,46,47) ve 8 geçişli (48,49) kor sütün teknikleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte kor sütün geçiş sayısı arttıkça onarım sahası hacmi artmakta, onarılan tendonun kayması “ekskürsyonu” azalmakta ve geliştirilen tekniği uygulama güçlükleri doğmaktadır (30,48).

Yakın zamana kadar periferel sütünler hem klinik uygulamada hem de deneysel çalışmalarda göz ardı edilmiştir. Mashadi ve ark. (40), periferel sütünlerin özellikle tendon fibrilleri içerisinden geçirilmesi gerektiğini göstermiştir. Periferel sütün erken gep formasyonu önlemede hayati öneme sahiptir (32,50). Tek başına periferel sütün, kor sütün kadar etkili olabilmektedir (13). Birçok çalışma periferel sütünün tendon tamirinin önemli bir komponenti olduğunu, tamir gücünü % 50' e yakın artırabileceğini göstermiştir (2,32,41). Basit periferel sütün tekniği en çok kullanılan periferel sütün tekniğidir. Basit periferel sütünün avantajı hem öğrenilmesinin hem de uygulanabilmesinin kolay olmasıdır (46). Diao ve ark. (41),

basit periferel sütür tekniğinin sütür derinliği artırılarak tamir gücünü % 80' e yakın artırmışlardır.

Literatürde fleksör tendon çalışmalarında en sık kullanılan numune taze donmuş insan kadavrası FDP tendonudur (2,4,25,26,31-35,40-42,51). Vertebralı memeli fleksör tendonlarının morfolojik ve anatomik özellikleri insan fleksör tendonuna benzerler. Memeli tendonlarında hiyerarşik bir organizasyon olmasına rağmen vertebralı grup içinde tendonun morfolojik karakteri açısından fark bulunmamaktadır (52). Vertebralı memeli fleksör tendonlarından; köpek (1,6,23,53), tavuk (54), domuz (25,26,33), koyun (22,55), maymun (56) ve tavşan (5) bu amaçla fleksör tendon çalışmalarında kullanılmıştır. Ülkemiz şartlarında kadavra temininde ciddi güçlükler mevcuttur. Üstelik tendon çalışmalarının taze donmuş insan kadavrası gerektirmesi, çalışmalarımızda insan kaynaklı fleksör tendon kullanabilmemizi imkansız hale getirmiştir. Koyunda da fleksör tendon çalışmaları yapılmış olması (22,55), teminindeki kolaylık, fleksör tendon temini için sakrifikasyona gerek kalmaması ve insan fleksör sistemine benzemesi dikkate alınarak bu çalışmada taze donmuş koyun kadavra tendonu kullanıldı.

Sakrifiye edilen fleksör tendonların morfolojik özelliklerini kaybetmemesi için numunelerin; -20  C (35,42,56), -24  C (57), -40  C (45), -70  C (1,23) ve -80  C (50) derin dondurucularda saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bu çalışmada -25  C derin dondurucu kullanıldı.

Koyun fleksör tendonunun MP eklem seviyesinde kollagen dizilimi paraleldir. Bu seviyenin proksimalinde el bileği seviyesinde tendon içerisinde fibröz ve fibrokartijinz elemanlar ilave olur. Koyun tendonundaki bu yapısal farklılık nedeniyle, insan fleksör tendonuna benzer özellik gösteren MP eklem seviyesinde tenorafi gerçekleştirildi. Erişkin insan FDP tendonu zon II seviyesinde yaklaşık 5 mm çapındadır (45). Bu çalışmada kullanılan koyun fleksör tendonunun çapı insan fleksör tendonunun çapına yakın (tüm numunelerin ortalama çapı 5.05 ± 0.51 mm idi (Tablo 7)) bulundu.

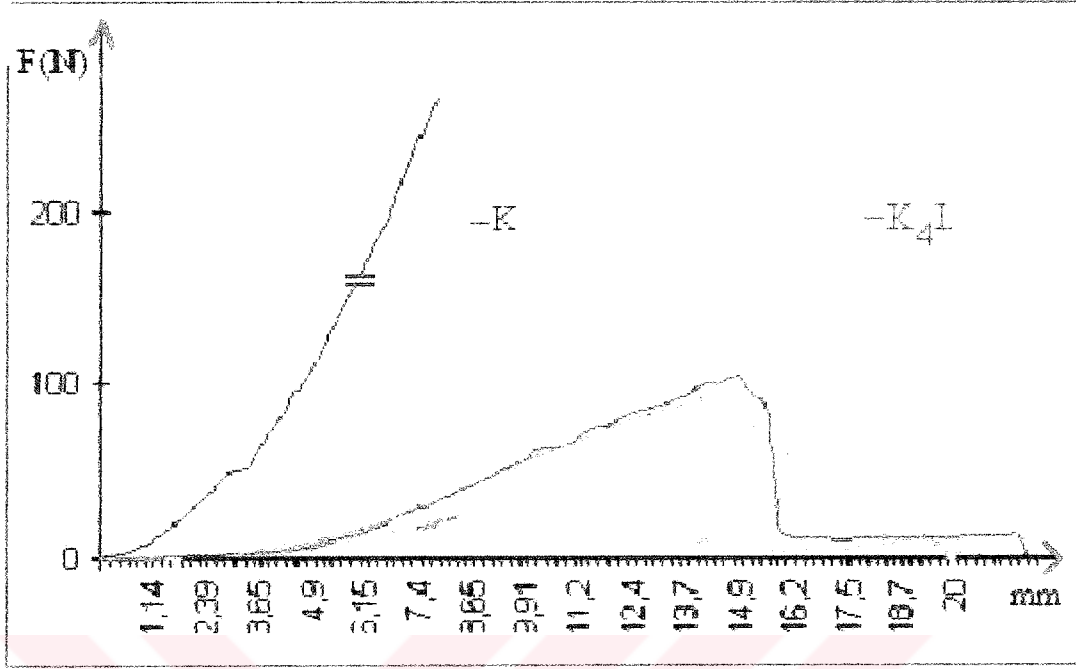
Tenorafi aşaması, tahta zemin üzerinde sabit düz bir platformda çalışmak amacıyla gerçekleştirildi. Tahta zemin üzerine yerleştirilen destek noktalarına tendon

bağlanarak, tenorafî esnasında tendonun belli bir gergide kalması sağlandı. Parsiyel kesi kor sütürler düğümlendikten sonra komplet hale getirildi (53). Böylelikle tenorafî esnasında kesi uçlarında rotasyon veya kaymaya engel olmaya ve tendon uçlarını klemple tutarak zarar vermemeye çalışıldı.

Periferal sütür için kullanılan 6-0 No Prolen bir çok çalışmada kullanılmıştır (3,4,6-8,13,31,34-36,41,43,50,53,55,58,59). Tendon cerrahisinde genellikle tercih edilen ve bu çalışmada da kullanılan yuvarlak uçlu iğne ile keskin uçlu iğne arasında fark saptanmamıştır (60).

Yapılan çalışmalarda biyomekanik test cihazı (instron) farklı uzama “distraksiyon” hızlarında kullanılmıştır. Literatürdeki uzama hızları; 10 mm/dk (35), 20 mm/dk (5,22,23,25,28,55,58,61), 25 mm/dk (24,43,44,47,59,62,63), 40 mm/dk (4,64), 50 mm/dk (33,34,40,42), 70 mm/dk (58) ve 120 mm/dk (3,27) olarak değişmektedir. İon ve ark (58), yaptıkları çalışmada 20 mm/dk ile 70 mm/dk uzama hızları arasında biyomekanik açıdan istatistiksel anlamlı bir fark bulmamışlardır. Düşük uzama hızında gözlemin daha rahat yapılabilmesi ve literatürde de sıkça kullanılması göz önünde tutularak bu çalışmada 20 mm/dk uzama hızı kullanıldı.

Instron’ dan alınan veriler Excel programına aktarılarak, tüm numunelerin yük - uzama grafikleri çizildi. Her grubun kendine özgü grafiksel özelliği olmasına rağmen, tüm grupların ortak karakteristik özellikleri de vardı (Şekil 34). Sıfır noktasında ilk yüklenme başlamasıyla, yükteki küçük artışlar uzamada belli bir seviyeye kadar hızla yükselmeye neden oldu. Örneğin tenorafî uygulanan numunelerde 5 mm uzamaya, 10 N değeri altındaki yüklerde ulaşıldı. Grafiğin bu ilk bölgesi başlangıç (primer bölge) veya uç bölgedir. Bu bölgede tendon kollajeni, gevşek durumdan yüklenmenin artmasıyla düzleşmeye ve gerilmeye başlayarak yeni kalıba girer. Yüklenmenin devam etmesiyle tendon sertleşmeye başlar. Tendonun uzaması için giderek yükselen ve büyüyen yükler gerekir. Bu bölgede yüklenmedeki eşit orandaki artış için, tendon eşit oranda uzar. Bu oranlar eşitlendiğinde grafikte doğrusal “linear” uzama oluşur. Bu bölge tendon sertliği hesaplamalarında kullanılır (65).



Şekil 34. Tüm Gruplardan Standart Yük - Uzama Eğrisi Örnekleri.

Grafiğin bu ikinci bölgesinin eğimi (= sertlik derecesi) doğrusal bölgenin orta 1/3' lük kesiminden hesaplanmalıdır (43,44,55). Bu aşamada kollagen fibrilleri tam paralel hale gelir ve dalgalı özelliklerini kaybederler (65). Tendon sertliği hesaplamalarında grafiğin doğrusal bölgesinin orta 1/3' lük kesimini kullanıldı (Şekil 25). Grafiğin doğrusal bölgesi genellikle periferik sütürlerin tümü veya bir kısmının kopması sonucu yükte az bir miktar düşme olmasıyla son buldu. Hemen tüm numunelerin grafiklerinde periferik sütürlerde ilk kopmanın gerçekleştiği noktayı görmek mümkün oldu (Şekil 22). Periferik sütürlerde ilk kopma sonrası maksimum gerilme gücüne (kor sütürlerde kopma veya yetersizlik olması) kadar yükte artma devam etti ve grafikte maksimum gerilme gücü değerine ulaşıldı.

Maksimum gerilme gücüne ulaşıldıktan sonra (tüm periferik sütürlerin kopması ve kor sütürde yetersizlik oluşmasıyla) yük değerinde ani ve hızlı düşme gerçekleşir. Maksimum gerilme gücü değeri, tekniğin tamir gücü olarak belirtilen değerdir. Numunelerin maksimum değere ulaştıktan sonraki verdikleri cevaplar değişmekle birlikte genellikle uzamanın devam etmesiyle yükte küçük çaplı artma ve

azalmalar gerçekleşir (Şekil 34). Kor sütürde yetersizlik sonrası yükün sıfıra inmemesi belli yük değerleri arasında oynaması kor sütürün kopma özelliğine bağlıdır. Bunun nedeni kor sütürde yetersizlik meydana gelmesine rağmen sütürde tam sıyrıлма veya düğümde açılma olana dek sütürlerin belirli bir direnç göstermesidir. Bu değerlerin gerçekleştiği noktalarda kesi uçlarındaki gep en az yirmi mm veya üzerindedir. Maksimum gerilme gücü değerine ulaştıktan sonraki değerler ve grafik, tekniğin değerlendirilmesi açısından önem taşımadığı için hesaplamalarda kullanılmadı. Kor sütürde sıyrıлма veya düğümde açılma olmasıyla yük değeri sıfıra indi.

Mashadi ve ark. (40), periferel sütürlerin epitenon tabakasıyla birlikte tendon fibrillerinin de içinden geçirilmesiyle, yalnızca epitenondan geçen sütürlere göre % 83 daha fazla gerilme gücüne ulaştığını göstermiştir. Literatürdeki geliştirilen yeni periferel sütür teknikleri tendon fibrillerinin içinden geçmektedir (41,43). Bundan dolayı epitendinöz terimi tam olarak periferel sütürün özelliklerini anlatamamaktadır. Bu amaçla periferel epi-intratendinöz sütür kavramı daha doğru olabilir.

Tendon sütür tekniğinin kopma direnci; maksimum gerilme gücü, gep formasyonu oluşturan güç, sertlik ve kopma için gerekli olan enerji gibi başlıca birkaç faktöre bağlıdır. Kubota ve ark. (42), 6 farklı periferel sütür tekniğini karşılaştırmışlardır. Tüm sütür tekniklerinde onarım sahasından geçen geçiş sayısı arttıkça tekniğin de tamir gücünün arttığını göstermişlerdir. Sonuçta periferel sütür teknikleri arasındaki farkın, sütür tekniğinin longitudinal seyreden kollagen liflerinin yakalama özellikleri farkından kaynaklandığı görülmüştür. Özellikle gep oluşumunu önleyen faktör geçiş sayısı ile doğru orantılı olarak artar. Teknikler arası farka bağlı olmaksızın on geçişli sütürün gep oluşumu 3 – 6.6 N, on sekiz geçişli sütürün gep oluşumu 8.7 – 14 N arasında gerçekleşmiştir. Periferel sütür sadece tendon uçlarını uygun konfigürasyona getirmekle kalmayıp, hem gerilme gücünü arttıran hem de gep formasyonunu önleyen, fleksör tendon onarımının vazgeçilmez bir parçasıdır.

Bir tendon onarımında, tamir gücü başlıca iki değişkene bağlıdır. Bunlar; onarımında kullanılan materyalin direnci ve bu materyalin tendonu yakalama gücüdür. Yakalama gücü, sütür konfigürasyonundan ve tendonun fiziki özelliklerinden etkilenir. Çok iyi bir sütür konfigürasyonu liflenmiş bir tendondan sıyrılabileceği

gibi, sağlam bir tendondan da kötü bir sütün konfigürasyonu sıyrılabilir. Özetle onarım gücünü; tendon dokusunun kalitesi, sütün konfigürasyonu ve materyalin direnci belirler (45). Cerrah olarak bizlerin tendon onarım gücünü artırmak için yapabileceğimiz, sütün konfigürasyonunu değiştirmek ve geliştirmektir. Çünkü cerrahların tendon dokusu kalitesini ve materyal direncini değiştirebilme imkanı yoktur.

Silfverskiöld ve ark. (22), koyun fleksör tendonunda 2 geçişli Kessler' le birlikte periferel sütünü test etmiş ve ortalama 47.8 N maksimum gerilme gücü elde etmişlerdir. Çalışmamızda bulunan sonuç aynı teknik için: 32.2 ± 2.69 N' dur. Farkı oluşturan etkenlerden ilki çalışmamızda basit periferel sütünün aralığını 1 mm olarak belirlenirken, yapılan çalışmada 0.5 mm aralıkla sütün atılmış olmasıdır. Aralığın kısa tutulması kesi sahasından geçen geçiş sayısını doğrudan etkileyecektir. İkinci fark nedeni çalışmanın fleksör tendonun hangi bölgesinde yapılmış olduğunun belirtilmemiş olmasıdır. Çalışmamızda kullandığımız MP seviyesi tendon çapının en dar olduğu bölümdür. Dolayısıyla tendon çapı arttıkça çevreleyen sütün sayısı da artacaktır. Bu iki faktör de tekniğin gücünü direkt etkileyebilir. Wade ve ark. (32), kadavra FDP' unda 2 geçişli Kessler ile basit periferel sütünü birlikte uygulamış ve 24.5 N maksimum gerilme gücü elde etmişlerdir. McLarney ve ark. (3), kadavra FDP' unda 2 geçişli ve 4 geçişli Kessler' le basit periferel sütünle birlikte uygulamışlardır. Maksimum gerilme gücünü ilkinde 28 N, ikincisinde 52 N olarak bulmuşlardır. Aynı şekilde Gill ve ark. (31), kadavra FDP' unda 2 ve 4 geçişli Kessler' le basit periferel sütün kombinasyonunu test etmişler ve ilki için 26,1 N, ikincisi için 45.9 N maksimum gerilme gücü elde etmişlerdir. Her iki sütün konfigürasyonun çalışmamızda bulunan sonuçları 32.2 ± 2.69 N ve 45.32 ± 4.98 N' dur ve sonuçlar yapılan çalışmalar ile uyumludur.

Aoki ve ark. (1), köpekte 2 geçişli Kessler' le yeni geliştirdikleri cross-stitch epitendinöz sütünün maksimum gerilme gücünü 55.8 N bulmuşlardır. Wade ve ark. (25), kadavra FDP' unda 2 geçişli kor sütünle Halsted periferel sütün (yeni teknik) tekniğinin maksimum gerilme gücünü 69.7 N bulmuşlardır. Yapılan çalışmada periferel sütün için 5-0 No prolene kullanılmış ki sütün kalınlığı arttığı için, bulunan sonuç 6-0 No prolene göre daha yüksek olacaktır. Silfverskiöld ve ark. (22), koyun fleksör tendonunda 2 geçişli Kessler' le birlikte yeni geliştirdiği çapraz kilitli

periferal sütürün maksimum gerilme gücünü 62.8 N olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda elde edilen 2 geçişli Kessler ve yeni geliştirilen tekniğin maksimum gerilme gücü olan 94.12 ± 7.12 N değeri, literatürdeki benzer diğer tekniklerden daha yüksektir. Wang ve Tang (43)' a göre periferal sütür tekniğinde maksimum gerilme gücünü artıran ana etken tekniğin kilitli olup olmadığıdır. Literatürdeki kilitli tekniklerde sütür materyalleri tendon yüzeyindedir. Yeni geliştirilen teknikte sütür materyali mümkün olan en az derecede tendon yüzeyinde bırakılmış, hemen tmmn tendon içinde kalmasına çalışılmıştır. Böylece hem gerilme gücü artırılmış hem de tendon yüzeyinde bulunan sütür materyali miktarı azaltılmıştır.

McLarney ve ark. (3)' na göre, aktif hareket protokolü uygulanabilmesi, aktif DIP eklem fleksiyonu için gerekli olan ortalama 19 N' un 5 katı büyüklüğünde fleksör tendon sütür gücüne bağlıdır. Bu da yaklaşık 73.5 – 95 N büyüklüğünde sütür gücü demektir. Çalışmamızda bulunan 2 geçişli Kessler ve yeni geliştirilen tekniğin maksimum gerilme gücü olan 94.12 ± 7.12 N değeri, aktif hareket protokollerine izin verecek güçtedir. Geliştirilen yeni teknikle 2 geçişli kor sütürü kombinasyonu aktif hareket protokolleri için yeterli olacaktır.

Yeni periferal sütür tekniği uygulanan gruplardan; K₂L grubunun maksimum gerilme gücü olan 94.12 ± 7.12 N ile K₄L grubunun maksimum gerilme gücü olan 100.55 ± 19.78 N değerleri aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktu. Geçiş sayısı arttıkça tekniğin gücü de artar (30,31,42,46-49). Halbuki yeni geliştirilen teknikle birlikte uyguladığımız kor strnn geçiş sayısında artışın maksimum gerilme gücüne olan etkisini istatistiksel olarak anlamlı görülmedi. Bu da yeni geliştirilen tekniğin gücünün kor sütür tekniğinin gücünden daha yüksek olması anlamına gelebilir.

Postoperatif onarım sahasında yapışıklığa yol açan major neden gep formasyonudur (39). Literatürdeki çalışmalarda kullanılan gep miktarında farklı görüşler mevcuttur. Ketchum ve ark. (29), kritik gep seviyesini 1 mm ve altı olarak kabul etmektedirler. Mashadi ve ark. (40)' na göre 1 mm gep oluşumu değişik tekniklerin karşılaştırılabilmesine olanak sağlamamaktadır. Sütür tekniklerini karşılaştırılabilmesine imkan veren gep mesafesi 2 mm' dir. Sütürde kopmaya neden olan maksimum gerilme gücü her ne kadar tendon sütür tekniğini karşılaştırmak için

önemli görünse de, 2 mm gep oluşumuna neden olan kuvveti değerlendirmek tekniğin klinik önemini değerlendirmede daha etkili olacaktır. Klinik açıdan 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü değerlendirmek, maksimum gerilme gücünden daha etkilidir (3,40,55).

Çalışmada yeni geliştirilen tekniği kullandığımız K₂L grubunun 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü: 63.42 ± 6.72 N ve K₄L grubunun 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü: 72.85 ± 14.4 N bulundu. Her iki grup arasında da istatistiksel anlamlı fark yoktu. Kor sütürün gücü gep oluşumunu önlemede yeni tekniğin gücüne ulaşamamıştır. Silfverskiöld ve ark. (22)'nin koyun FDP'unda uyguladıkları 2 geçişli Kessler'le birlikte yeni geliştirdikleri cross-stitch kilitli tekniğin 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü 46 N bulmuşlardır. Dona ve ark. (55)'da koyun FDP'unda uyguladıkları en çok kullanılan 3 farklı kilitli periferel sütür tekniklerinde 2 mm gep oluşumuna yol açan güçleri 42, 49 ve 52.9 N bulmuşlardır. Literatürdeki koyun FDP'sunda çalışılmış 4 farklı kilitli periferel sütür tekniğinin sonuçları kendi tekniğimizin sonuçlarından daha düşük çıkmıştır. Wade ve ark. (25)'nin kadavra FDP'unda uyguladıkları 2 geçişli kor sütürle Halsted periferel sütür kombinasyonunun 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü 49.9 N bulunmuştur. Gill ve ark. (31), kadavrada uyguladıkları 2 geçişli Kessler'le basit periferel sütür kombinasyonunun 2 mm gep oluşumuna yol açan gücü 23.8 N bulunmuşlardır. McLarney ve ark. (3), kadavrada 2 geçişli Kessler'le 4 geçişli modifiye Savage tekniklerinin basit periferel sütür kombinasyonlarının 2 mm gep oluşumuna yol açan güçleri sırasıyla; 22 ve 21 N bulunmuşlardır. Aynı şekilde çalışmamızda karşılaştırılan basit periferel sütür tekniği uygulanan K₂R ve K₄R gruplarının 2 mm gep oluşumuna yol açan güçleri sırasıyla; 23.15 ± 2.59 ve 36.09 ± 4.48 N bulundu. Her iki grup aralarında istatistiksel anlamlı fark bulundu ($p < 0.001$). Basit periferel sütür uyguladığımız grupların sonuçları literatürle uyumlu bulundu. Kor sütürü basit periferel sütür tekniği uygulanan gruplarda 2 mm gep oluşumu üzerine etkisini göstermiştir. Yeni tekniği uyguladığımız K₂L ve K₄L gruplarının sonuçları, K₂R ve K₄R gruplarının sonuçlarından yaklaşık 3 kat daha yüksektir.

Tenorafinin kopması için gerekli olan enerji değeri, klinik olarak 2 mm gep oluşumuna yol açan güç kadar etkili görünmese de sütür dayanıklılığını gösteren kriterlerdendir (43,44,62). Basit periferel sütür tekniği uyguladığımız K₂R ve K₄R

grupları ile yeni tekniği uyguladığımız K₂L ve K₄L grupları aralarında enerji değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0.001). K₂L ile K₄L gruplarının sonuçları aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktu. Aynı şekilde K₂R ile K₄R gruplarının sonuçları aralarında da istatistiksel anlamlı fark yoktu. Bu sonuçlar kor sütürü geçiş sayısının tenorafinin kopması için gerekli olan enerji değerleri üzerine etkisiz olduğunu göstermiştir. Enerji değerleri açısından da yeni tekniğin hem literatürdeki benzerlerinden hem de çalışmamızda karşılaştırdığımız teknikten daha başarılı olduğu söylenebilir.

Tamir edilen fleksör tendonda sertlik (stiffness), tendonun tamir sahasının uzamaya karşı verdiği direnci (1), direnme kapasitesini (43,51) gösterir. Gep direnci tamir sahasından geçen geçiş sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Genellikle bu iki parametre arasında doğrudan ilişki yoktur. K₂L ve K₄L gruplarının sonuçları aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktu. Aynı şekilde K₂R ve K₄R gruplarının sonuçları aralarında da istatistiksel anlamlı fark yoktu. Bu sonuçlar kor sütürü geçiş sayısının benzer şekilde enerji değerleri sonuçlarında olduğu gibi; fleksör tendonda sertlik değerleri üzerine etkisiz olduğunu göstermiştir. Silfverskiöld ve ark. (22)' nın koyun FDP' unda yaptıkları çalışmalarda sertlik değerlerini kullanmamışlardır. Dona ve ark. (55)' da koyun FDP 'unda uyguladıkları en çok kullanılan 3 farklı kilitli periferel sütür tekniklerinde sertlik değerlerini; 8.1, 8.7 ve 10.1 N/mm olarak bulmuşlar. Çalışmamızda bulunan sonuçlar; K₂L grubunda 11.17 ± 2.51 N/mm ve K₄L grubunda 12.58 ± 1.87 N/mm' dir. K₂L ve K₄L gruplarının sertlik değerleri, K₂R (5.16 ± 0.85 N/mm) ve K₄R (9.85 ± 0.77 N/mm) gruplarının değerlerinden 2 kat daha fazladır. Bunun nedeni yeni tekniğin konfigürasyonunun sütürlerin tendon içinde kalmasına olanak sağlamasıdır. Böylece tendon ile sütür arasındaki yüzey alanı artmakta ve tendonun yük karşısında deforme olmasını önlemektedir (44). Dolayısıyla geliştirdiğimiz yeni tekniğin uzamaya karşı gösterdiği direnç, hem literatürdeki benzerlerinden hem de çalışmamızda karşılaştırdığımız diğer tekniklerden daha başarılı olduğunu göstermektedir.

Tendon gibi biyolojik materyallere yüzey gerilimini ölçen (strainage) küçük parçalar yapıştırıyoruz. Bunun yerine ölçülen voltaj farkları ile bu değerlendirme yapılabilir. RTR ile hesaplanan voltaj değişim oranları; tendonların yüzey gerilimi ile birlikte tendonların dayanımı hakkında da bilgi vermektedir. Çalışmada bulunan

RTR değerleri aralarında istatistiksel anlamlı fark yoktu ($p=0.747>0.05$). Bu da karşılaştırılan tüm tekniklerin tenorafi sonrası yüzey gerilimlerinin eşit olduğunu göstermektedir.

Tenorafi sonrası onarım sahasının hacminin artması kaçınılmazdır. Bunun nedeni tamir sahasındaki sütün materyalinin oluşturduğu hacimdir. Tamir sahasının hacminin artması tendon kayganlığını, kaymasını azaltmakta ve adezyon formasyonuna neden olmaktadır (57).

Mishra ve ark. (57), tendon çapının tenorafi sonrası değişimin 1 mm altında veya üstünde olmasına göre değerlendirmişler. Basit ve cross-stitch periferel tekniklerinin uygulandığı gruplarda değişim 1 mm altında olurken, Halsted periferel sütün tekniğinde değişim 1 mm' nin üzerinde olmuş. Bu çalışmada hiçbir grupta tendon çapının tenorafi sonrası değişimi 1 mm' nin üzerinde olmadı. 2 geçişli Kessler uyguladığımız K_2R ve K_2L grupları arasında tenorafi öncesi ile sonrası arasında yüzde hacim değişim oranları arasında fark varken (ön - arka % 6.85, yan % 9.3; ön - arka % 7.39, yan % 15.89), 4 geçişli Kessler uygulanan K_4R ve K_4L grupları arasında tenorafi öncesi ile sonrası arasında yüzde hacim değişim oranları aralarında fark bulunmadı (ön - arka % 9.46, yan % 20.55; ön - arka % 9.36, yan % 18.18).

Periferik sütünlerin sonlanma karakterleri değişiklik arz etmekteydi. Basit periferel sütün tekniği kullandığımız K_2R ve K_4R grupların tümünde önce periferel sütünün bir noktasında kopma oluyor ve uzamanın devam etmesiyle sütün sıyrılarak kesi uçlarından ayrılıyordu. Kendi tekniğimizi kullandığımız K_2L ve K_4L gruplarında ise sütünde aynı anda 2 veya 3 noktadan birden kopma oluyor uzamanın devam etmesiyle ikinci bir seferde kalan diğer sütünler kopuyordu. Sütünlerin hiçbirinde sıyrılmaya gerçekteşmedi. Geliştirilen yeni teknikte sütünlerde kopma olsa bile tendondan sıyrılmıyor olması, tekniğin tendonu güçlü bir şekilde kavramasından, sıkıca tutmasından kaynaklanır. Yeni tekniğin tümünde kopma olması, materyalinin gücünün tekniğin tendonu tutma kapasitesine ulaşamadığını gösterir. Tekniğin tendonu yakalama kapasitesi, materyalin yakalama gücünden belirgin olarak daha yüksektir.

Geliştirilen yeni teknik literatürde olmayan 2 farklı özelliği bünyesinde barındırmaktadır. Bunlar: 1- Çift iğneli sütün kullanılmış olması, 2- 2 farklı derinlikte (1 ve 2 mm) ve 2 ayrı düzlemde (i- tendonun longitudinal eksenine dik şekilde transvers geçmesi, ii- iki farklı derinlikte geçmesinden dolayı longitudinal eksen kilitleme yapan özel ve farklı konfigürasyonudur. Aslam ve ark. (35), iyi fleksör tendon tamir kriterlerini şöyle özetlemiştir; Gerilme gücü ve gep formasyonu direnci yüksek olmalıdır, kolay uygulanabilmelidir (geniş klinik kullanımı olmalı), tendon yüzeyinde minimum sütün materyali olmalı ve tendon hacmini minimal artırmalıdır ve tendon iyileşmesi ve kaymasını minimal etkilemelidir. Geliştirdiğimiz yeni teknik; gerilme gücünü ve gep formasyonu direncini özel konfigürasyonu sayesinde yükselterek ve tendon içine gömülü olmasından dolayı tendon yüzeyinde minimum sütün materyali kalmasına olanak sağlayarak bu kriterlerden ikisini karşılamaktadır. Yeni tekniğin dezavantajı ise tekniğin uygulanabilmesinin basit periferel sütün kadar kolay olmamasıdır. Daha karmaşık bir teknik ve daha uzun süre gerektirmesidir.

Kullanılan basit periferel sütünde ortalama on dört ila on sekiz geçiş (strand) olmasına karşın yeni teknikte bu sayı yirmi ila yirmi sekiz arasındaydı. Bu da tekniğin tendonu kavrama ve yakalama gücünü direkt olarak artırmasına neden oldu. Wang ve Tang (44)' a göre yeni geliştirilecek periferel sütün tekniğinin amacı; mümkün olduğunca fazla sayıda geçiş sayısına olanak sağlamaktır. Çünkü tendon içinden geçen geçiş sayısı arttıkça tenorafinin onarım gücü de artmaktadır (43). Çalışmamızın eleştirilebilecek yönlerinden birisi, yeni geliştirilen teknikle basit periferel sütün tekniğinin geçiş sayısının eşit olmamasıdır.

Multipl geçişli kor sütünle birlikte (en az 4) basit periferel sütün kombinasyonu birçok otörün ilk tercihidir (7,8,11,30,31,59). Yeni teknikle birlikte 2 geçişli kor sütünü uygulandığında, multipl geçişli kor sütünü kadar tenorafi sahası hacmini artırmamaktadır (30,48). Ve aktif hareket protokolüne olanak sağlayacak kadar güçlü bir kombinasyonu oluşturmaktadır.

Periferik sütün teknikleri ile ilgili in vitro pek çok çalışma olmasına karşın bu tekniklerin klinik çalışmaları bulunmamaktadır. Çalışmamızın in vitro olması nedeniyle, dikiş tekniğinin maksimum gerilme gücü, onarım sahasının başlangıç gücünü göstermektedir. Tendon iyileşmesinin inflamatuvar fazında (ilk 1 hafta),

tendon yumuşaması nedeniyle başlangıç tamir g¼c¼nde azalma olacağı kesindir (7-18). Yeni tekniğin biyolojik s¼reçten nasıl etkileneceği, tendonun intrinsik iyileşmesi ve vask¼ler dolaşım ¼zerine etkisi bilinmemektedir. Bunların ¼đrenilebilmesi için canlı hayvan çalışmalarına ihtiyaç vardır.



SONUÇLAR

Çalışmada yeni geliştirilen periferel sütür tekniğinin diğer tekniklerle karşılaştırılması sonucunda elde edilen verilerin istatistik analizi ve literatürle karşılaştırılması özetle aşağıdaki gibidir;

1. Sağlam tendonların bulunduğu K grubunda çalışılan; maksimum gerilme gücü, kopma için gerekli enerji değer ve tendon sertlik değer sonuçları tenorafi uygulanan gruplardan belirgin olarak yüksek bulundu.
2. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde; maksimum gerilme gücü, 2 mm gep oluşma direnci, kopma için gerekli enerji değer ve tendon sertlik değer sonuçları en düşük 2 geçişli Kessler ve basit periferel sütür uygulanan K₂R grubunda iken, en yüksek 4 geçişli Kessler ve yeni geliştirilen periferel sütür tekniği uygulanan K₄L grubunda bulundu. Yeni geliştirilen periferel sütür tekniği uygulanan K₂L grubunun sonuçları K₄L grubunun sonuçlarına yakındı ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu.
3. Tenorafi uygulanan grupların RTR değerleri sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. Bu da karşılaştırdığımız tüm tekniklerin tenorafi sonrası yüzey gerilimlerinin eşit olduğunu göstermektedir.

4. Yeni geliştirilen periferel sütür tekniğiyle birlikte uygulanan kor strnn geiŒ sayısının maksimum gerilme gücü, 2 mm gep oluŒma direnci ve tenorafinin kopması için gerekli olan enerji değeri üzerine olan etkisi istatistiksel olarak anlamlı görülmedi.
5. Yeni geliştirilen periferel sütür tekniği uygulanan K₂L ve K₄L gruplarında biyomekanik çekme testi, sütürlerin tümünün kopmasıyla sonlandı. Bu da sütür materyalinin tendonu kavrama gücünün, yeni tekniğin tendonu kavrama gücüne ulaŒamadıđını göstermektedir.
6. Literatürdeki kilitli tekniklerde sütür materyalleri tendon yüzeyindedir. Yeni geliştirilen periferel sütür tekniğinde sütür materyali mümkün olan en az derecede tendon yüzeyinde bırakılmıŒ, hemen tümünün tendon içinde kalmasına alıŒılmıŒtır. Böylece hem gerilme gücü artırılmıŒ hem de tendon yüzeyinde bulunan sütür materyali miktarı azaltılmıŒtır.
7. Yeni geliştirilen periferel sütür tekniği tendon uçlarını düz ve sıkı Œekilde karŒı karŒıya getirmekte, kesi sahasından çok sayıda geiŒe olanak sağlamakta ve 2 farklı düzlemde kilitleme yapabilmektedir.
8. 2 geiŒli Kessler ve yeni geliştirilen periferel sütür kombinasyonunun bu alıŒmada bulunan ortalama maksimum gerilme gücü olan 94.12 ± 7.12 N değeri, aktif hareket protokollerine izin verecek güçtedir.

KAYNAKLAR

1. Aoki M. Ito K. Wada T. Ooyama N. Mechanical characteristics of cross-stitch epitenon suture in association with various two-strand core sutures: A biomechanical study using canine cadaver tendons. *Injury* 1996;27:703-7.
2. Gabuzda GM. Lovallo JL. Nowak M. Tensile strength of the end-weave flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 1994;19:397-400.
3. McLaren E. Hoffman H. Wolfe S. Scott W. Haven N. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24:295-301.
4. Howard RF. Antonia S. Ondrovic L. Greewold D. Biomechanical analysis of four strand tendon repair techniques. *J Hand Surg [Am]*. 1997;22:838-42.
5. Shaieb MD. Singer DI. Tensile strengths of various suture techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1997;22(6)764-7.
6. Tanaka T. Amadio PC. Zhao C. Zobitz ME. An KN. Gliding resistance versus work of flexion - Two methods to assess flexor tendon repair. *J Orthop Res* 2003;21:813-8.

7. Strickland JW. Flexor tendon – Acute injuries. Chapter 59. Operative Hand Surgery [Gren DP. Edt.] (4 th ed). Churchill and Livingstone, New York. 1999;1851-97.
8. Lee AW. Flexor Tendons. Chapter 111. Plastic Surgery. Indications, Operations, and Outcomes. [Russell RC. Edt.] Mosby, St. Louis. 2000;1627-54.
9. Bayram H. Herdem M. Akut fleksör tendon yaralanmalarının tedavisi. TOTBİD Dergisi. 2003;3-4:94-101.
10. Ege R. Travmatoloji: Kırıklar, eklem ve diğer yaralanmalar. Bölüm – 42. El yumuşak doku yaralanmaları (5. baskı). Bizim Büro Basımevi, Ankara. 2003, Cilt 3, 2555-67.
11. Manske PR. Principles of tendon repair. Chapter 47. Chapman's Orthopaedic Surgery (3 rd ed) [Chapman MW. Edt.] Lippincott Williams Willage, Philidelphia. 2001;1461-70.
12. Strickland JW. Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. J Hand Surg [Am]. 2000;25:214-35.
13. May EJ. Silfverskiöld KL. Rate of recovery after flexor tendon repair in zone II. Scand J Plast Reconstr Hand Surg 1993;27:89-94.
14. Cobb JB. Tendon–bridging the gap. [Editorial]. Comp Biochem Physiol [Am]. 2002;133:905-9.
15. Gelberman RH. Steinberg D. Amiel D. Akeson W. Fibroblast chemotaxis after tendon repair. J Hand Surg [Am]. 1991;16:686-93.
16. Thomas JK. Biomimetic approaches to tendon repair. [Review]. Comp Biochem Physiol [Am]. 2002;133:1171-92.

17. Arıncı K. Elhan A. Anatomi I Hareket sistemi (Kemikler – eklemler – kaslar). Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 1993;288-90.
18. Nuzumlalı E. Tüzüner S. Fleksör tendon iyileşmesi. Acta Orthop Traum Turc 1990;24:114-7.
19. Schuind F. Garcia-Elias M. Coney WP. An KN. Flexor tendon forces: In vivo measurements. J Hand Surg [Am]. 1992;17:291-8.
20. Kleinert HE. Sehepels S. Gill T. Flexor tendon injuries. Surg Clin North Am 1981;61(2):267-86.
21. Baktır A. Türk CY. Kabak Ş. Şahin V. Kardaş Y. Flexor tendon repair in zone 2 followed by early active mobilization. J Hand Surg [Br]. 1996;21(5):624-8.
22. Silfverskiöld KL. Andersson CH. Two new methods tendon repair: An in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. J Hand Surg [Am]. 1993;18:58-65.
23. Wagner WF. Carroll C. Strickland JW. Heck DA. Toombs JP. Lafayette W. A biomechanical comparison of techniques of flexor tendon repair. J Hand Surg [Am]. 1994;19:979-83.
24. Tang JB. Tan J. Xu Y. Lengthening and locking: Two ways to improve repair strength of obliquely lacerated tendons. J Hand Surg [Am]. 2003;28:832-7.
25. Wade PJF. Wetherell RG. Amis AA. Flexor tendon repair: significant gain in strength from the halsted peripheral suture technique. J Hand Surg [Br]. 1989;14(2):232-5.
26. Tran HN. Cannon DL. Lieber RL. Abrams RA. In vitro cyclic tensile testing of combined peripheral and core flexor tenorrhaphy suture techniques. J Hand Surg [Am]. 2002;27(3):518-24.

27. Merrell GA. Haven N. Wolfe SW. Kacena WJ. Gao Y. Cholewicki J. The effect of increased peripheral suture purchase on the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 2003;28(3):464-8.
28. Pruitt DL. Aoki M. Manshe PR. Fink B. Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 1996;21(4):969-73.
29. Ketchum LD. Suture materials and suture techniques used in tendon repair. *Hand Clinics* 1985;1:43-53.
30. Savage R. Risitano G. Flexor tendon repair using a "six strand" method of repair and early active mobilization. *J Hand Surg [Br]*. 1989;14(4):396-9.
31. Gill R. Lüm B. Russell A. Toth E. Voor M. Tsai T. A comparative analysis of the six-strand double-loop flexor tendon repair and the other techniques = A human cadaveric study. *J Hand Surg [Am]*. 1999;24(6):1315-22.
32. Wade PJF. Muir IFK. Hutcheos LL. Primer flexor tendon repair: The mechanical limitations of the modified kessler technique. *J Hand Surg [Br]*. 1986;11(1):71-6.
33. Mashadi ZB. Amis AA. The effect locking loops on the strength of tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 1991;16(1):35-9.
34. Trail IA. Powell ES. Noble J. The mechanical strength of various suture techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1992;17(1):89-91.
35. Aslam A. Afoke A. A new core suture technique for flexor tendon repair: Biomechanical analysis of tensile strength and gap formation. *J Hand Surg [Br]*. 2000;25(4):390-2.
36. Silfverskiöld KL. May EJ. Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and a early mobilization program combining passive and active flexion. *J Hand Surg [Am]*. 1994;19(1):53-60.

37. Aoki M. Pruitt DL. Kubota H. Manshe PR. Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendon. *J Hand Surg [Br]*. 1995;20(1):72-5.
38. Soejima O. Diao E. Latz JC. Hanharan JS. Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of suture. *J Hand Surg [Am]*. 1995;20(6):801-7.
39. Silfverskiöld KL. May EJ. Gap formation after flexor tendon repair in zone II: Result with a new controlled motion programme. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg* 1993;27:263-8.
40. Mashadi ZB. Amis AA. Strength of the suture in the epitenon and within the tendon fibres: Development of stronger peripheral suture technique. *J Hand Surg [Br]*. 1992;17(2):171-5.
41. Diao E. Hariharan JS. Soejima O. Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 1996;21(2):234-9.
42. Kubota H. Aoki M. Pruitt DL. Manske PR. Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1996;21(4):474-80.
43. Wang B. Tang JB. Increased suture embedment in tendons: An effective method to improve repair strength. *J Hand Surg [Br]*. 2002;27(4):333-6.
44. Wang B. Tang JB. Embedded cross-stitch suture: An alternative to current cross-stitch peripheral suture. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(5):571-4.
45. Lin GT. An KN. Amadio PC. Cooney WP. Biomechanical studies of running suture for flexor tendon repair in dogs. *J Hand Surg [Am]*. 1988;13(4):553-8.
46. Iwuagwu FC. Shaaban H. Lees VC. A biomechanical study of reattachment versus distal multistrand repair in distal division of the flexor digitorum profundus. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(4):369-72.

47. Labana N. Messer T. Lautensclager E. Nagda S. Nagle D. A biomechanical analysis of the modified tsuge suture technique for repair of flexor tendon lacerations. *J Hand Surg [Br]*. 2001;26:297-300.
48. Dinopoulos HT. Boyer MI. Gelberman RH. Silva MJ. The resistance of a four - six and eight strand suture technique to gap formation during tensile testing an experimental study of repaired canine flexor tendons after 10 days of in vivo healing. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25(4):489-98.
49. Winters SC. Gelberman RH. Woo SL-Y. Chan SS. Grewal R. Seiler JG III. The effect of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: A biomechanical study in dogs. *J Hand Surg [Am]*. 1998;23(1):97-104.
50. Bhatia D. Taner KE. Bonfield W. Citron ND. Factors affecting the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 1992;17(5):550-2.
51. Gordon L. Garrison JL. Cheng JC. Liu YK. Nathan RP. Levingsohn DG. Biomechanical analysis of a step-cut technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 1992;17(3):282-5.
52. Summers AP. Koob TJ. The evaluation of tendon-morphology and material properties. [Review]. *Comp. Biochem. Physiol. [Am]*. 2002;133:1159-70.
53. Defino HLA. Barbieri CH. Gonçalves RP. Palin JBP. Studies on tendon healing a comparison between suturing techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1986;11(3):444-50.
54. Chow SP. Yu OD. An experimental study an incompletely with chicken tendons - a comparison of two methods of management. *J Hand Surg [Br]*. 1984;9(2):121-5.
55. Dona E. Turner WL. Gionoutsos MP. Walsh WR. Biomechanical properties of four circumferential flexor tendon suture techniques. *J Hand Surg [Am]*. 2003;28(5):824-31.

56. Greenwald DP. Randolph MA. Hong HZ. May JW. Augmented becker versus modified kessler tenorrhapy in monkeys: Dynamic mechanical analysis. *J Hand Surg [Am]*. 1995;20(2):267-72.
57. Mishra V. Kuiper JH. Kelly CP. Influence of core suture material and peripheral repair technique on the strength of Kessler flexor tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(4):357-62.
58. Ion LE. Sykes PJ. Cassell OCS. Doherty DMO. Roberts AM. Comperative biomechanical analysis of a new circumferential flexor tendon repair and a modified kessler repair. *J Plast Surg [Br]*. 1997;50:236-41.
59. Wang B. Xie RG. Tang JB. Biomechanical analysis of a modification of Tang method of tendon. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(4):347-50.
60. Lam WL. Garrido A. Vandermeulen J. Fagan MJ. Stanley PRW. Cutting or round-bodied needles for tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(5):475-7.
61. Daniel P. Greenwald MD. Hong HZ. May JW. Mechanical analysis of tendon suture techniques. *J Hand Surg [Am]*. 1994;19(4):641-7.
62. Tan J. Wang B. Tan B. Xu Y. Tang JB. Changes in tendon strength after partial cut and effects of running peripheral sutures. *J Hand Surg [Br]*. 2003;28(5):478-82.
63. Cao Y. Xie RG. Tang JB. Dorsal-enhanced sutures improve tension resistance of tendon repair. *J Hand Surg [Br]*. 2002;27(2):161-4.
64. Kimberly A. Wolfe SW. Shean C. Shenbagamurthi D. Slade JS. Panjabi MM. Haven N. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repair using an in testing model. *J Hand Surg [Am]*. 2000;25(3):499-506.
65. Carlstedt CA. Nordin M. Biomechanics of tendons and ligaments. [Nordin M. Frankel VH. Edt.]. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. (2 nd ed). Lea & Febier, Philadelphia. 1989;61-5.

Ek Tablo. Numunelerle İlgili Tüm Veriler.

| No | Grup | M Yük | İki mm Gap | Enerji | Sertlik | RTR | İlk Çap Bir | İlk Çap İki | Son Çap Bir | Son Çap İki |
|----|-------------------------------|---------|------------|--------|---------|----------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 1 | K ₂ R ₁ | 37,413 | 23,46 | 0,205 | 6,86 | 0,786836 | 5,95 | 3,48 | 6,31 | 3,75 |
| 2 | K ₂ R ₂ | 37,413 | 28,38 | 0,258 | 5,47 | 1,171993 | 5,77 | 3,19 | 6,07 | 3,33 |
| 3 | K ₂ R ₃ | 32,145 | 22,9 | 0,119 | 4,42 | 1,129469 | 5,74 | 3,06 | 6,09 | 3,22 |
| 4 | K ₂ R ₄ | 41,093 | 20,89 | 0,351 | 5,26 | 0,839112 | 5,62 | 2,86 | 6,14 | 3,19 |
| 5 | K ₂ R ₅ | 28,053 | 20,58 | 0,387 | 5,11 | 1,19312 | 4,98 | 2,04 | 5,08 | 2,47 |
| 6 | K ₂ R ₆ | 30,439 | 21,18 | 0,368 | 5,51 | 0,911972 | 4,2 | 2,2 | 4,97 | 2,54 |
| 7 | K ₂ R ₇ | 34,704 | 25,12 | 0,263 | 4,71 | 0,872427 | 4,64 | 2,17 | 4,81 | 2,41 |
| 8 | K ₂ R ₈ | 31,163 | 22,76 | 0,331 | 4,02 | 0,87351 | 5,179 | 2,761 | 5,54 | 3,04 |
| 9 | K ₂ L ₁ | 84,794 | 59,16 | 0,651 | 8,3 | 0,86755 | 4,89 | 2,02 | 5,17 | 2,52 |
| 10 | K ₂ L ₂ | 88,969 | 63,35 | 0,373 | 12,25 | 1,78521 | 4,4 | 2,21 | 5,01 | 2,45 |
| 11 | K ₂ L ₃ | 86,769 | 60,59 | 0,447 | 10,46 | 0,62703 | 5,1 | 2,46 | 5,14 | 2,87 |
| 12 | K ₂ L ₄ | 94,133 | 62,87 | 0,527 | 9,96 | 0,72102 | 4,96 | 2,68 | 5,33 | 2,83 |
| 13 | K ₂ L ₅ | 104,601 | 59,91 | 0,496 | 14,63 | 0,55336 | 4,95 | 2,61 | 5,07 | 2,98 |
| 14 | K ₂ L ₆ | 68,249 | 63,31 | 0,620 | 12,13 | 0,60184 | 5,17 | 3,36 | 5,43 | 3,53 |
| 15 | K ₂ L ₇ | 102,106 | 60,07 | 0,506 | 13,96 | 0,61918 | 5,03 | 2,75 | 5,24 | 3,01 |
| 16 | K ₂ L ₈ | 97,841 | 61,77 | 0,539 | 12,14 | 0,84697 | 4,87 | 2,26 | 5,2 | 2,37 |
| 17 | K ₄ R ₁ | 44,786 | 33,88 | 0,272 | 6,35 | 0,78034 | 5,74 | 2,48 | 6,27 | 3,06 |
| 18 | K ₄ R ₂ | 49,473 | 43,01 | 0,426 | 6,29 | 0,89518 | 5,29 | 2,59 | 6,04 | 3,22 |
| 19 | K ₄ R ₃ | 35,844 | 31,44 | 0,478 | 4,11 | 1,23862 | 5,76 | 2,82 | 6,6 | 3,04 |
| 20 | K ₄ R ₄ | 49,145 | 40,98 | 0,692 | 5,93 | 0,87622 | 5,8 | 2,61 | 6,2 | 3,07 |
| 21 | K ₄ R ₅ | 49,186 | 34,63 | 0,326 | 5,68 | 1,09263 | 4,9 | 2,58 | 5,27 | 3,33 |
| 22 | K ₄ R ₆ | 48,529 | 35,29 | 0,457 | 6,55 | 0,70666 | 4,95 | 2,55 | 5,64 | 2,98 |
| 23 | K ₄ R ₇ | 45,488 | 39,02 | 0,225 | 5,65 | 1,12459 | 5,78 | 2,57 | 5,98 | 3,08 |
| 24 | K ₄ R ₈ | 40,183 | 30,53 | 0,401 | 6,27 | 1,88245 | 4,92 | 2,05 | 5,2 | 2,67 |
| 25 | K ₄ L ₁ | 127,012 | 63,73 | 0,758 | 14,02 | 0,80634 | 5,47 | 2,84 | 5,75 | 3,12 |
| 26 | K ₄ L ₂ | 115,995 | 60,95 | 0,576 | 13,64 | 0,89978 | 4,81 | 2,09 | 5,68 | 2,19 |
| 27 | K ₄ L ₃ | 76,157 | 75,05 | 0,454 | 11,1 | 2,11701 | 4,37 | 1,79 | 4,63 | 2,56 |
| 28 | K ₄ L ₄ | 83,035 | 80,57 | 0,371 | 14,67 | 0,73917 | 5,14 | 2,91 | 5,43 | 3,43 |
| 29 | K ₄ L ₅ | 123,539 | 98,55 | 0,779 | 14,5 | 0,70152 | 4,14 | 1,65 | 4,83 | 2,35 |
| 30 | K ₄ L ₆ | 81,585 | 56,64 | 0,576 | 9,53 | 0,61891 | 4,35 | 1,86 | 4,65 | 1,98 |
| 31 | K ₄ L ₇ | 100,073 | 62,76 | 0,582 | 11,61 | 0,80905 | 4,67 | 2,24 | 5,18 | 2,48 |
| 32 | K ₄ L ₈ | 97,075 | 84,58 | 0,479 | 11,59 | 0,64599 | 4,7 | 2,27 | 4,97 | 2,74 |
| 33 | K ₁ | 476,195 | - | 3,572 | 40,05 | - | - | - | - | - |
| 34 | K ₂ | 504,304 | - | 3,399 | 45,68 | - | - | - | - | - |
| 35 | K ₃ | 424,573 | - | 2,501 | 43,39 | - | - | - | - | - |
| 36 | K ₄ | 569,691 | - | 4,312 | 47,39 | - | - | - | - | - |
| 37 | K ₅ | 484,48 | - | 3,571 | 43,47 | - | - | - | - | - |
| 38 | K ₆ | 453,779 | - | 3,081 | 40,94 | - | - | - | - | - |
| 39 | K ₇ | 480,71 | - | 3,254 | 40,64 | - | - | - | - | - |
| 40 | K ₈ | 581,942 | - | 6,624 | 39,9 | - | - | - | - | - |

TC.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI' NA

Dr. Ahmet GÜNEY' e ait FARKLI FLEKSÖR TENDON SÜTÜR TEKNİKLERİNİN BİYOMEKANİK SONUÇLARI (TAZE KADAVRA KOYUN FLEKSÖR TENDONUNDA DENEYSEL ÇALIŞMA) adlı çalışma, jürimiz tarafından Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı' nda Tıpta Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarih :

İmza

Başkan İmza

Üye İmza

Üye İmza

Üye İmza

Üye İmza