



T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ



**TENDON SÜTÜR VE DÜĞÜM TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRMALARI**

TIPTA UZMANLIK TEZİ
Arş.Grv.Dr. Volkan ERĞAN

DANIŞMAN
Yrd.Doç..Dr.Özal ÖZCAN

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

AFYONKARAHİSAR 2009

**T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TENDON SÜTÜR VE DÜĞÜM TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRMALARI**

UZMANLIK TEZİ

Dr.Volkan ERĞAN

AFYONKARAHİSAR 2009

**T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TENDON SÜTÜR VE DÜĞÜM TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRMALARI**

UZMANLIK TEZİ

Dr.Volkan ERĞAN

TEZ DANIŞMANI: Yrd. Doç. Dr. Özal ÖZCAN

AFYONKARAHİSAR 2009

T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

Tez Başlığı : **Tendon Sütür ve Düğüm Tekniklerinin Biyomekanik Karşılaştırmaları**
Tezi Hazırlayan : **Dr. Volkan ERĞAN**
Tez Savunma Tarihi :
Tez Kabul Tarihi :
Tez Danışmanı : **Yrd.Doç.Dr.Özal ÖZCAN**

İş bu çalışma jürimiz tarafından ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANA BİLİM DALI' nda TIPTA UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan

Üye

Üye

ONAY

DEKAN

Prof. Dr. Necat İMİRZALIOĞLU

TEŐEKKÜR

Çalışma hayatımdaki ve eğitim sürecimdeki katkılarından ötürü anabilim dalı başkanımız Doç.Dr.Gökhan MARALCAN'a, başta tez danışmanım Yrd.Doç.Dr.Özal ÖZCAN olmak üzere hocalarım Doç.Dr.İlhami KURU, Doç.Dr.Levent ALTINEL, Doç.Dr.Kamil Çağrı KÖSE, Yrd.Doç.Dr. Hakan BOYA'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tezimin oluşturulmasındaki katkılarından dolayı İstatistik A.D Öğretim Üyesi Yrd.Doç.Dr.Nuran DOĞAN ve Dokuz Eylül Üniversitesi Metalurji Mühendisliği A.D Öğretim Üyesi Bahadır UYULGAN'a, manevi desteğini esirgemeyen asistan arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Tüm özel ve eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, bugünlere gelmemin mimarları olan tüm aile fertlerime minnetimi ayrıca belirtmek isterim.

Dr.Volkan ERĐAN

İÇİNDEKİLER

I-GİRİŞ.....	1
II-GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. FLEKSÖR TENDONLARIN ANATOMİSİ.....	3
2.2. FLEKSÖR TENDONLARIN YAPISI VE HİSTOLOJİSİ.....	6
2.3. FLEKSÖR TENDON BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	9
2.4. FLEKSÖR TENDON BESLENMESİ.....	9
2.5. FLEKSÖR TENDON İYİLEŞMESİ.....	11
2.6. FLEKSÖR TENDONLARDA UYGULANAN SÜTÜR TEKNİKLERİ.....	14
2.6.1. DİKİŞ MATERYALİ.....	15
2.6.2.UÇ UCA DİKİŞLER.....	21
III-GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1. FLEKSÖR TENDON HAZIRLANMASI.....	26
3.2. CERRAHİ DÜĞÜM, WESTON, DUNCAN ve SAN DIEGO DÜĞÜMLERİ.....	29
3.3. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI.....	33
3.4. TENDONLARIN SAKLANMASI.....	34
3.5. BİYOMEKANİK İNCELEME.....	34
3.6. BİYOMEKANİK TEST İLE ELDE EDİLEN VERİLER.....	37
3.7. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	38
IV-BULGULAR.....	39
4.1 MAKSİMUM GERİLME GÜCÜ DEĞERLERİ.....	39
4.2. ELASTİK MODÜLÜS DEĞERLERİ.....	41
4.3. TENORAFİ UYGULANAN GRUPLARDA KOPMA ŞEKİLLERİ.....	43
V-TARTIŞMA.....	45
VI-SONUÇLAR.....	54
VII-ÖZET.....	55
VIII-SUMMARY.....	57
IX-KAYNAKLAR.....	59

TABLolar ÇİZELGESİ

Tablo-1 Maksimum Gerilme Gücü Değerleri.....	40
Tablo-2 Elastik Modülüs Değerleri.....	42
Tablo-3 Tenorafi Uygulanan Gruplarda Kopma Şekilleri	44

ŞEKİLLER ÇİZELGESİ

Şekil-1: Annular ve Cruciate pulleylerin görünüşü	5
Şekil-2: Annular ve Cruciate pulleylerin lateral görünüşü	6
Şekil 3: Fleksor tendon perfüzyonu	10
Şekil 4: Tendon anatomisi.....	11
Şekil 5: Dikiş konfigürasyonları	16
Şekil 6: Epitenon –önce tekniği	17
Şekil 7: Savage’ nin çok geçişli modifikasyonu.....	18
Şekil 8: Dört geçişli teknik (Lee).....	18
Şekil 9: Çapraz dikişin iki basit versiyonu	18
Şekil 10: Segmenter vasküler sistem.....	19
Şekil 11: A: Konvansiyonel Bunnel dikişi..... B: Çapraz dikiş C: Mason- Allen (Chicago) dikişi D: Kessler kavrayan dikiş E: Tamir hattında tek düğümlü Kessler Modifiye dikişi F: Tamir hattında iki düğümlü Kessler dikişinin Tajima modifikasyonu	20
Şekil 12: Bunnel’ın çapraz dikişini kullanarak tendonun uç uca tamiri.....	22
Şekil 13: Bunnel’ın çapraz dikiş tekniğinin Kleinert modifikasyonu.....	23
Şekil 14: Kavrama tekniği:.....	23
..	
Şekil 15: Tajima tendon dikişi.....	25
Şekil 16: Modifiye –Kessler Tajima dikişi.....	25
Şekil 17: Koyun ön kolda FDP Communis tendonunun diseke edilmeden önceki görünümü.....	26
Şekil 18: Koyun ön kolda FDP Communis tendonunun diseksiyonu.....	26
Şekil 19: FDP’ un tek parça haline getirilmesi.....	27

Şekil 20: Tendonun tahta zemin üzerinde ipek suture ile dikilerek toplu iğneler yardımıyla sabitlenmesi.....	27
Şekil 21: Tendonun distalinden 6 cm lik kısmının milimetrik kağıt üzerinde işaretlenmesi.....	28
Şekil 22: Cerrahi düğüm.....	29
Şekil 23: Weston Düğüm.....	30
Şekil 24: Duncan düğüm.....	31
Şekil 25: San Diego düğüm.....	32
Şekil 26: Instron test cihazı:.....	35
Şekil 27: Instron cihazındaki kontrol ve kore suturelerle birlikte düğüm tamamlanmış grup:.....	36
Şekil 28: Maksimum gerilme sonrasında tendonun ve kore suturelerin durumu.....	36
Şekil 29: Maksimum gerilim altında düğümlerin sonuçları.....	37
Şekil 30: Stres- Strain Eğrisi Örneği	37

KISALTMALAR

FDS.	: Fleksör digitorum süperficialis
FDP.	: Fleksör digitorum profundus
FPL.	: Fleksör pollisis longus
A.	: Annular
Ç.	: Çapraz
mmHg	: Milimetre civa
cm	: Santimetre
FU	: Fluorourasil
n.	: Nervus
MP	: Metakarpofalangeal
PIP	: Proksimal interfalangeal
DIP	: Distal interfalangeal
mm	: Milimetre
N	: Newton
PDS	: Polidiaksonun
VMA	: Volar metakarpal arter
DA	: Dijital arter
VLS	: Vinculum longum süperficialis
VLP	: Vinculum longum profundus
VBP	: Vinculum breve profundus
VBS	: Vinculum breve süperficialis
TB	:Tendon bundles
EPI	: Epitenon
END	: Endotenon
IV	: İntrinsik vaskularite
HA	: Hyaluronan
Kn	: Kilonewton
Ms	: Milisaniye

I. GİRİŞ

Fleksör tendon yaralanmalarından sonra parmak fonksiyonlarının yeniden kazandırılması el cerrahisindeki en önemli problemlerden biri olmaya hala devam etmektedir. Tendon anatomisinin, beslenmesinin ve iyileşmesinin daha iyi anlaşılması ile onarım tekniklerinde başarılı sonuçlar elde etmemizi sağlayan pek çok gelişmeler olmuşsa da, tekniğin her zaman öğretilemeyen bir kişisel maharet gerektirmesi nedeni ile fleksör tendon onarımları bilimsel arenada hala bir çekişme konusudur. Tendon yapışıklığı ve eklem sertliği gibi onarım sonrası başarıyı engelleyen problemler hala görülmektedir. Nöro-vasküler yapıların da yaralanması durumu daha da zorlaştırmaktadır. Onarım sonrası iyi sonuçlar alınabilmesi için el anatomisi çok iyi bilinmeli, onarım atravmatik yapılmalı ve rehabilitasyon programına özen gösterilmelidir.

Tendon cerrahisinde yapışıklık, açılma ve tamir sahasında yırtılma gibi sorunlarla başa çıkabilmek için pek çok tamir yöntemi geliştirilmiştir. Ayrıca, cerrahi sonrası sonuçları iyileştirmek için tamir edilmiş tendona ameliyat sonrası aktif ya da pasif hareket programları bildirilmiştir (1,2). Ancak, siklik aktif yüklenmeler sırasında tamir sahasına oldukça fazla yük bindiğinden, ameliyat sonrası tendon yapışıklıklarını önlemede etkin olduğu kanıtlanan erken hareket protokolleri güçlü dikiş tekniklerine ihtiyaç göstermektedir. Tamir sahasından geçen dikiş bacağına sayısı arttıkça, tamir alanında gerilme kuvvetinin önemli miktarda arttığı bildirilmiştir (3,4). Ayrıca, karmaşık olması ve çok fazla manipülasyon gerektirmesi nedeniyle bu tip dikiş tekniklerini uygulamak pratikte zordur (5,6). Bu bilgilerin yanısıra, tendon cerrahisinde yaygın olarak kullanılan basit epitendinöz dikiş ile kombine edilmiş Modifiye Kessler dikiş tekniğinin de, kolay ve pratik uygulanabilir olmasına rağmen, erken aktif harekete izin verecek kadar güçlü olmadığı bildirilmiştir (7,8).

Bizim çalışmamızın amacı; çeşitli sütür ve düğüm tekniklerini kombine ederek biyomekanik olarak en dayanıklı olanın gösterilmesidir. Bunun tendon

tamirinde sık karşılaşılan, düğümde çözülmeye bağlı başarısızlık oranını azaltacağını düşünmekteyiz.

II. GENEL BİLGİLER

2.1.FLEKSÖR TENDONLARIN ANATOMİSİ

Fleksör tendonların tek başlarına değerlendirilmesi yetersiz olabilir. Bunun yerine fleksör sistemden ve onun değerlendirilmesinden bahsetmek uygun olacaktır. Ekstrinsik fleksör sistem içinde fleksör digitorum süperficialis (FDS), fleksör digitorum profundus (FDP), fleksör pollisis longus (FPL) ile tendon orijini, insersiyonu, tendon kılıfı, annular (A) ve çapraz (Ç) pulley sistemleri yer almaktadır (9,10). Ekstrinsik fleksör kaslar ön kolun proksimal yarısının medialinde yer alırlar. Ön kolda FDS' ler orta grupta, FDP' lar derin grup içinde yer alırlar. FDS' ler yüzeysel grup kasların en derininde ve en geniş olanıdır. Humerusun iç epikondilinden 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 (10-12).

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 (9,12,13).

FDP tendonu, temel parmak fleksörü olarak davranır. Ulna'nın ön ve iç yüzünün proksimalinden ve mebrana interossea' nın ulnar yarısından başlar. Baş parmak hariç diğer parmaklara gitmek üzere ön kolun distalinde dörde ayrılır.

Karpal tünelde FDS' in derininden geçer. Chamber 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 (9,11-13).

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.medianus'tan innerve olur (9,11).

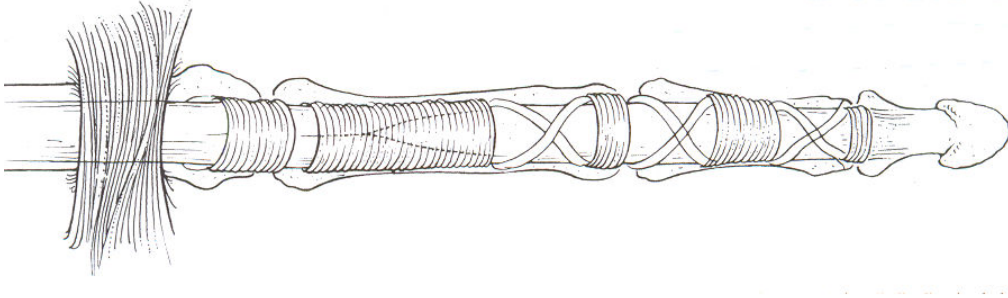
Fleksör tendonlar parmaklarda, visseral ve pariyetal sinovyal kılıflarla oluşturulan bir kılıf içinde bulunurlar. Metakarpofalangeal (MP) eklem hizasından başlayarak sinovyum kalınlaşır ve iyi kanlanır. İlk kez Doyle ve Blythe tarafından pulley tanımlaması getirilmiş ve daha sonraki yıllarda el cerrahları tarafından bilinen şekli getirilmiştir (11).

Fleksör Pulley Sistemi: 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 gücünü artırır. Beşi annular, üçü çapraz olmak üzere sekiz adet pulley bulunur. A2 ve A4 pulleyi tendon cerrahisinde mutlak korunması gereken temel yapılardır (11,12).

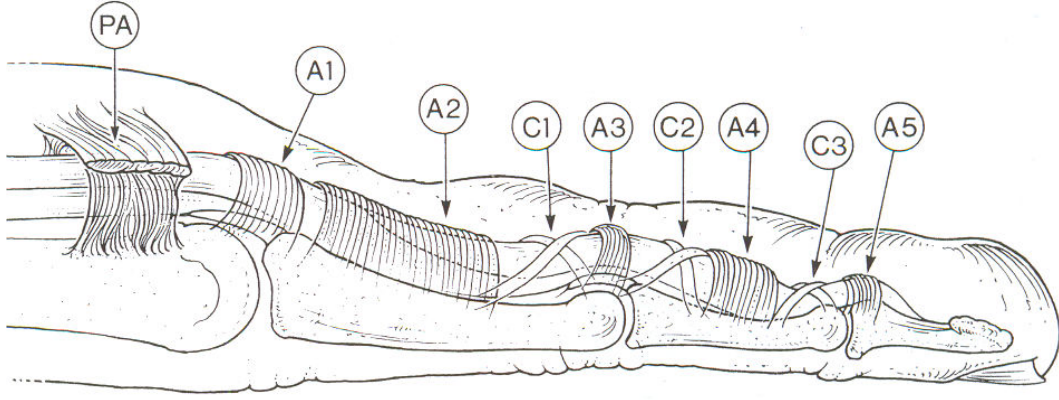
A) Cruciate pulleyler: Eklemler seviyesinde ve üç adettir. Primer görevleri parmak hareketleri sırasında tendon kılıfının genişlemesi ve daralmasına yardımcı olurlar. Çapraz pulleyler, annular pulleylere göre daha esnek yapılardır. Ç1; A2 ve A3 pulleyi arasında, Ç2; A3 ve A4, Ç3 ise A4 ve A5

arasında yer alır. Hepsinde fleksiyon esnasında annular pulleylerin yaklaşmasını sağlamak amacıyla büzülürler (9,11,12)

B) Annular pulleyler: Eklemler arasında yerleşimli ve beş adettirler. Parmak fleksiyonu ile tendonların yay kirişi gibi gerilmesine engel olduklarından, A2 ve A4'ün korunması kritik öneme sahiptir. Bu pulleyler sırasıyla proksimal ve orta falankstan köken almaktadırlar (14). A1, A3, A5 pulleyleri sırasıyla MP, PIP ve distal interfalangeal (DIP) eklemler seviyesinde bulunur. Eklemlerin palmar plaklarına yapışır.



Şekil 1: Annular ve Cruciate pulleylerin görünüşü (*Mark D. Miller MD. Review of Orthopaedics : In: Richard F. Hand and Microsurgery. 4. Baskı. Ankara. Akademi Doktorlar Yayınevi. 2006; 363.*)



Şekil 2: Annular ve Cruciate pulleylerin lateral görünüşü (Mark D. Miller MD. *Review of Orthopaedics : In: Richard F. Hand and Microsurgery. 4. Baskı. Ankara. Akademi Doktorlar Yayınevi. 2006; 363.*)

2.2.FLEKSÖR TENDONLARIN YAPISI VE HİSTOLOJİSİ

Makroskopik olarak uzun, beyaz renkli yassı yapılardır. Tendon çok az miktarda hücreli yapı (fibrositler), çok sayıda kollajen lifi ve az miktarda, mukopolisakkaritten zengin amorf madde (şekilsiz ara madde) içeren bir 'sıkı bağ dokusu' elemanıdır (15-20). Oldukça sık aralıklarla ve birbirine paralel seyreden kollajen lifleri zaman zaman kalın demetler oluştururlar. Bu yapısal özellik, tendonun gerilme ve çekme güçlerine karşı direnebilmesini kolaylaştırır (15,17-22). Belli sayıdaki kollajen lifi birleşerek primer demetleri oluştururlar ve çıplak gözle de görülebilen bu oluşumlar pratikte tendon lifi olarak adlandırılırlar (20). Primer demetlerdeki kollajen lifleri seyirleri esnasında dallanarak anastomozlar yaparlar. Kollajen lifleri arasında yerleşmiş fibrositler, sayıca azdırlar ve buldukları yerin şeklini alırlar (17,18,20,22,23). Fibrositler kollajen lif demetlerine paralel yerleşmişlerdir. Enine kesitlerde demetler arasına sokulan ışınal stoplazmik uzantılara sahip oldukları görülür (16,18,23). Tendon fibrositleri, 'tendon hücresi' veya stoplazmik uzantılarının lifler arasında kanat gibi uzanması nedeniyle 'kanatlı tendon hücresi' olarak da adlandırılırlar. Kollajen lifleri arasında, fibrositler dışında kalan dar aralıklar yapıştırıcı özelliği

olan şekilsiz bir ara madde (amorf madde) ile doldurulmuştur (22). Gerek ara madde, gerekse kollajen lifleri fibroblastlar tarafından sentezlenir. Ancak tendonda kollajen yapım ve yıkım hızı oldukça yavaştır (23). Tendon fibroblastları tip 1 kollajen sentezlerler. Gerilme güçlerine karşı oldukça dirençli oldukları halde esneme yetenekleri yok denecek kadar azdır (15,17,20). Daha önce de ifade edildiği gibi, ara madde ve kollajen, fibroblastlar tarafından yapılır. Fibrositler ise inaktif hücrelerdir. Başka bir deyişle, fibroblastlar fibrositlerin aktif şeklidir. Fibroblastlar bu özellikleriyle tamirci hücreler olarak görev yapar. Yara bölgesinde toplanarak fibröz intersellüler maddeleri salgırlar ve skar dokusunu oluşturlar (15) .

Fleksör tendon dokusunun ana komponenti ekstrasellüler matrikstir (25-27). Bu ekstrasellüler matriksin majör bileşeni olan Tip 1 kollajen ise tendon kuru ağırlığının yaklaşık % 70'ini oluşturmaktadır. Tendonun geri kalan kısmını fibroblastlar, kan damarları, sinirler ve lenfatikler oluşturur. Primer lif demetlerinin etrafında onları saran ince gevşek bir bağ dokusu vardır. Endotenon adı verilen bu gevşek dokuyla demetler birbirine bağlanır. Bu şekilde oluşan sekonder demetler epitenonla çevrelenmiştir (16,19,22-24). Epitenon iki katlıdır. İçteki kat endotenon üzerinde seyrederek damar ve sinirler için koruyucu işlev görür. Dıştaki kat ise çevre bağ dokusu ile devam eder. Epitenon hücreleri tendon onarımında çok önemli bir rol oynar (23). Epitenonun sınırladığı sekonder demetlerin her biri pratikte fasikül olarak adlandırılır (16,18,22,23). Bir tendon, belli sayıda fasikülün paratenon denen oldukça kalın bir bağ dokusuyla sarılmasıyla meydana gelir. Paratenon, epitenonun dış yüzeyini destekler. Epitenon ve paratenon içinde elastik lifler de bulunur ve kan damarlarından oldukça zengindirler (16,18,22). Oysa endotenonda çok az sayıda damarsal yapı mevcuttur. Primer demetler içinde ise hiç damar yoktur. Dolayısıyla tendonlarda metabolizma oldukça yavaştır (16,22). Paratenonun dış yüzeyi düzdür ve çevre dokusuyla çok az sayıda bağlantı içermektedir. Böylece tendon hareketleri kısıtlanmamış olur (20). Sürtünmelere yol açabilecek kemik ve benzeri sert dokular üzerindeki tendonlar, sinovium (vajina tendineum veya tendon kılıfı adı verilen bir bağ dokusu kılıfı içinde uzanırlar (20,22,23). Bu kılıf, mezenkimal

kökenli yassı hücrelerden oluşan iki tabakadan meydana gelmiştir. İç tabaka paratenona sıkı bir şekilde tutunurken, dış tabaka çevre dokulara yapışıktır. İki tabaka arasında bir boşluk mevcuttur ve tabakaların boşluğa bakan yüzleri devamlılığı olmayan mezotel hücreleri, yer yer kollajen demetleri ve bağ dokusu hücreleri ile döşenmiştir (22,23). Bu boşlukta sinovyal sıvı benzeri, protein, glikozaminoglikan, glikoprotein ve iyonlar içeren bir sıvı bulunur (17,22). Bu sayede tendon en dış kılıf içinde adeta yağlanmışçasına kayarak hareket edebilme kolaylığını elde eder (17). Henderson ve arkadaşları tendon yüzeyindeki hücrelerin Tip 1 ve Tip 3 kollajen üretirken, içindeki hücrelerin sadece Tip 1 kollajen ürettiğini göstermiştir (28). Kollajen sentezi, messenger-RNA oluşturmak için DNA transkripsiyonu ile başlar. Daha sonra granüllü endoplazmik retikulum ribozomlarında polipeptid zincirlere translasyon gerçekleşir. Prolin ve lizin hidroksilasyonundan sonra helikal prokollajen ekstrasellüler ortama taşınarak amino ve karboksil uçları fibril oluşumu için temizlenir. Oluşan tendon fibrilleri çapraz bağlanarak tendon fiberlerini meydana getirirler. Bu fiberler gruplaşarak fasikülleri, fasiküller de tendon paketlerini oluştururlar (29). Ekstrasellüler matrikste Tip 1 kollajen dışında glikozaminoglikanlar (hyaluronik asit, kondroitin-4 sülfat, dermatan sülfat ve heparan sülfat), glikoproteinler ve non kollajen proteinler bulunmaktadır. Bunlar güç uygulaması esnasında kayganlık sağlar ve tendonun deforme olmasını önler (29). Ekstrasellüler matriks glikoproteini olan fibronektinin, hücre-hücre, hücre-matriks adezyonu, hücre morfolojisini düzenlenmesi ve hücre göçü gibi birçok fonksiyonu olduğu bilinmektedir (30,31). Epitenon hücrelerinde endotenon hücrelerine göre 3,8 kat daha fazla fibronektin düzeyi olduğu gösterilmiştir (32). Yara iyileşmesi esnasında epitenon hücrelerinde fibronektin miktarı artmaktadır (33). Alfa düz-kas aktin de ekstrasellüler matriks komponentlerinden birisidir. Tendon hücrelerinin, uzunlamasına organize aktin fibrilleri ile yan yana dizildikleri gösterilmiştir (34).

2.3 FLEKSÖR TENDON BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ

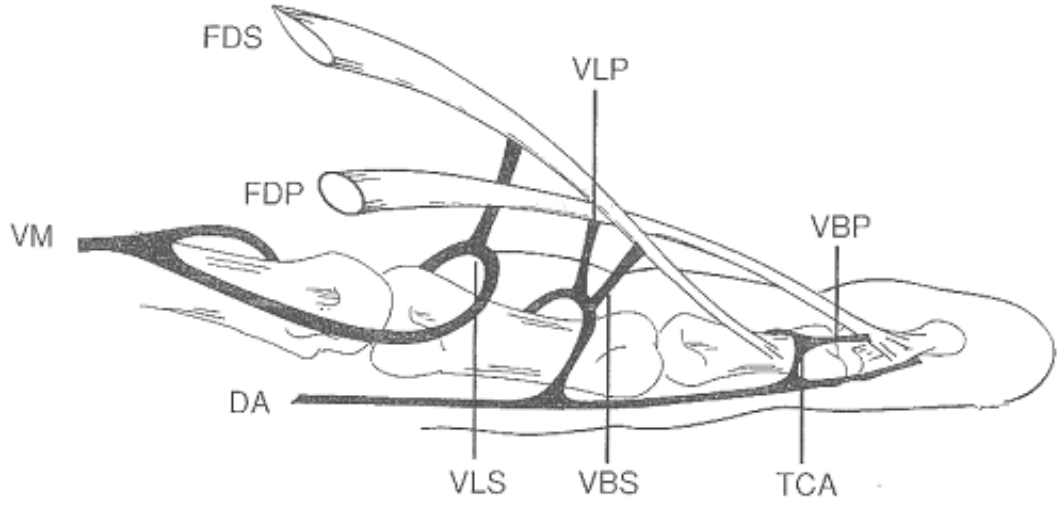
El bileği ile birlikte parmak fleksiyonu esnasında fleksör tendon kayma hareketi 'ekskürsion' yaklaşık 90 milimetre (mm)'dir. El bileği nötralde tutulacak olursa, yalnızca parmak fleksiyonuyla tendon hareketi 25 mm olur. Tendonla eklem rotasyon aksı arasındaki mesafe arttığında, kuvvet kolu da artmakta ve kas kontraksiyonu ile oluşan hareket azalmaktadır. Aynı şekilde, kuvvet kolu azaldıkça aynı tendon hareketi ile eklemde daha fazla hareket sağlanır. Tendon hareketi, eklem rotasyonu ve kuvvet kolu pulley sisteminde idare edilir. Pulley sistemindeki herhangi bir bölgedeki kayıp, fleksör, intirinsik ve ekstansör kaslar arasındaki dengenin bozulmasına yol açar. Mekanik fonksiyon açısından A2 ve A4 pulleyleri çok büyük öneme sahiptir. A2 ve A4 pulleylerinden birinin veya ikisinin kaybı, parmak hareketini azaltır ve interfalangeal eklemlerde fleksiyon kontraktürüne neden olur (9,10,11,35).

Annular pulleylerle fleksör tendon arasında aktif fleksiyon esnasında, yaklaşık 77 mmHg'lık basınç oluşur ve pulley sisteminin herhangi bir bölümündeki kayıp pulley tendon arası basıncın artmasına neden olur (9).

Schunind , fleksör 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 (36).

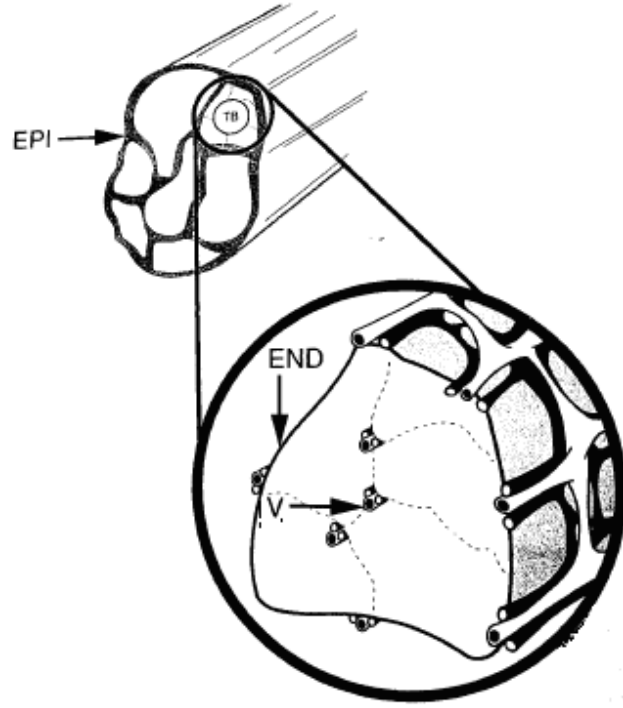
2.4 FLEKSÖR TENDON BESLENMESİ

Fleksör tendon perfüzyonu dijital arterlerden çıkan vasküler ağla (vincula) sağlanmaktadır (Şekil 3).



Şekil 3 : Fleksör tendon perfüzyonu VM: Volar metakarpal arter, DA: Dijital arter, VLS: Vinculum longum süperficialis, VLP: Vinculum longum profundus, VBP: Vinculum breve profundus VBS: Vinculum breve süperficialis (Williamson DG, Richards R. *Flexor tendon injuries and reconstruction. Plastic Surgery Volume VII 2nd ed. Mathes S.J.Saunders Philadelphia. S:357.2006*)

Bu vasküler ağ, intratendinöz vasküler ağla birleşmektedir ve bu intirinsik beslenme endotenon içinde kollajen fibrillerine paralel olarak seyretmektedir (Şekil 4).



Şekil 4: Tendon anatomisi TB: Tendon bundles EPI : Epitenon END: Endotenon V:İntrinsik vaskularite (Williamson DG, Richards R. *Flexor tendon injuries and reconstruction. Plastic Surgery Volume VII 2nd ed. Mathes S.J.Saunders Philadelphia. S:354.2006*)

Fleksör tendon beslenmesinde diğer önemli bir mekanizma da sinovyal difüzyondur. Dijital hareketin pompa etkisi ile sinovyal sıvı tendon yüzeyindeki küçük açıklıklardan içeri girer (29).

2.5 FLEKSÖR TENDON İYİLEŞMESİ

Tendon iyileşmesi 3 faza bölünmüştür.

1. İnflamasyon fazı
2. Fibroblastik proliferasyon fazı
3. Remodeling fazı

İyileşme süreci kategorik olarak bölünmesine rağmen aslında iç içe girmiş fazların zamanla diğerine baskın hale gelerek devam etmesidir. Fleksör tendon

yaralanması karmaşık bir kemotaktik ve hücrel cevabı başlatır. Kan pıhtısı oluşumu, endotelin açığa çıkması ve trombosit aktivasyonu sonrasında inflamatuvar mediatörler, sitokinler ve büyüme faktörleri iyileşme sürecini başlatır (38-40). Sonuç olarak vasküler geçirgenlik artar ve inflamatuvar hücreler fagositoz için aktive olur. Neovaskülarizasyon ile kollajen üretimi için hücrel farklılaşma stimüle edilir. İntrinsik ve ekstrinsik fibroblastlar kollajen sentezi için yaralanma sahasına göç eder. Makrofajlar ve polimorfonükleer hücreler yara debrisini temizler. Bu işlem ilk 3-5 gün içinde maksimumdur. Yaklaşık 3. günden 21. güne kadar fibroblastik proliferasyon fazı dominanttır. Üçüncü günde kollajen depozisyonu tespit edilir. Kollajen başlangıçta random olarak depolanır. Tip 3 kollajenin Tip 1'e oranı artar. Fibroblastlar proliferasyona devam eder ve aynı anda anjiogenezis gerçekleşir. Üçüncü haftada fibroblastlar tendon yüzeyinde longitudinal olarak oryante olmaya başlarlar. Metalloproteinazların kollajen üretimini düzenledikleri düşünülmektedir ve 4. günden 9. güne kadar yara da bulunmaktadır (41).

Fibronektin fibroblastlar için kemotaktiktir ve hücrel göç için zemin oluşturur. Fibronektin; kılıf, epitenon ve endotenonda azalan miktarlarda mevcuttur ve tendon iyileşmesi esnasında 7. ve 17. günler arasında düzeyi artmaktadır (31,34). Kollajen üretimi yıkımına eşitlendiğinde remodeling fazı başlar. Bu genellikle 4. haftada başlar ve 6. aya kadar devam edebilir. Tendon gerilim gücü 21. günden sonra hızla artar. Tendon stresi ve hareket kollajen fibrillerinin reorganizasyonunu artırır. Kollajen fibrilleri tendon uzun aksı boyunca organize olur ve iyileşme büyük miktarda artar. Ek olarak bu periodda skar dokusundaki miktar azalır, 20. hafta ile birlikte skar dokusu tamamen remodelize olur ve normal tendondan minimal histolojik farklılıklar gösterir (43).

Deneyel araştırmalar fleksör tendonların intrinsik ve ekstrinsik yolla iyileşme kapasiteleri olduğunu göstermiştir (44-48). Ekstrinsik ve intrinsik iyileşme aynı anda meydana gelir ve görece etkileşimleri yaralanmanın tipine, cerrahi tekniğe ve postoperatif rehabilitasyona bağlıdır.

İntrinsik iyileşme basit olarak tendonun kendi içindeki elemanlarıyla iyileşmesini tanımlar. İntratendinöz kan dolaşımı ve sinovyal difüzyon yoluyla beslenen epitenon ve endotenon tenositleri intrinsik iyileşmeyi sağlar (49-51). Tendon iyileşmesinde intrinsik yolun rolünü araştırmanın en ideal yöntemi kan elemanları da dahil tüm ekstra tendinöz hücrelerden arındırılmış hücre kültür ortamlarıdır (52,53).

Ekstrinsik iyileşme tendon dışında yerleşen fibroblastlar yoluyla olur. Yapışıklıkların oluşmasından sorumlu tutulmaktadır. Oluşan yapışıklıklar erken dönemde besleyici damar desteği sağlamaktadır fakat daha sonra fonksiyon kaybına neden olmaktadır. İntrinsik iyileşmenin baskın olduğu durumlarda tendonlar minimal yapışıklıkla iyileşmektedir. Tersine ekstrinsik iyileşme baskın olursa tendon ve onu çevreleyen tendon kılıfı arasında, belirgin derecede tendon hareketini sınırlayan kalın yapışıklıklar gözlenir. Eğer ekstrinsik ve intrinsik iyileşme arasındaki hassas denge değiştirilebilirse yapışıklık oluşumu en aza indirilebilir. Yapılan çalışmalarda ekstrinsik iyileşmeyi modüle ederek yapışıklık oluşumunu en aza indirmek amacıyla çok farklı kimyasal ajanlar kullanılmıştır. Steroidler, antihistaminikler ve beta – aminopropionitrilin ile klinik olarak skar oluşumunun azaltıldığı gösterilememiştir (54,55). İbuprofen ve indometazinin çok az etkili olduğu bulunmuştur (56,57).

Yüksek molekül ağırlıklı bir polisakrit olan hyaluronanın tendon iyileşmesi ve yapışıklıklar üzerindeki etkilerinin araştırıldığı *invivo*, *invitro* kombine bir çalışmada HA'nın iyileşmeyi belirgin etkilemediği saptanmıştır. Solüsyon şeklinde tek doz uygulanan HA'nın yedi gün içinde tamamen ortamdaki kaldırıldığı ve etkisiz hale geldiği bulunmuştur (58).

Kömürcü ve arkadaşları tavşan fleksör tendonlarına lokal aprotinin uygulayarak yapışıklık oluşumu üzerine etkisini araştırmışlardır. Primer kılıf tamiri ile birlikte 15000 IU/kg lokal aprotinin uyguladıkları grupta postoperatif en iyi sonuçların elde edildiğini bildirmişlerdir (59).

Son zamanlarda yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan 5- Fluorourasil' in lokal ve tek doz olarak uygulanmasının tendon yapışıklığını azalttığı gösterilmiştir (60,61). 5-FU kanser kemoterapisinde kullanılan bir antimetabolittir. Oftalmik cerrahlar ise zedelenmiş gözde skar oluşumunu kontrol altına almak için klinik olarak kullanılmaktadırlar (62). 5-FU'in hücre kültürlerinde fibroblast proliferasyonunu inhibe ettiği ve bu supresyonun hücre ölüm bulguları olmadan 36. güne kadar devam ettiği gösterilmiştir (63). Bu etkiler uygulama alanı ve süresi ile sınırlıdır (64-66). Occleston ve arkadaşları oküler fibroblastların 5-FU ile muamele edilmesinin matriks molekülleri ve büyüme faktörlerinin salınımında azalmaya neden olduğunu göstermişlerdir. Düşük doz 5-FU uygulanan hücreler migrasyon ve sekresyon gibi belli fonksiyonlarını kaybetmemektedirler (67). Bu araştırmalar, 5-FU'in özellikle sinovyal kılıf içindeki fleksör tendon cerrahisi sonrasında görülen yapışıklıklarda da etkili olabileceğini gündeme getirmiştir ve ilacın etkinliği fleksör tendonlar üzerinde yapılan deneysel çalışmalarda gösterilmiştir (60,61).

2.6. FLEKSÖR TENDONLARDA UYGULANAN SÜTÜR TEKNİKLERİ

Tendon dikişinin amacı tendon uçlarını bir araya getirmek ya da tendonu başka bir tendona ya da kemiğe bağlayarak iyileşme süresince pozisyonu korumaktır. Eğer tendonlar dikilecek ise minimum reaksiyon ve skar dokusu oluşumu için mümkün olduğu kadar titiz ve nazik çalışılmalıdır. Yaralanmamış bölgelere hasar vermekten kaçınmak yapışıklık oluşumunun engellenmesi için şarttır. Strickland ideal bir tendon tamiri için gerekli altı özellik belirtmiştir (68).

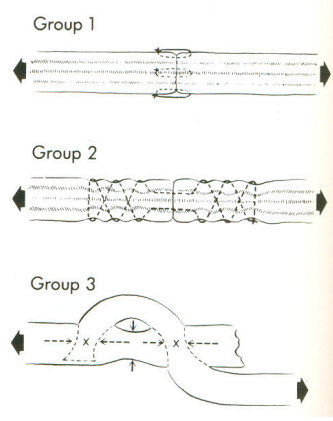
- 1- Kolay dikiş tekniği
- 2- Sağlam düğüm
- 3- Tendon uçlarının tatlı teması
- 4- Tamir bölgesinde minimal manipülasyon
- 5- Tendon damarlanmasına minimal hasar
- 6- İyileşme süresince aktif harekete izin verecek kadar güçlü bir yapı

2.6.1.DİKİŞ MATERYALİ

Tendon tamiri için kullanılan bir çok dikiş materyali bulunmaktadır. Uygun dikiş materyalleri için Urbaniak ve Ketchum'un kaynaklarına başvurulabilir. Her iki yazar da monofilamen paslanmaz çelik teli en güçlü materyal olarak belirtmişlerdir. Bununla beraber manipulasyon zordur, tendondan sıyırmaya meyillidir ve kaba düğüm oluşturur. Ön kol distalinde başarılı bir şekilde kullanılabilmeyle birlikte sayılan dezavantajları parmaklarda kullanımını kısıtlamaktadır (69).

Katgüt ve poliglikolik asit grubu (Dexon; Vicryl) gibi birçok emilebilir dikiş materyalleri ise operasyondan hemen sonra gücünü kaybederek tendon tamiri için etkisiz hale gelirler. Caprolaktam ailesinin (Supramid) sentetik dikişleri ve naylon ise prolen ve polyester dikişlerden daha uzun süre dirençlerini korurlar. O'Broin ve arkadaşları polidiaksonun (PDS) polyprolen kadar güçlü olduğunu göstermişlerdir. Klinik uygulamada birçok cerrah örülmüş polyester dikişlerin (Ticron; Mersilene) yeterince güçlü, kolay kullanılan ve başarılı düğüm karakteristiklerine sahip olduğunu bulmuşlardır (69).

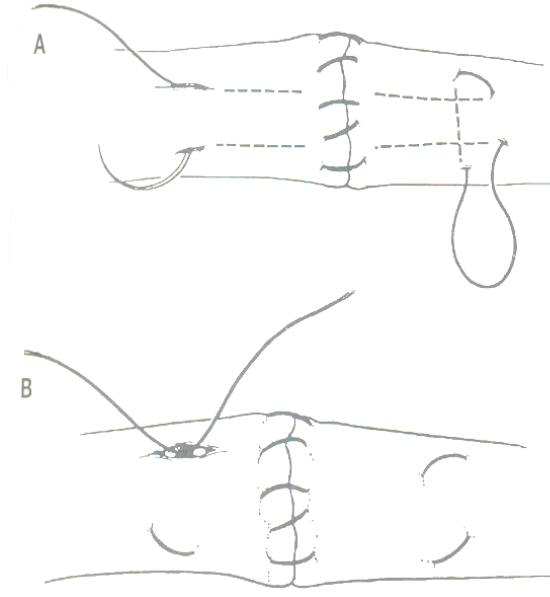
Tendon tamirleri için birçok dikiş konfigürasyonları çalışılmıştır. Urbaniak, Cahill ve Mortenson farklı dikiş tekniklerini başlıca üç grup altında toplamışlardır. Sekiz adet tendon anastomoz metodu üç basit grup altında toplanabilir. 1. grupta dikişler çekme gücünü tendon uçlarında kollajen liflere paralel olarak uygularlar ve güçsüz bir tamir oluşur. 2. grup Bunnell dikişi ile örneklenebilir ve dikişin longitudinal gücü tendon üzerine hem oblik hem de transvers kompresyon şeklinde aktarılır ve tamirin gücü dikiş materyalinin gücüne yaklaşır. En güçlü birleşme olan 3. grup Pulvertaft tekniği (balık ağzı örgü) ile örneklenebilir ve tendondaki longitudinal yüklenme tendonun tendona dik açı ile kompresyonu şeklinde aktarılır (Şekil 5).



Şekil 5: Dikiş konfigürasyonları (*American academy of Orthopaedic Surgeon: Symposium on tendon surgery in the hand , St Louis, 1975, Mosby.*)

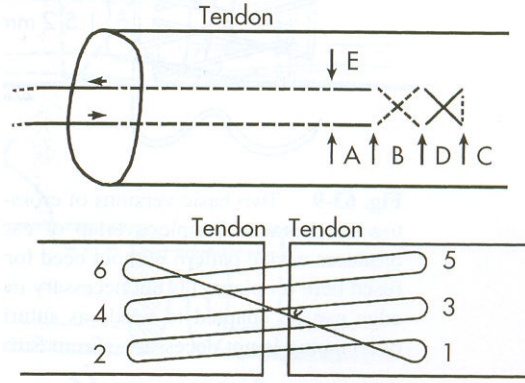
Basit tek dikişlerin en zayıf olduğu bu sebeple birçok tendonun tamirinde uygun olmadığı bulunmuştur. Balık ağzı ya da uç örgü end-weave tamirler önkol distali ve avuç içi için en güçlü ve uygun dikiş teknikleri olarak tanımlansalar da; Bunnell ya da Kessler gibi dikiş teknikleri güçlü bir tamir açısından fark göstermezler.

Papandrea ve arkadaşları insan kadavra tendonlarında yaptıkları biyomekanik testlerde ‘önce –epitenon’ (epitenon first) (Şekil 6) tekniğinin Modifiye Kessler dikiş tekniğinden % 22 daha güçlü olduğunu dahası Modifiye Kessler dikiş tekniğinde, düğümün tamir hattının % 20’sini kaplarken ‘önce –epitenon’ tekniğinde sadece % 2,6’sını kapladığını göstermişlerdir (70).

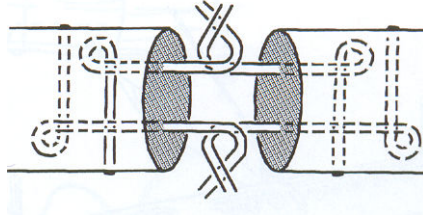


Şekil 6: Epitenon –önce tekniği (*Papandrea R, Seitz WH, Shapiro P, Borden B: J Hand Surg 20A:261, 1995*)

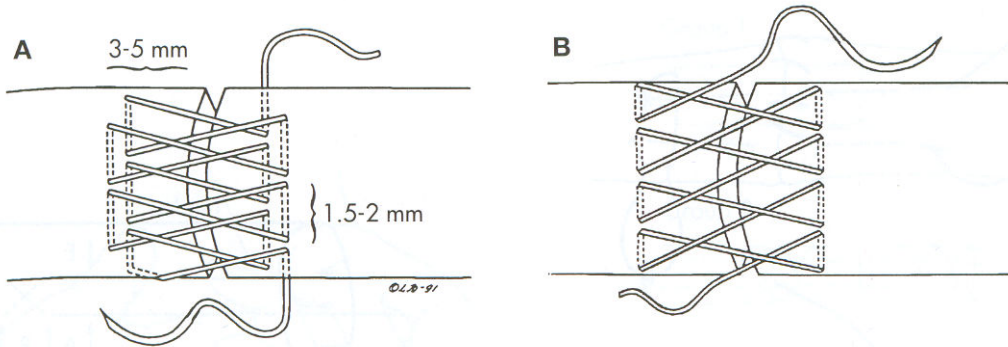
Savage (6-geçiş) (Şekil 7), Lee (4-geçiş) (Şekil 8), Silfverskiöld ve Anderson'un tamir hattının çok sayıda geçildiği dikiş teknikleri ile ilgili devam eden araştırmaları 6-0 örgülü polyester dikiş ile uygulanan 'çapraz dikiş' tekniğinin epitendinöz dikiş ile takviye edilen Modifiye Kessler kor (santral merkez) dikişine oranla % 117 daha güçlü olduğunu göstermiştir (63). Silfverskiöld ve May' ın klinik deneyimlerinde 'çapraz dikiş' tekniğinin (Şekil 9) erken aktif ve pasif hareket ile kombine edilen durumlarda daha güvenilir ve sağlam bir teknik olduğu rapor edilmiştir (72).



Şekil 7: Savage'nin çok geçişli modifikasyonu (*Campbell's Operative Orthopaedics: Chapter 63. Flexor and extansör tendon injury (Tenth Edition). 2003, Volume Four, 3427;63-7.*)



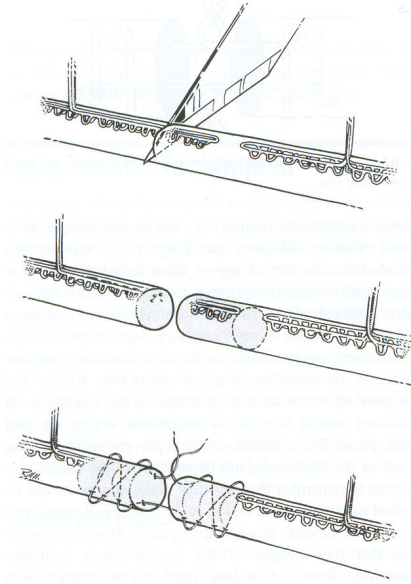
Şekil 8: Dört geçişli teknik (Lee) (*Campbell's Operative Orthopaedics: Chapter 63. Flexor and extansör tendon injury (Tenth Edition). 2003, Volume Four, 3427;63-8.*)



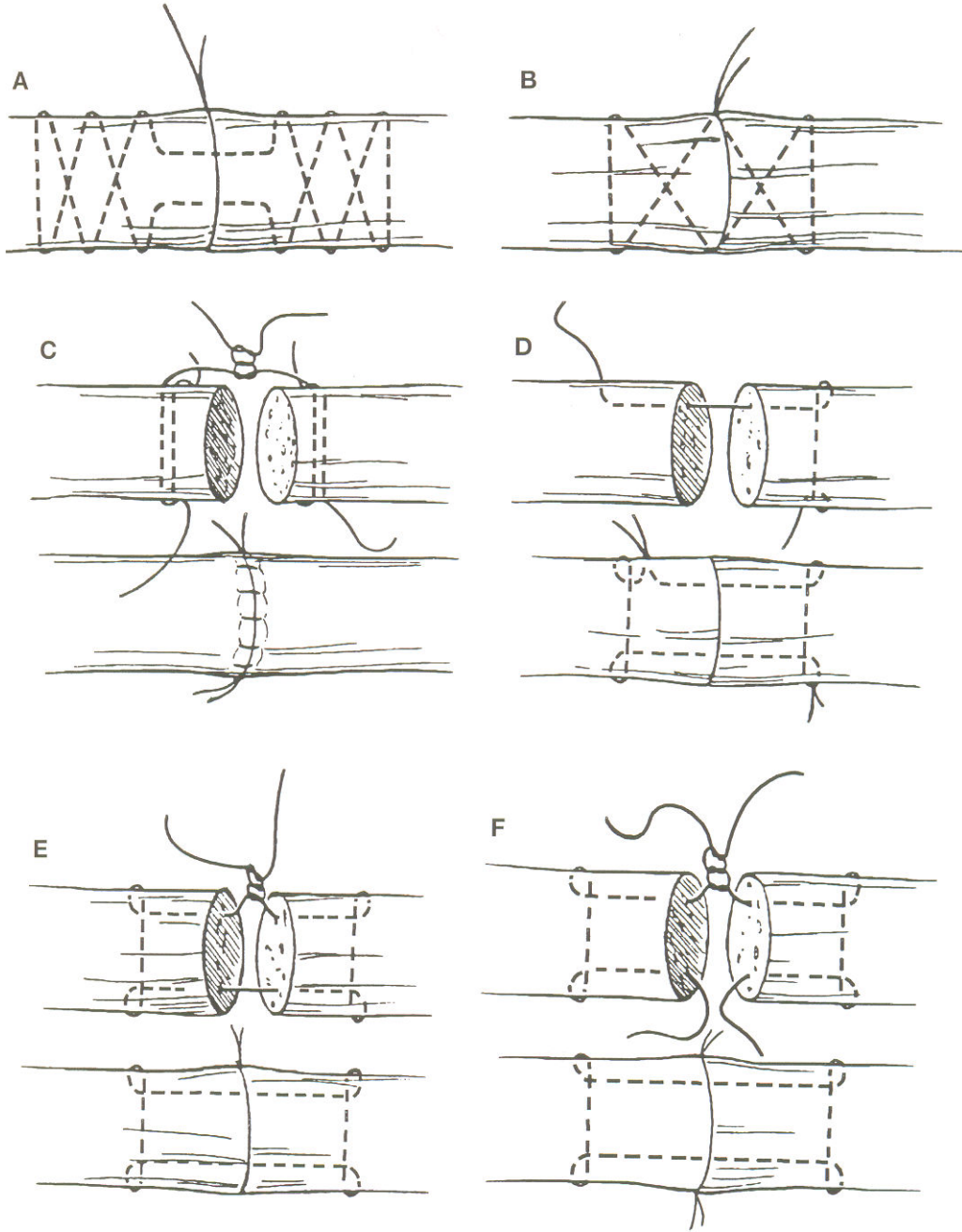
Şekil 9: Çapraz dikişin iki basit versiyonu (*Campbell's Operative Orthopaedics: Chapter 63. Flexor and extansör tendon injury (Tenth Edition). 2003, Volume Four, 3427;63-9.*)

Bunnell'in Kleinert modifikasyonu olan intratendinöz çapraz çizgili (crisscross) dikiş tekniğinin, intratendinöz dolaşımı bozduğuna inanılmaktadır. (Şekil 10). Her ne kadar dolaşımı bozmak amacıyla dikişlerin volar yarı taraftan geçirilmesi önerilse de; Soejima ve arkadaşları yaptıkları deneysel çalışmada dikişlerin tendonun dorsal tarafından geçirildiği tendon tamirlerinde, total gücün volar taraftan geçirilerek yapılan tamirlere oranla % 58, 3 daha fazla olduğu gösterilmiştir (73).

Wray ve Weeks tavuk fleksör tendonlarını kullanarak Bunnell, Kessler, Kleinert ve Tsuga tekniklerinin gerilme güçlerini ve kopma oranlarını karşılaştırmışlardır. Tüm bu dikiş teknikleri ile aynı sonuca ulaşabileceği kararına varmışlardır. Her ne kadar erken aktif harekete izin veren boşluk oluşumunu azaltan ve güçlü bir tamir sağlayan çok geçişli tekniklere doğru büyüyen bir ilgi olsa da, bir çok cerrah kor dikiş varyasyonlarını kullanmaya devam etmektedir (74). (Şekil 11).



Şekil 10: Segmenter vasküler sistem (Redrawn from Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ: *Tendon surgery in the hand* . St Louis, 1987, Mosby)



Şekil 11: A: Konvansiyonel Bunnel dikişi

B: Çapraz dikiş

C: Mason- Allen (Chicago) dikişi

D: Kessler kavrayan dikiş

E: Tamir hattında tek düğümlü Kessler Modifiye dikişi

F: Tamir hattında iki düğümlü Kessler dikişinin Tajima modifikasyonu

(Strickland JW:J Am Assoc Orthop Surg 3:44, 1995.)

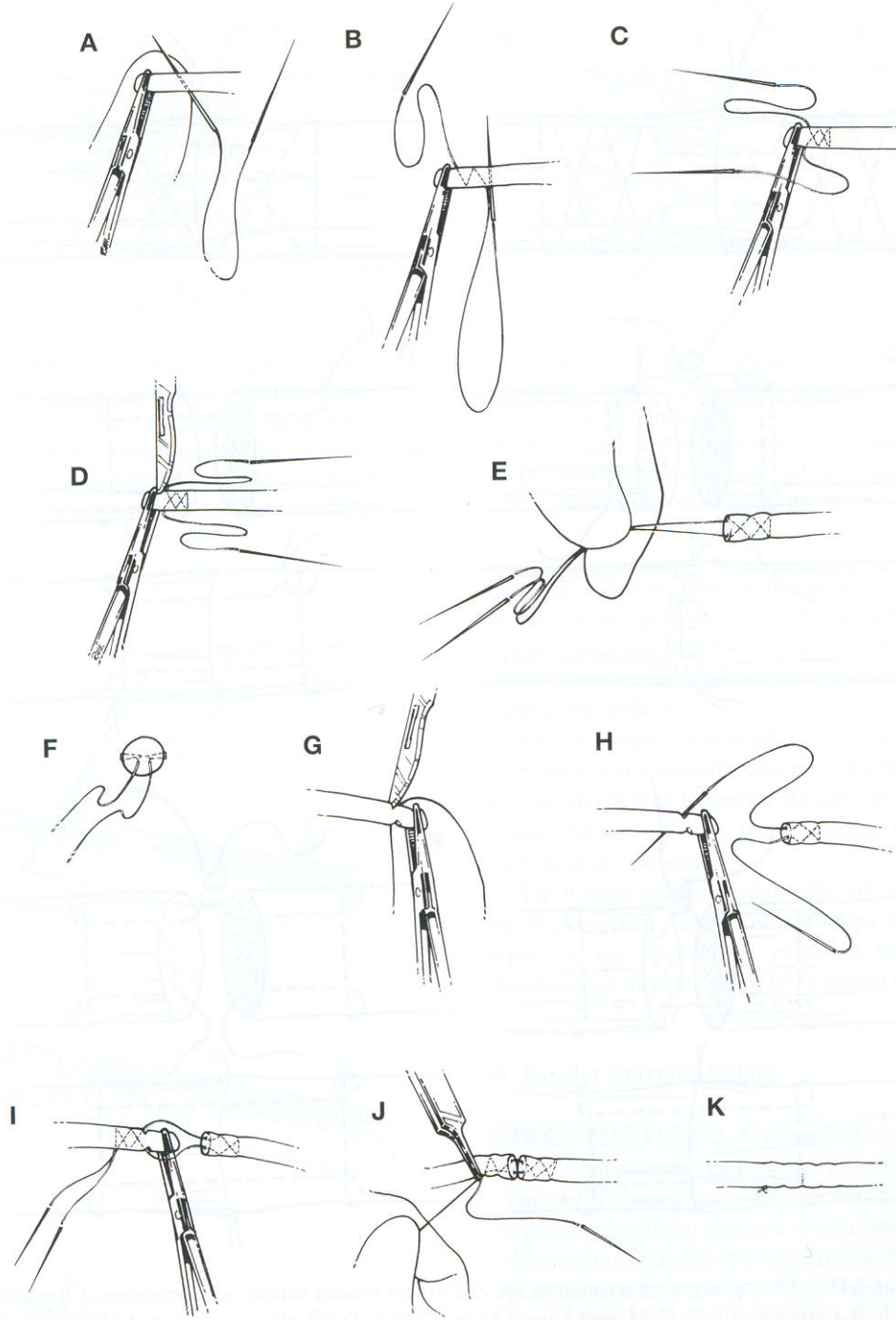
Bu teknikler iyileşmenin erken döneminde tensil güçlerini korurlar. Ayrıca tendondan sıyırmazlar ve parmaklarda kullanılabilirler. Tendon tamirlerinde tamamen kısıtlamasız ve aktif fleksiyona izin veren bir dikiş yöntemi ya da materyali henüz yoktur. Birçok araştırmacı tendon tamirinin gücünün ilk on gün içinde önemli oranda azaldığını rapor etmişlerdir. Daha sonra güç kademeli olarak artarak on ile oniki hafta dolaylarında aktif hareket stresine dayanabilir hale gelmektedir.

2.6.2.UÇ UCA DİKİŞLER

Bunnell'in 'çapraz çizgili' (crisscross) (Şekil 12) tekniği uç uca tendon tamiri için klasik tekniktir. Her ne kadar tendonu iyi kavrayan bir dikiş olsa da yaygın olarak kullanılmaz. Çünkü intratendinöz çapraz dikiş yerleştirilmesinin intratendinöz dolaşımı bozarak tendon uçlarını avasküler kıldığına inanılmaktadır. Ayrıca bazı parmaklarda doğru şekilde uygulanması teknik olarak da zordur.

Bunnell'in Kleinert modifikasyonu (Şekil 13) ise nispeten daha kolay uygulanır ve muhtemelen daha az tendon iskemisine neden olmaktadır. Dikişin tendonu bir kere çaprazlaması tendon içinde dikişin düzleşmesine ve dolayısı ile uçlar arasında boşluk oluşumuna sebep olabilmektedir.

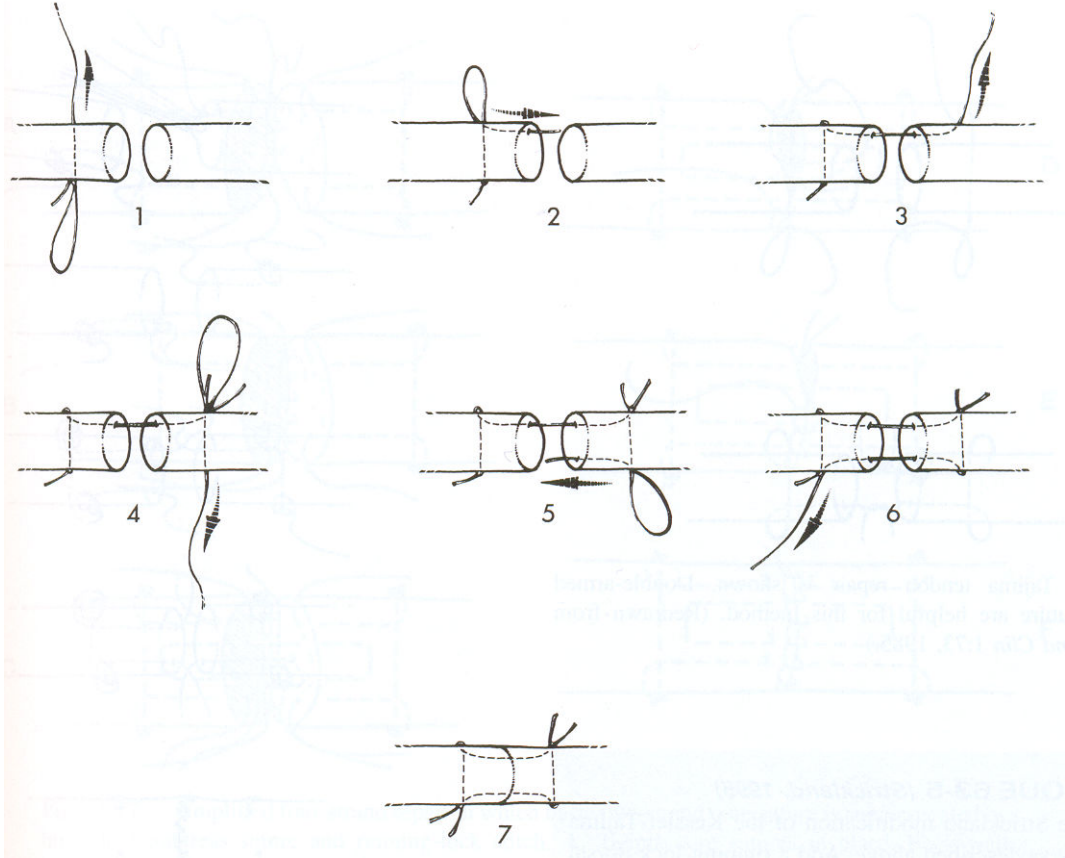
Kessler'in yakalayan dikişi (Şekil 14) ise Mason-Allen dikiş tekniğinin bir modifikasyonudur. Bu teknik parmak ve avuç içindeki tendon tamirleri için efektiftir. Parmaklarda düğümlerin tendon yüzeyinde kalması tekniğin dezavantajıdır.



Şekil 12: Bunnell'in çapraz dikişini kullanarak tendonun uç uca tamiri (*Redrawn from Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ: Tendon surgery in the hand . St Louis, 1987, Mosby*)



Şekil 13: Bunnel'in çapraz dikiş tekniğinin Kleinert modifikasyonu(*Redrawn from Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ: Tendon surgery in the hand . St Louis, 1987, Mosby*)



Şekil 14: Kavrama tekniği (*Redrawn from Hunter JM, Schneider LH, Mackin EJ: Tendon surgery in the hand . St Louis, 1987, Mosby*)

2.6.2.1.Kessler'in Yakalayan Dikiş Tekniği

Önce dikişin sonuna bir düğüm atın ve tendon genişliğinin dörtte birini alacak şekilde transvers olarak geçin. Takiben tendon segmenti boyunca kesi hattından çıkacak şekilde longitudinal olarak dikişi geçirip diğer tendon segmentinin kesi yüzeyinden geçirin. Ayrı bir dikişi diğer tendon segmentinden transvers olarak geçin ve bir düğüm ile kilitleyin. İğneği ikinci tendon segmentinden kesi hattını geçerek birinciye geçirin ve ilk giriş noktasından çıkartın. Düğümlmeden önce kesi uçlarını birleştirin.

2.6.2.2. Modifiye Kessler Dikişi

Bu teknik geleneksel Kessler'in yakalayan dikişi yerine kullanılabilir. Tek bir dikiş materyali kullanılır. Bir diğer avantajı düğümün tendondaki kesi hattının içinde bırakılmasıdır. Muhtemel bir dezavantajı bazı dikiş materyallerinin tendon üzerinde kaymaması sebebiyle kesi yüzlerinin yeterince yaklaştırılmamasıdır.

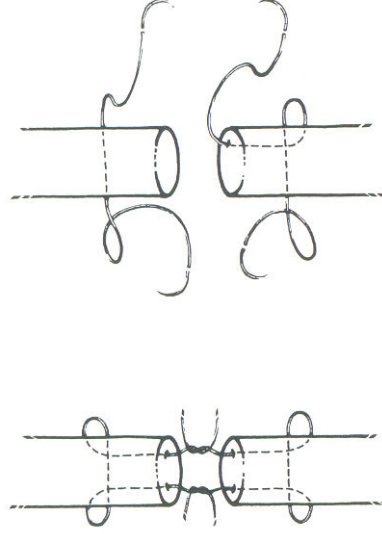
Tendonun kesik ucunun içinden iğneyi geçirerek tendon yüzeyinde çıkartın. İğneği tekrar transvers olarak karşı yüzeye geçirin. Daha sonra iğne ile tekrar tendon içine girip longitudinal olarak kesik yüzlerden geçirin ve karşı tendon yüzeyinden çıkarın. Aynı bölgeden tekrar transvers olarak karşıya geçin ve tekrar tendon içine girerek kesi yüzeyinden çıkın. Dikişleri gererek tendonların üzerinden kaydırın ve tendon uçlarını birleştirin, düğüm atarak tamiri bitirin.

2.6.2.3. Tajima Dikişi

Bu teknikte iki ayrı dikiş materyali kullanılarak tendon uçlarında ikişer adet dikiş ipi bırakılır (Şekil 15). Bu sayede tendon kılıfı ya da pulley'ler gibi zor lokalizasyonlardan tendonlar çekerek geçirilebilir. Ayrıca düğümlerin kesi hattının içinde bırakılabilme avantajı vardır.

Kesi yüzlerinin birinin içinden iğneyi geçirip yaklaşık 5 ila 10 mm geride tendon yüzeyinden çıkartın. Sonra tendonu transvers olarak geçip çıkın. Tekrar tendon içine girip kesi yüzeyinden iğneyi çıkartın. Ayrı bir dikiş ile aynı

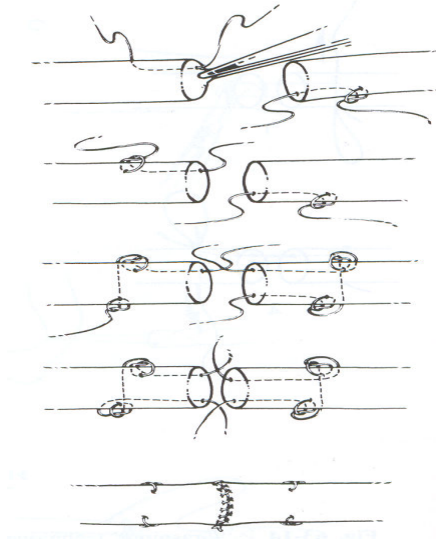
işlemleri tendonun diğer kesik ucunda tekrarlayın. Takiben tendon uçlarını yaklaştırıp her iki ipi düğümleyin.



Şekil 15: Tajima tendon dikişi (*Tajima T: Hand Clin 1:73, 1985.*)

2.6.2.4.Modifiye Kessler- Tajima Dikişi

Kessler ve Tajima tekniklerinin bu modifikasyonu her ikisinde bir çok avantajlarını içermektedir (Şekil 16). Kullanılan ayrı dikişler sayesinde dikiş ipleri kullanılarak tendonlar fleksör kılıf içinden geçirilebilir. Düğümler kesi hattının içinde bırakılır ve birbirleriyle düğümlenirler.



Şekil 16: Modifiye –Kessler Tajima dikişi (Modified from Stricland JW: Orthop Clin North Am 14:837, 1983.

III. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. FLEKSÖR TENDON HAZIRLANMASI

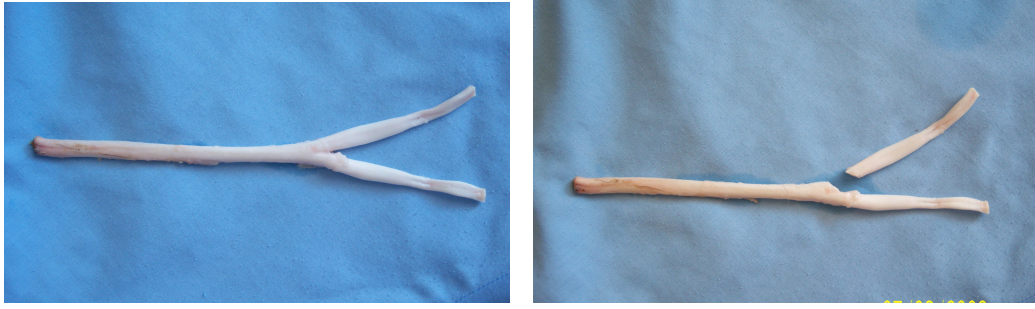
Çalışmamızda 100 koyunun 200 ön kolu'nun FDP tendonları kullanıldı. Koyunların hepsi aynı günde ve aynı mezbahanedede (Cumhuriyet Gıda AŞ. Afyon) kesildi. Ağırlıkları 20–25 kg arasındaydı. Dirsek ekleminde ampute edilen ön kollar kullanıldı. Dirsek ekleminde ampute ön kollar -20 santigrad derecede derin dondurucuda saklandı. FDP communis tendonu çıkartılacağı zaman ön kollar derin dondurucudan çıkarılarak oda sıcaklığında çözüldükten sonra diseksiyonları tamamlandı (Şekil 17-18).



Şekil 17. Koyun ön kolda FDP Communis tendonunun diseksiyon edilmeden önceki görünümü



Şekil 18. Koyun ön kolda FDP Communis tendonunun diseksiyonu

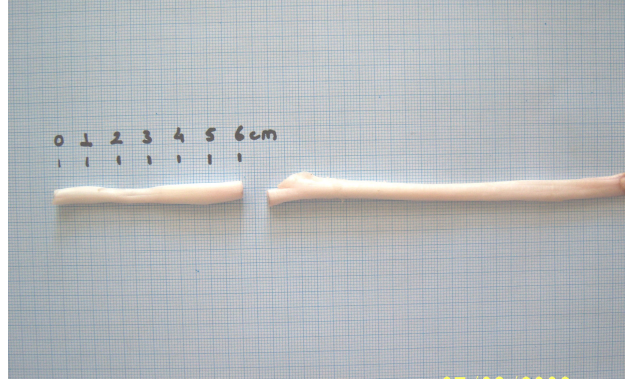


Şekil 19. FDP' un tek parça haline getirilmesi

Koyunda FDP tendonu , FDP communis şeklindedir. Koyun tendonlarının uygun suture tekniklerinin uygulanabilmesi ve instron cihazının çenelerinden kaymadan deneyin gerçekleştirilebilmesi için bir parmağa giden tarafı chiazmadaki ayrım yerinden düzgün bir şekilde kesildi (Şekil 19). Tendon yumuşak dokularından temizlendi. 4.0 ipek suture tendonun her iki ucundan 0.5 cm lik kısımdan dikildi. İpek sutureler toplu iğnelere dolanarak tenorafinin düzgün gerçekleştirilmesi için tahta zemine sabitlendi (Şekil 20). Yaklaşık 15 cm lik tendon elde edildi. Tendonun distalindeki yapışma yerinden itibaren 6 cm proksimali (MP seviyesi) milimetrik kağıt kullanarak işaretlendi (Şekil 21). Bu seviyeden 15 numaralı bisturi yardımıyla tendona tam kesi uygulandı. Kesi bölgelerinin distali ve proksimalinde 10 mm lik bölge milimetrik kağıt üzerinde işaretlenerek core sutureun çıkış bölgesi olarak belirlendi.



Şekil 20. Tendonun tahta zemin üzerinde ipek suture ile dikilerek toplu iğneler yardımıyla sabitlenmesi



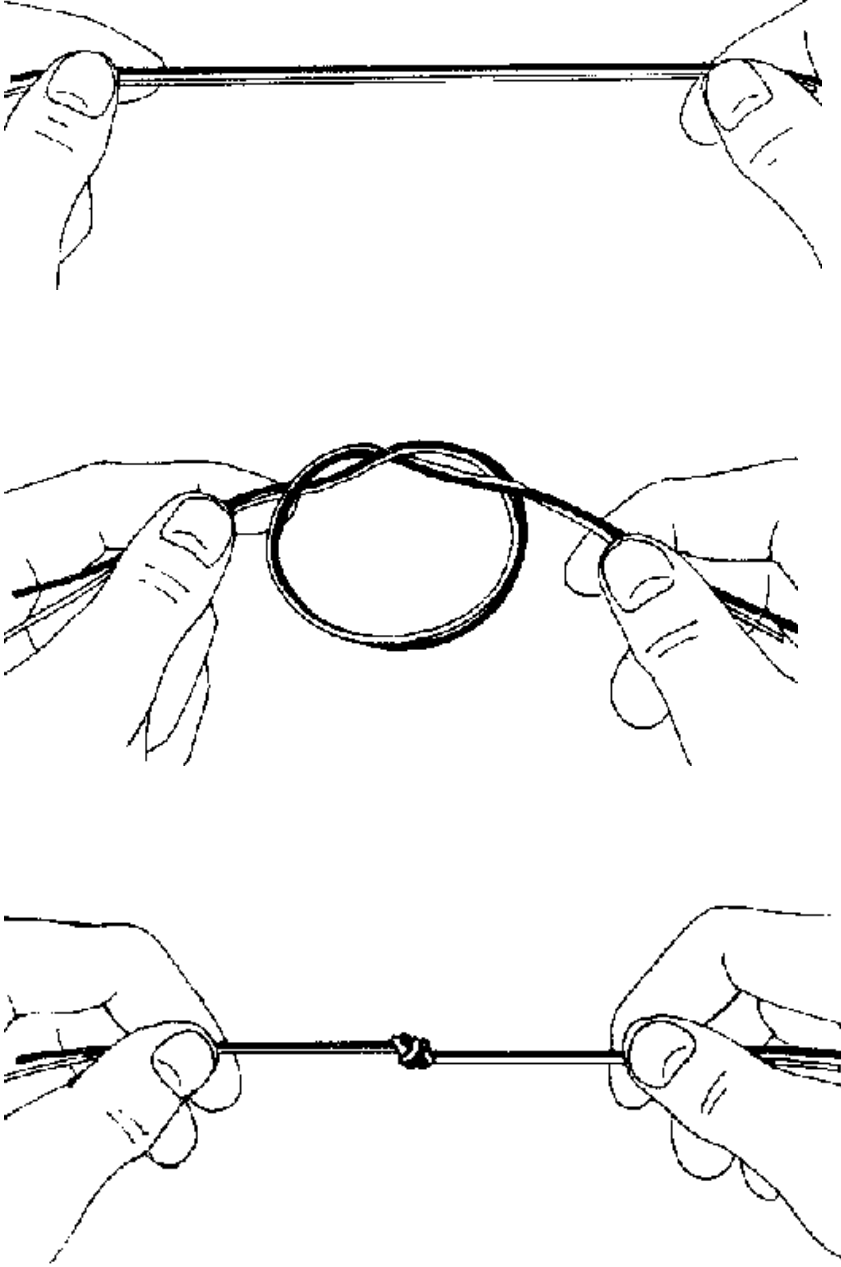
Şekil 21. Tendonun distalinden 6 cm lik kısmının milimetrik kağıt üzerinde işaretlenmesi

Çalışmamızda sadece core sutureler kullanıldı. Uygulanan düğümlerin sıyırılması ve kopmasının düzgün olarak izlenebilmesi açısından periferik epitendinöz sutureler uygulanmadı. Core sutureler için 3.0 – 4.0 prolene , 3.0 – 4.0 Ethibond ile kullanıldı.

Tüm işlemler ve tenorafi tek bir cerrah tarafından yapıldı. Modifiye Kesler ve Bunnell core sutureleri kullanıldı. Düğümler Cerrahi düğüm, Weston ve Duncan gemici düğümleri kullanıldı. Her bir düğüm 3'er kez tekrarlandı.

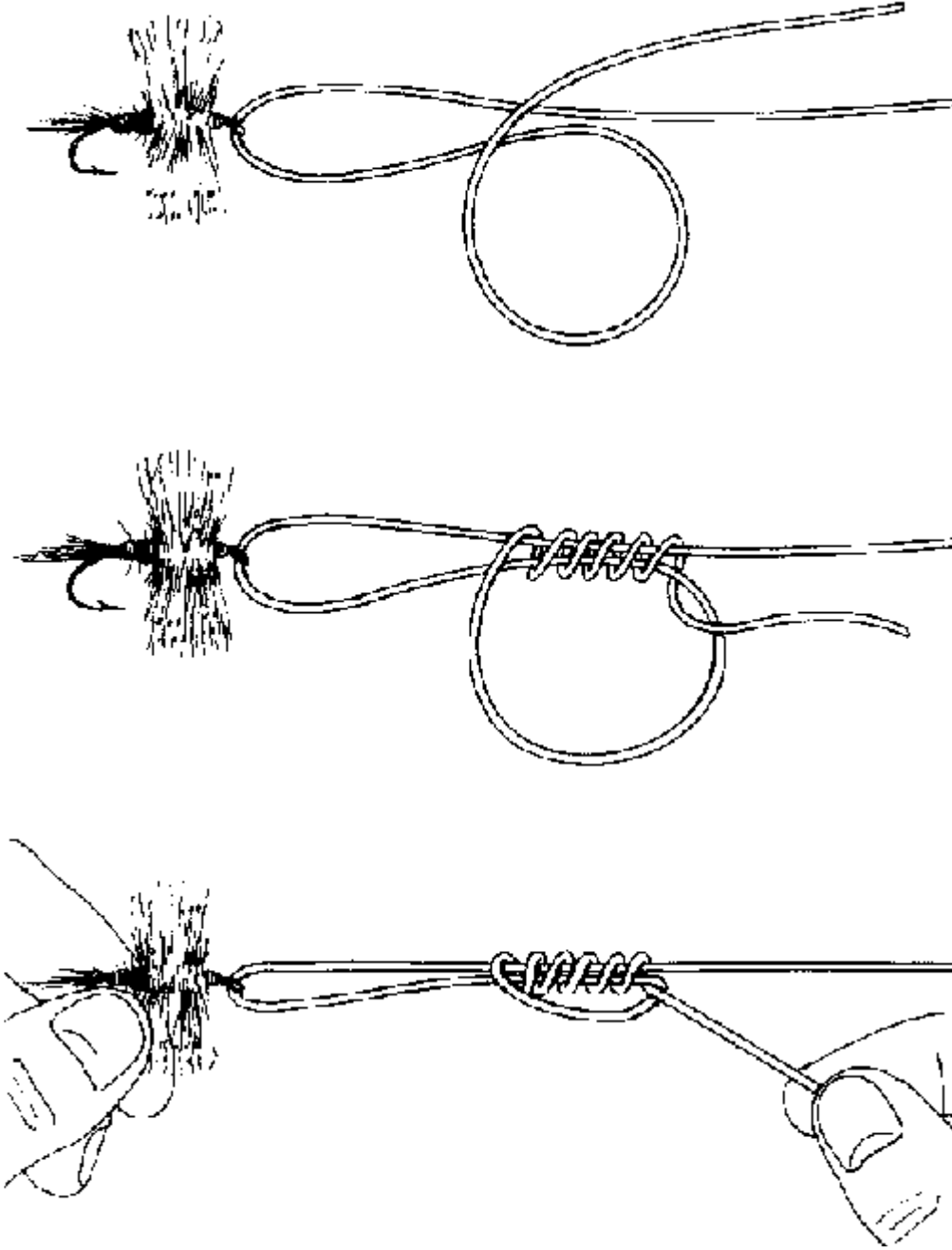
3.2. CERRAHİ DÜĞÜM, WESTON, DUNCAN ve SAN DIEGO DÜĞÜMLERİ

1- CERRAHİ DÜĞÜM



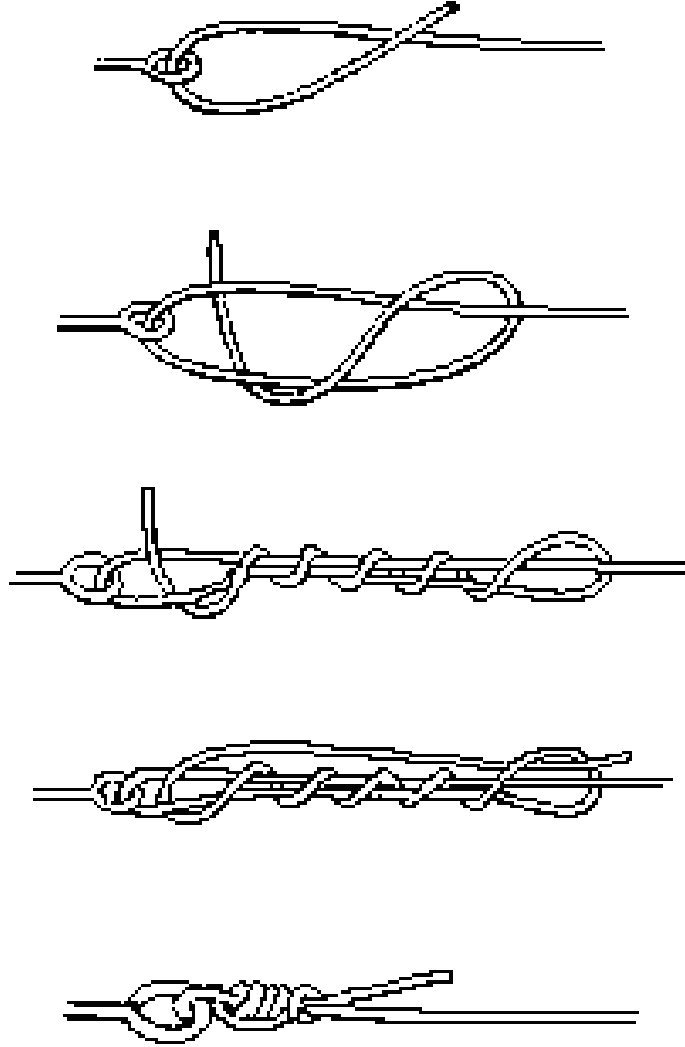
Şekil 22. Cerrahi düğüm

3- DUNCAN DÜĞÜM



Şekil 24. Duncan düğüm

4- SAN DIEGO DÜĞÜM



Şekil 25. San Diego Düğümü

3.3. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI

Deney 2 aşamalı olarak yapıldı. 1. aşamada herhangi bir işlem yapılmayan tendonlar ve 2. aşamada tenorafi uygulanan tendonlar çekildi. Tendonlar sekizerli 25 gruba ayrıldı.

Kontrol grubu: Sağlam, herhangi bir işlem yapılmadan sadece çekme yapılan grup. K (Kontrol)

MKSL3P : Modifiye Kessler kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 3,0 prolén ile

MKSL4P : Modifiye Kessler kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 4,0 prolén ile

MKW3P : Modifiye Kessler kor sütürü, Weston düğümü, 3,0 prolén ile

MKW4P : Modifiye Kessler kor sütürü, Weston düğümü, 4,0 prolén ile

MKD3P : Modifiye Kessler kor sütürü, Duncan düğümü, 3,0 prolén ile

MKD4P : Modifiye Kessler kor sütürü, Duncan düğümü, 4,0 prolén ile

MKSL3E : Modifiye Kessler kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 3,0 ethibond ile

MKSL4E : Modifiye Kessler kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 4,0 ethibond ile

MKW3E : Modifiye Kessler kor sütürü, Weston düğümü, 3,0 ethibond ile

MKW4E : Modifiye Kessler kor sütürü, Weston düğümü, 4,0 ethibond ile

MKD3E : Modifiye Kessler kor sütürü, Duncan düğümü, 3,0 ethibond ile

MKD4E : Modifiye Kessler kor sütürü, Duncan düğümü, 4,0 ethibond ile

BSL3P : Bunnell kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 3,0 prolén ile

BSL4P : Bunnell kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 4,0 prolén ile

BW3P : Bunnell kor sütürü, Weston düğümü, 3,0 prolén ile

BW4P : Bunnell kor sütürü, Weston düğümü, 4,0 prolén ile

BD3P : Bunnell kor sütürü, Duncan düğümü, 3,0 prolén ile

BD4P : Bunnell kor sütürü, Duncan düğümü, 4,0 prolén ile

BSL3E : Bunnell kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 3,0 ethibond ile

BSL4E : Bunnell kor sütürü, cerrahi düğüm (surgical loop), 4,0 ethibond ile

BW3E: Bunnell kor sütürü, Weston düğümü, 3,0 ethibond ile

BW4E : Bunnell kor sütürü, Weston düğümü, 4,0 ethibond ile

BD3E : Bunnell kor sütürü, Duncan düğümü, 3,0 ethibond ile

BD4E : Bunnell kor sütürü, Duncan düğümü, 4,0 ethibond ile

3.4. TENDONLARIN SAKLANMASI

Tendonlar diseke edildikten sonra sekizerli olarak ayrıldı. Her bir grup ayrı ayrı % 0,9 luk serum fizyolojik emdirilmiş spançlara sarılarak kilitli torbalarda - 20 derecedeki derin dondurucuda saklandı. Transport sırasında soğuk zincir kurallarına uyuldu ve buz aküleri ısı geçirmeyen kutulara konarak tendon muhafazası sağlandı. Bu şekilde Dokuz Eylül Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Biyomekanik Laboratuvarına getirildi. Tenorafi uygulanacak tendonlar sekizerli gruplar halinde çıkarıldı. Oda sıcaklığında bekletilerek çözünmesi sağlandıktan sonra tenorafi uygulandı. Diğer tendonlar biyomekanik laboratuardaki derin dondurucuda saklandı.

3.5. BİYOMEKANİK İNCELEME

Çalışmanın tüm aşaması modeli AG-1 \ 250 Kn olan SHİMADZU (Nishinokyo- Kuwabaracho , Nakagyo-ku Kyoto 604-8511 Japan) markalı instron cihazında gerçekleştirildi (şekil 25). Testlere başlamadan önce tendonlar oda sıcaklığında, % 0,9 SF solüsyonuyla ıslatılarak çözünmesi sağlandı. Testler esnasında tendonların nemini koruyabilmek için aralıklı olarak % 0,9 SF ile ıslatıldı. Kontrol grubu, tenorafi uygulanan tendonlar ve elimizdeki test esnasında kullanılan sütürler için (3.0 ve 4.0 yuvarlak iğneli prolen- 3.0 ve 4.0 yuvarlak iğneli ethibond) 25 Kn kapasiteli yk hcreti kullanıldı. Bu yük hcreti digital olarak 2500 N hassasiyetinde çalışıldı.

Tendonlar her iki ucu instron çenelerine sıkıştırıldı. Kontrol grubunun tendon çenelerinden yüksek yüklerde sıyrılması üzerine tendon uçlarına zımpara kağıdı dikilerek çenelere bağlandı. Sütürler ift iplikli olarak çenelere tutturulan aparata bağlandı. Deneyler sırasında n yük uygulanmamış olup '0' değeri numunenin bağlı olmadığı durumu göstermektedir.

Cihaz tarafından veriler 50 ms (milisaniye) aralıklarında kaydedildi. Her bir numune ayrı ayrı PDF dosyasına dönüştürüldü. Tüm veriler digital fotoğraf

makinası , PDF dosyası şeklinde elde edilen kayıtlar bilgisayar ortamına aktarıldı. Her bir numunenin stres (gerilme) – strain (şekil değiştirme) eğrileri elde edildi. İplikler için yük uzama-eğrileri oluşturuldu. Kontrol ve tenorafi uygulanan grup için stres – strain eğrileri oluşturuldu.



Şekil 26. Instron test cihazı

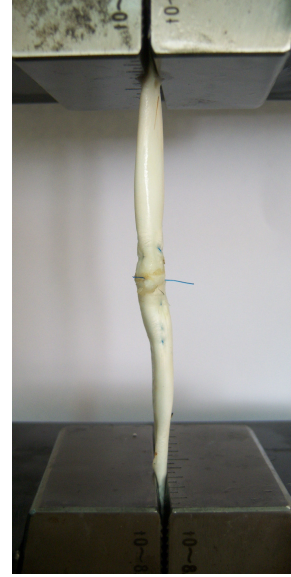
Tendonlar oda sıcaklığında çözüldükten sonra tenorafi işlemine başlandı. Çalışma esnasında tendonların kurumaması için % 0,9 luk serum fizyolojik ile ıslatıldı. Tendonun distalinden itibaren milimetrik kağıt üzerinde 6 cm lik alan işaretlenerek 15 numara bistüri yardımıyla kesi uygulandı. Tahta zemin üzerine 4,0 ipek ve toplu iğneler yardımıyla sabitlenerek tenorafilere yapıldı. Daha sonra instron cihazında çekme işlemi yapıldı. 20 mm\ dakika hızında tek yönlü çekme uygulandı. Tendon her iki ucundan instron cihazının çenelerine tutturuldu ve çenelerde kaymaması için kontrol grubunun her iki ucuna zımpara kağıdı dolandırılarak sütüre edildi. Diğer gruplara zımpara kağıdı bağlanmadı. Distraksiyona sütürler kopana kadar ya da sıyrılıp ayrılana kadar devam edildi

(Şekil 26-27). Sütürlerin düğüm çözülerek mi , tendondan sıyrılarak mı ve koparak mı ayrıldığı kaydedildi (Şekil 28).

Deneyin tüm aşamaları dijital fotoğraf makinası (Kodak EasyShare V803 8.0 mega pixels) ile kayıtları tutuldu.



Kontrol Grubu

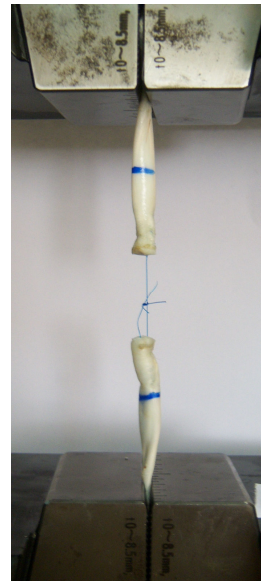


Düğüm atılmış grup

Şekil 27. Instron cihazındaki kontrol ve kore sütürle birlikte düğüm tamamlanmış grup

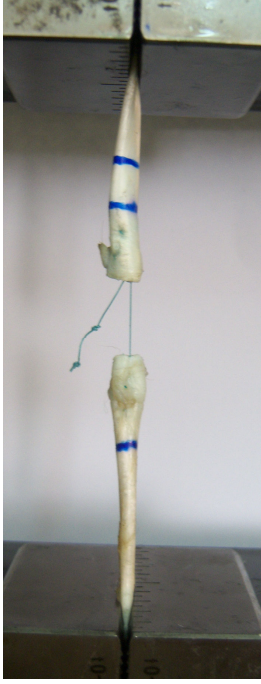


Kontrol Grubu

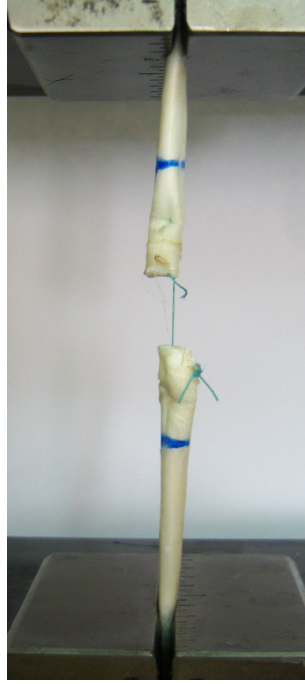


Düğüm atılmış grup

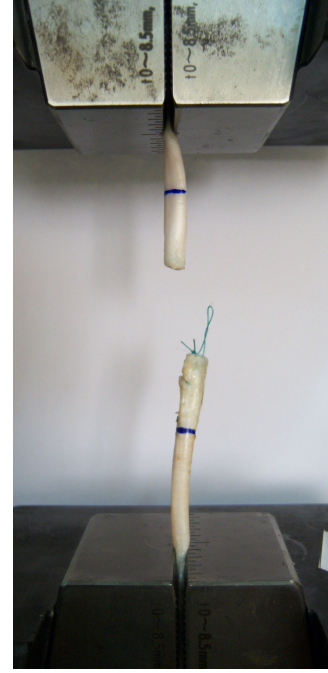
Şekil 28. Maksimum gerilme sonrasında tendonun ve kore sütürlerin durumu



Çözülme



Kopma



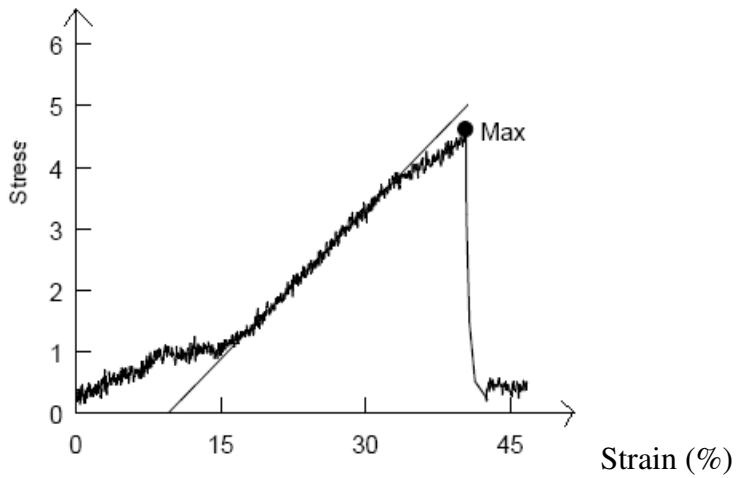
Tendondan sıyırılma

Şekil 29. Maximum gerilim altında düğümlerin sonuçları

3.6 BİYOMEKANİK TEST İLE ELDE EDİLEN VERİLER

3.6.1. Maksimum Gerilme Gücü

Tendonun ulaştığı maksimum gerilme gücü maksimum noktadaki yük değeri veya kopma direnci olarak tanımlanır (Şekil 29). Maksimum gerilme güçleri tüm gruplar için ayrı ayrı kaydedildi.



Şekil 30. Stres- Strain Eğrisi Örneği

3.6.2 ELASTİK MODULÜS

Cismin sertliğini yani deformasyona olan direncini gösterir. Eğri ne kadar dikse cisim o kadar serttir. Eğri ne kadar yataysa o kadar elastiktir. Tüm grupların elastik modülüsleri kaydedildi. Yalnız sütürlerdeki elastik Modülüs hesaplanamadığından uzama ve yük değerleri ölçüldü. Çünkü video extensometer seçebilirliği yeterli gelmedi.

3.6.3. TENDONLARA UYGULANAN DÜĞÜMLERİN DURUMLARI

Tendonlara uygulanan sütür teknikleri ve gemici düğümlerin durumları test esnasında gözlemlendi. Kopma, çözülme ve tendondan sıyrılmalar şeklinde sonuçlanan testler için tablo oluşturuldu. Tendon ve sütürlerin son durumu digital fotoğraf makinası tarafından kaydedildi.

3.7. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Gruplar arasındaki normal dağılımı belirlemek için Kolmogorow Smirnow ve Shapiro-Wilk testi kullanıldı. Gruplar arasındaki farklılıkları belirlemek için Tek yönlü varyans analizi olan 'One Way Anavo' testi kullanıldı. Anlamli seviye $p < 0,005$ olarak kabul edildi. Farklı olan grubu belirlemek için 'Post Hoc' testlerinden 'Tukey HSD' testi kullanıldı. Bağımsız grupların arasındaki kategoriksel ilişkinin istatistiksel olarak anlamlığını değerlendirme için Ki-Kare testi kullanıldı. İstatistiksel analizi $p < 0,05$ anlamlılık düzeyine göre yorumlanmıştır.

IV- BULGULAR

4.1 Maksimum Gerilme Gücü Değerleri

Dokuz Eylül Üniversitesi Metalurji Mühendisliği Biyomekanik Laboratuvarında yapılan koyun tendonları çekme deneyinde K grubu ve tenorafi uygulanan diğer gruplar arasında maksimum gerilme güçleri karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Çalışmamızda tüm gruplar içinde maksimum gerilme gücü en yüksek K (kontrol) grubunda bulundu. K grubunun ortalama maksimum değeri $494,27 \pm 12,95$ N bulundu. K grubu ile tenorafi uygulanan diğer gruplar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. MKSL4P ve BSL4E grupları arasında , MKSL4E, BSL3P ve BW4P grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Fakat bu gruplar ile diğer gruplar arasında anlamlı fark mevcuttu. MKD3E ve BD3E grupları ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Kontrol grubu hariç tenorafi uygulanan gruplar içinde maksimum gerilme değeri en yüksek olan MKD3E grubu en düşük olan ise BSL4E grubu bulundu. MKSL4P grubunun maksimum gerilme değeri $14,10 \pm 3,21$ N, BSL4E grubunun $14,12 \pm 3,46$ N, MKSL4E grubunun $15,58 \pm 2,10$ N, BL3P grubunun $16,41 \pm 3,75$ N, BW4P grubunun $17,17 \pm 2,54$ N, MKD3E grubunun $35,96 \pm 1,49$ N, BD3E grubunun $33,95 \pm 2,80$ N dur.

Tablo 1. Maksimum Gerilme Gücü Değerleri

Grup	Maksimum Gerilme Gücü (N)	Minimum	Maksimum	SH	N
MKSL3P	23,8965	11,64	33,13	2,9357	8
MKSL4P	14,1023	2,58	28,28	3,2152	8
MKW3P	20,0183	3,98	31,56	3,2041	8
MKW4P	24,2388	11,72	29,77	2,0305	8
MKD3P	25,7212	16,95	32,73	1,9113	8
MKD4P	23,4087	12,03	30,08	1,9380	8
MKSL3E	19,6688	6,02	36,17	3,9706	8
MKSL4E	15,5862	5,47	20,78	2,1078	8
MKW3E	17,7625	7,34	26,09	2,1789	8
MKW4E	32,4437	22,18	36,64	1,5629	8
MKD3E	35,9675	28,13	40,55	1,4995	8
MKD4E	24,5812	19,30	31,80	1,6134	8
BSL3P	16,4162	4,14	30,70	3,7559	8
BSL4P	19,5900	9,30	28,36	2,6252	8
BW3P	29,2487	16,56	36,48	2,8947	8
BW4P	17,1745	6,30	25,47	2,5477	8
BD3P	28,8363	18,98	34,14	1,7713	8
BD4P	24,5238	15,94	29,69	1,6426	8
BSL3E	27,4575	10,15	38,10	3,4626	8
BSL4E	14,1263	7,18	21,64	1,7639	8
BW3E	22,1875	14,14	41,09	3,5287	8
BW4E	23,8950	13,43	30,78	2,2825	8
BD3E	33,9563	19,53	40,86	2,8075	8
BD4E	25,0675	17,11	28,91	1,4663	8
KONTROL	494,2750	436,72	535,31	12,9540	8
Total	42,1660	2,58	535,31	6,5897	200

4.2 Elastik Modülüs Değerleri

Elastik modülüs cismin sertliğini yani deformasyona olan direncini gösterir. Eğri ne kadar dikse cisim o kadar serttir. Eğri ne kadar yataysa o kadar elastiktir. Koyun tendonları üzerinde yapılan çekme deneyinde K grubu ve tenorafi uygulanan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Çalışmamızda tüm gruplar içerisinde elastik modülüs değeri en yüksek MKD3E grubunda bulundu. MKD3E grubunun ortalama elastik modülüs değeri $27,79 \pm 1,84$ N bulundu. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde elastik modülüsü en yüksek grup MKD3E grubu en düşük olan ise MKSL4P grubu bulundu. MKSL4P ve MKW4P grupları arasında, MKD4P VE MKW3P grupları arasında, BW4P, BSL3P, MKD3P, ve BSL4E grupları arasında, BD4E, BD3P, BW4E, MKSL4E ve BW3P grupları arasında, MKD4E, BSL3E, MKW3E, MKW4E, BD3E ve MKD3E grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. Fakat MKSL3P, BD4P, BSL4P, MKSL3E grupları diğer tüm gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

Tablo 2. Elastik Modülüs Değerleri

Grup	Elastik Modülüs	Minimum	Maksimum	SH	N
MKSL3P	7,8581	2,89	15,13	1,4483	8
MKSL4P	3,5658	1,10	5,50	0,5909	8
MKW3P	5,9585	1,23	9,92	0,9477	8
MKW4P	3,7881	2,86	5,23	0,2560	8
MKD3P	10,8200	3,88	19,73	1,8993	8
MKD4P	5,1415	2,95	7,00	0,4793	8
MKSL3E	19,1395	6,10	29,24	2,6231	8
MKSL4E	16,1863	4,95	23,07	2,0666	8
MKW3E	19,9488	10,45	27,51	2,0252	8
MKW4E	25,0700	16,64	32,07	1,5633	8
MKD3E	27,7963	20,06	34,31	1,8411	8
MKD4E	20,8820	13,73	26,40	1,7923	8
BSL3P	10,4837	4,90	18,38	1,5629	8
BSL4P	12,0025	8,36	17,93	1,0311	8
BW3P	17,5862	13,78	22,20	1,2835	8
BW4P	10,4725	2,70	17,15	1,8108	8
BD3P	15,9300	11,08	21,05	1,0682	8
BD4P	8,9837	6,40	10,44	0,5316	8
BSL3E	21,8575	14,79	24,66	1,1726	8
BSL4E	11,0938	7,00	14,02	0,9551	8
BW3E	12,2825	7,79	20,99	1,9563	8
BW4E	16,0300	9,61	22,45	1,8842	8
BD3E	25,7050	16,17	31,65	2,2174	8
BD4E	15,1263	9,48	21,07	1,2790	8
KONTROL	2,8113	2,56	3,35	9,454	8
Total	13,8608	1,10	34,31	0,5750	200

4.3. Tenorafi Uygulanan Gruplarda Kopma Şekilleri

Tenorafi uygulanan gruplar arasında uygulanan düğümlerin yüklenmeye verdikleri cevaplar karşılaştırıldı. Bunnel sütür tekniği uygulanan grupta sadece 1 adet sıyrılma gözlenirken, modifiye kessler grubunda 8 adet sıyrılma gözlendi. BD3E, MKD3E, MKD3P, MKSL3P, MKW4E gruplarında sıyrılma gözlenirken, MKD3E ve MKD3P gruplarında düğümden açılma gözlenmedi. BD3E grubunda 1, MKD3E, MKD3P ve MKSL3P gruplarında ikişer adet sıyrılma görüldü. BD3P, BD4P, MKD4P gruplarında 7; BD4E, BW3P, MKD3E, MKD3P, MKW4P gruplarında 6; BD3E, BSL3P, MKD4E, MKW3E, MKW3P gruplarında 5; BW4E, MKSL4P gruplarında 4; BSL3E, MKSL4E gruplarında 3; BSL4E, BSL4P, BW3E, BW4P, MKSL3P gruplarında 2; MKSL3E, MKW4E gruplarında 1 adet düğümden kopma gözlendi. Maksimum gerilme gücü en yüksek olan MKD3E grubunda 2 sıyrılma, 6 kopma gözlenirken düğümden açılma olmadı.

Tablo 3. Tenorafi Uygulanan Gruplarda Kopma Şekilleri

		Sıyırılma			Kopma			Düğümde Açılma		
		Sayı	Yüzde	Yüzde	Sayı	Yüzde	Yüzde	Sayı	Yüzde	Yüzde
1	BD3E	1	11,11	12,5	5	4,90	62,5	2	2,47	25
2	BD3P	0	0	0	7	6,86	87,5	1	1,23	12,5
3	BD4E	0	0	0	6	5,88	75	2	2,47	25
4	BD4P	0	0	0	7	6,86	87,5	1	1,23	12,5
5	BSL3E	0	0	0	3	2,94	37,5	5	6,17	62,5
6	BSL3P	0	0	0	5	4,90	62,5	3	3,70	37,5
7	BSL4E	0	0	0	2	1,96	25	6	7,41	75
8	BSL4P	0	0	0	2	1,96	25	6	7,41	75
9	BW3E	0	0	0	2	1,96	25	6	7,41	75
10	BW3P	0	0	0	6	5,88	75	2	2,47	25
11	BW4E	0	0	0	4	3,92	50	4	4,94	50
12	BW4P	0	0	0	2	1,96	25	6	7,41	75
13	MKD3E	2	22,22	25	6	5,88	75	0	0	0
14	MKD3P	2	22,22	25	6	5,88	75	0	0	0
15	MKD4E	1	11,11	12,5	5	4,90	62,5	2	2,47	25
16	MKD4P	0	0	0	7	6,86	87,5	1	1,23	12,5
17	MKSL3E	0	0	0	1	0,98	12,5	7	8,64	87,5
18	MKSL3P	2	22,22	25	2	1,96	25	4	4,94	50
19	MKSL4E	0	0	0	3	2,94	37,5	5	6,17	62,5
20	MKSL4P	0	0	0	4	3,92	50	4	4,94	50
21	MKW3E	0	0	0	5	4,90	62,5	3	3,70	37,5
22	MKW3P	0	0	0	5	4,90	62,5	3	3,70	37,5
23	MKW4E	1	11,11	12,5	1	0,98	12,5	6	7,41	75
24	MKW4P	0	0	0	6	5,88	75	2	2,47	25
Toplam		9	100	4,69	102	100	53,13	81	100	42,19

V. TARTIŞMA

Tendon onarımlarında tamir gücü bir takım faktörlere bağlıdır. Bunlar sütün materyalinin gücü, sütün tendondan geçiş sayısı, sütün materyalinin yakalama gücü ve uygulanan düğüm teknikleridir. Yakalama gücü, sütün konfigürasyonundan ve tendona ait özelliklerden etkilenmektedir. İyi uygulanmış sütün tekniği liflenmiş bir tendondan sıyrılacağı gibi, iyi bir tendona uygulanmış kötü bir sütün tekniği de sıyrılma olasılığına sahiptir. Özet olarak; onarım gücü tendonun fizyolojik özelliklerine ,sütün tekniğine , sütün materyalinin özelliklerine ve uygulanan düğüme bağlıdır (73). Tendonun fizyolojik özelliklerini değiştiremeyeceğimize göre diğer seçeneklerin kalitesini ve gücünü artırma üzerinde durmak gerekmektedir. Çalışmamızda ethibond ve prolen sütün materyalleri, Bunnel ve Modifiye Kessler sütün teknikleri, Weston, Duncan ve Surgical loop düğümleri kullanılarak maksimum gerilim güçleri, elastik modülüsleri ve tenorafilerin ne şekilde sonuçlandığı gözlemlenmiştir. Sonuçlardan elde edilen verilere göre modifiye kessler sütün tekniğinde Duncan gemici düğümünün kullanılmasıyla düğümde çözülmenin önüne geçildiği ve böylece maksimum gerilim gücüne ulaşıldığı bulundu.

İncelenen literatürlerde sık kullanılan numune taze donmuş insan kadavrası Fleksör Digitorum Profundus tendonudur (76-81). Vertebralı memeli fleksör anatomik ve morfolojik özellikleri fleksör tendonuna benzerler. Memeli tendonlarında hiyerarşik bir organizasyon olmasına rağmen vertebralı grup içinde tendonun morfolojik karakteri açısından fark bulunmamaktadır (82). Bu amaçla tendon deneylerinde ; köpek (73,83,84), tavuk (85), domuz (76,77), tavşan (86) ve koyun (87) fleksör tendonları kullanılmıştır. Ülkemiz şartlarında çalışmalarda kullanılmak üzere taze donmuş insan kadavrası bulmak oldukça zordur. Taze kadavra temin edilse bile aynı özellikteki tendonlar için kadavra sayısı artırılması gerekmektedir. Bu süreç içinde formaldehit içerisinde bekletilen kadavra tendonlarının bir takım morfolojik özellikleri değişmektedir. Bu tendonların

kullanılmasının nedeni, kolay elde edilebilirliği yanı sıra kalibrasyonlarının 4-5 mm olmasından dolayı insan el tendonları ile benzerlik göstermesi, hem de 10-12 cm lik uzunluklarından dolayı test cihazına kolay uygulanabilir olmalarıdır (87).

Sakrifiye edilen fleksör tendonların morfolojik özelliklerini kaybetmemesi için numunelerin; -20°C (78), -24°C (88), -40°C (73), -70°C (83) derin dondurucularda saklanması gerektiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda -20 °C derin dondurucu kullanıldı.

Sütürler cerrahi işlem sırasında bozulan doku bütünlüğünün sağlanması amacı ile kullanılan materyallerdir. Uygun sütünun seçilmesi, yaranın biyolojik yapısı ve anatomik lokalizasyonuna göre değişiklik gösterir ve hekimin tekniği ile deneyimi kadar önemlidir. İdeal sütünun sahip olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir; mükemmel gerilim gücü, kolay kullanım, iyi düğüm güvenliği, sıfır doku reaksiyonu, ucuz fiyat, doku ödeme veya kontraksiyonuna uyumlu olma, enfeksiyona zemin hazırlamamasıdır. Bu özelliklerin hepsini sağlayan bir sütün materyali yoktur (89,90). Absorbe olmayan sütünler hidroliz veya proteoliz yıkımına dirençli sütün materyalleridir. 60. günde bile gerilim gücünü korurlar. Fakat polyester (Dacron) , polypropylore (Prolene) ve çelik dışındaki sütünler zaman içinde yıkılır veya absorbe olurlar. Polipropilen (Prolene,Surgilene); Lineer hidrokarbon polimerlerin oluşturduğu sentetik plastik monofilament sütün materyalidir. İyi bir gerilim kuvvetine sahiptirler ve dokuda uzun süre kalabilirler. Bakteri kolonizasyonuna ortam hazırlamazlar. Düzgün yüzeyleri sayesinde dokudan kolayca çekilirler. Bu özellikleri naylondan daha iyidir ve subcutan devamlı dikişler için idealdir. Fakat düğüm güvenlikleri düşüktür, fazladan düğüm gerekir, ve plastisite özelliği vardır. Doku ödem olduğunda genişler fakat ödem gerileyince sütün eski halini alamaz (89,91). Polister (Mersilene, Ethibond, Dacron); burgulu multiflament polyester veya polietilene tereftalattan oluşmaktadır. Yüksek gerilim kuvvetine sahiptir, dokuda kuvvetini kaybetmeden süresiz kalabilir. Piyasada polibutilat ile kaplanmış (ethibond) veya kaplanmamış (mersilene, dacron) olarak bulunmaktadır (92). Bizim çalışmamızda 4,0 prolene ve 4,0 ethibond sütünleri kullanıldı. Abbi ve ark. nın yaptıkları çalışmada artroskopik

rotator cuff tamirinde 2 sütür materyali ve 5 düğüm tekniği karşılaştırılmıştır. Sütür materyali olarak Ethibond ve Fiberwire kullanılmış. 40 Fiberwire ile yapılan düğümlerden siklik yüklenme sırasında 3 tanesinde sıyrılma olurken Ethibond ile atılan San Diego düğümünde hiç sıyrılma olmamıştır (110). Bizim çalışmamızda Modifiye kessler sütür tekniği ve standart cerrahi düğümle yapılan tenorafili gruplarda; MKSL3E grubunda % 87,5, MKSL3P grubunda % 50, MKSL4E grubunda %62,5, MKSL4P grubunda % 50 oranında düğümde açılma gözlendiği halde Duncan düğüm tekniği kullanılan tenorafili gruplarında; MKD3E, MKD3P gruplarında düğümde çözülme görülmezken, MKD4E de % 25, MKD4P de % 12,5 oranında çözülme olduğu görüldü. Sonuç olarak düzgün uygulanmış düğüm tekniğinin yanında kullanılan sütür materyalide önemlidir. Çalışmamızda; prolen kullanılan gruplarda düğümde çözülme, ethibond kullanılan gruplara göre minimal düzeydedir.

Koyun fleksör tendonunun MP eklem seviyesinde kollagen dizilimi paraleldir. Bu seviyenin proksimalinde el bileği seviyesinde tendon içerisinde fibröz ve fibrokartijinoz elemanlar ilave olur. Koyun tendonundaki bu yapısal farklılık nedeniyle, insan fleksör tendonuna benzer özellik gösteren MP eklem seviyesinde tenorafili gerçekleştirildi. Erişkin insan Fleksör Digitorum Profundus tendonu zon 2 seviyesinde yaklaşık 5mm çapındadır (73). Bu çalışmada kullanılan koyun fleksör tendonunun çapı ortalama değeri 5,5 mm idi.

Yapılan çalışmalarda biyomekanik test cihazı (instron) farklı uzama 'distraksiyon' hızlarında kullanılmıştır. Literatürdeki uzama hızları ; 10 mm\dk (78), 20 mm\dk (71,86,93), 25 mm\dk (94-98), 40mm\dk (99), 70 mm\dk (100) ve 120 mm\dk (101) olarak değişmektedir. Ion ve ark (101), yaptıkları çalışmada 20 mm\dk ile 70 mm\dk uzama hızları arasında biyomekanik açıdan istatistiksel anlamlı fark bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda düşük uzama hızında gözlemin daha iyi yapılabilmesi ve benzer çalışmalarda sıklıa kullanılması nedeni ile 20 mm\dk uzama hızı kullanıldı. Maksimum gerilme gücü değeri, tekniğin tamir gücü olarak belirlenen değerdir. Numunelerin maksimum değere ulaştıktan sonraki verdikleri cevaplar değişmekle birlikte genellikle uzamanın devam

etmesiyle yükte küçük çaplı artma ve azalmalar gerçekleşir. 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 sıyrıma veya düğümde açılma olana dek sütürlerin belirli bir direnç göstermesidir. Maksimum gerilme gücü değerine ulaştıktan sonraki değerler ve grafik, tekniğin değerlendirilmesi açısından önem taşımadığı için hesaplamalarda kullanılmadı. Kor sütürde sıyrıma veya düğümde açılma olmasıyla yük değeri sıfıra indi.

McLarney ve ark. (102)'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 yaklaşık 73,5 – 95N büyüklüğünde sütür gücü demektir. Flexör tendonlar direnç uygulamadan yapılan pasif fleksiyon sırasında 2-4 N, hafif derecede dirence karşı yapılan fleksiyonda 10 N, orta derece dirence karşı fleksiyonda 17 N güç uygular. Güçlü kavrama sırasında bu miktar 70 N'ye kadar çıkabilmektedir. Tendon tamirlerinden sonra erken aktif harekete güvenli biçimde başlayabilmek için tendonun başlangıç gücünün, hafif dirence karşı fleksiyonda oluşturacağı gücün yaklaşık beş katı büyüklükte olması gerektiği bildirilmiştir. Çünkü, gelişecek olan ödem, eklem sertlikleri, yapışıklık ve tamir sahasında gelişen kayma direnci, bu değerlerin üzerine çıkılmasını zorunlu hale getirir. Tendon cerrahisinde yapışıklık, açılma ve tamir sahasında yırtılma gibi sorunlarla başa çıkabilmek için pek çok tamir yöntemi geliştirilmiştir. Ayrıca, cerrahi sonrası sonuçları iyileştirmek için tamir edilmiş tendona ameliyat sonrası aktif ya da pasif hareket programları bildirilmiştir. Ancak, siklik aktif yüklenmeler sırasında tamir sahasına oldukça fazla yük bindiğinden, ameliyat sonrası tendon yapışıklıklarını önlemede etkin olduğu kanıtlanan erken hareket protokolleri güçlü dikiş tekniklerine ihtiyaç göstermektedir. Tamir sahasından geçen dikiş bacağına sayısı arttıkça , tamir alanında gerilme kuvvetinin önemli miktarda arttığı bildirilmiştir. Ayrıca kompleksitesinin artması ve çok fazla manipülasyon gerektiğinden bu tip dikiş teknikleri pratik uygulamada güçlükler içermektedir. Bu bilgilerin yanı sıra, tendon cerrahisinde yaygın olarak kullanılan basit epitendinöz dikiş ile kombine

edilmiş modifiye kessler dikiş tekniğinin de , kolay ve pratik uygulanabilir olmasına rağmen, erken aktif harekete izin verecek kadar güçlü olmadığı bildirilmiştir (111). Son yıllarda tendon yapısını, biyomekaniğini, yaralanmaya karşı verdiği yanıtı ve onarım tekniklerini araştırmak üzere birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda aktif hareketlere ne kadar erken başlanırsa tendon iyileşmesinin o kadar hızlı olacağı ve tendon çevresi yapışıklıkların azalacağı anlaşılmıştır. (112) Çalışmamızda Modifiye Kessler sütür tekniği, Duncan düğüm çeşidi ve 3,0 ethibonda yapılan grupta maksimum gerilme gücü $35,96 \pm 1,49$ N bulunmuştur. Bu grupta elde edilen maksimum gerilim gücü pasif fleksiyona , hafif derecede dirence karşı yapılan fleksiyonda ve orta derecede dirence karşı fleksiyona izin verecek ölçüdedir. Bu sonuçlar erken dönemde pasif hareket yaptırabileceğimizi göstermektedir. Fakat güçlü kavrama sırasında gerekli olan gücün altında bir değerdedir ve aktif fleksiyona izin vermemektedir.

El cerrahisinde fleksör tendon yaralanmalarında görülen en önemli problemlerden biri tendon ve çevre dokular arasında nedbe ve yapışıklık oluşmasıdır. Bu yapışıklıklar tendonun kayma özelliğini kaybetmesine neden olur. En sık özellikle derin ve yüzeysel fleksör tendonların birlikte seyrettiği Zon 2 bölgesinde en sık oluşmaktadır (113-115). Günümüzde fleksör tendon onarımlarında iyileşmeyi hızlandırıp yapışıklık oluşumunu en aza indirmek için; cerrahi teknik, postoperatif rehabilitasyon programları ve iyileşmeye cevabın farmakolojik modülasyonu üçlüsü halen tartışılan ve araştırılan konulardır. Cerrahide eskiden bazı çelişkiler olmasına rağmen şimdi yüzeysel ve derin tendonların her ikisinin de tamiri yaygın olarak kabul görmüştür. Yüzeysel tendonun tamiri derin tendona yumuşak bir yatak sağlar ve vinkulum longum profundusun bütünlüğü korunmuş olur. Parmağın daha güçlü bir fleksiyonu sağlanır (116,117). Bazı yazarlar Zon 2 kılıfının kapatılmasını tavsiye etmektedirler. Kılıfın kapatılması sinovyal sıvı üretilmesi ile tendonun beslenmesini artırır. Ek olarak kayma mekanizmasının bir komponentini de tamir edilmiş olur ve böylece onarılan tendonla çevre dokular arasında bir bariyer oluşturularak yapışıklık oluşumu azaltılabilir (118). Bir kısım araştırmacı ise kılıf onarımının tersine kılıf eksizyonunu önermektedir. Bunlara göre tendon

onarımıyla beraber kılıf onarımı yapıldığında, tendon ve kılıf arasındaki potansiyel boşluk, gerek ilk travma ve cerrahi işlem sırasında gelişen ödem gerekse kullanılan dikiş materyali nedeni ile azalmaktadır. Bu durum tendon ile kılıf arasında baskı oluşmasına neden olur. Bunu takibinde iskemi, beslenme yetersizliği ve sonuçta tamir edilen kılıfta destrüksiyon ve fibrozis gelişmektedir (118,119). Bizim çalışmamızda kullanılan Duncan düğüm tekniği ile oluşturulan grupta epitendinöz suture kullanılmamasına rağmen yüksek maksimum gerilme gücü elde edilmiştir. Genel olarak literatürlerde epitendinöz suturede kullanılan suture materyali, ana suturede kullanılanlardan daha ince bir suturedür. Duncan düğüm tekniğiyle yüksek maksimum gerilme gücü elde edildiğine göre epitendinöz suture için literatürde önerilen suturelerden daha ince suture kullanılabilir sonucu çıkmaktadır. Böylece yapışıklık oranı azaltılmakta ve tendonun tenorafi sonrası hacminde küçültmüş oluruz. Tendon cerrahisi sonrasında maksimum fonksiyonel sonuca ulaşmak için cerrahi teknik dışında çeşitli postoperatif rehabilitasyon protokolleri de önerilmektedir. Kontrollü erken hareket streslerinin tendon geriliminin dönüşünü hızlandırdığı ve yapışıklık oluşumunu azalttığı bilinmektedir (120,121).

Postoperatif onarım sahasında yapışıklığa yol açan major neden 'gap' formasyonudur. Literatürdeki çalışmalarda kullanılan 'gap' miktarında farklı görüşler mevcuttur. Ketchum ve ark. (122), kritik 'gap' seviyesini 1mm ve altı olarak kabul etmektedir. Mashadi ve ark. (80)' na göre 1 mm 'gap' oluşumu değişik tekniklerin karşılaştırılabilmesine olanak sağlamamaktadır. Suture tekniklerini karşılaştırılabilmesine imkan veren 'gap' mesafesi 2mm' dir. Suturede kopmaya neden olan maksimum gerilme gücü her ne kadar tendon suture tekniğini karşılaştırmak için önemli görünse de, 2mm 'gap' oluşumuna neden olan kuvveti değerlendirmek tekniğin klinik önemini değerlendirmede daha etkili olacaktır. Klinik açıdan 2mm 'gap' oluşumuna yol açan gücü değerlendirmek, maksimum gerilme gücünden daha etkilidir (80).

Fleksör tendon biyomekanik kadavra çalışmalarında düğümlerin kesi hattında olması ve kesi hattının dışında olmasına göre tensil güçlerinin değerleri

karşılaştırılmıştır (103). Yapılan çalışmalar , ülkemizde ve dünyada tendon tamir yöntemi olarak sıklıkla kullanılan modifiye kessler + epitendinöz dikiş yönteminin yeteri kadar güçlü olmadığını ortaya koymuştur. (104-106). Daha güçlü tamir yapabilmek için farklı dikiş teknikleri denenmiştir (107). Bu çalışmalarda , tamir gücünün ,dikiş tasarımı ve tamir sahasını geçen dikiş bacak sayısı ile yakından ilişkili olduğu görülmektedir (108,109). Pişkin ve ark. yaptıkları çalışmada modifiye kessler tamiri kullanılan grupta kopma değerleri $37,0 \pm 4,0$ N bulundu. Bu değerler altı dönüşlü savage tekniği kullanılan grupta $39,1 \pm 8,3$ N ; güçlendirilmiş modifiye kessler tekniği kullanılan grupta $69,0 \pm 8,7$ N bulundu. Modifiye Kessler ile birlikte uygulanan epitendinöz dikiş tekniğinin en önemli özelliği teknik olarak kolay uygulanabilir olması ve uygulama sırasında zaman almamasıdır. Pişkin ve ark. yaptığı çalışmada belirtilen tekniğin test sonuçlarında ortalama $37,0 \pm 4,0$ N distraksiyon kuvveti elde edildi. Bu değerler, fleksör tendonlarda hafif ve orta derecelerde üretilen kuvvet göz önüne alındığında, ameliyat sonrası erken dönemde aktif harekete başlamaya yeterli görülmektedir. Bizim çalışmamızda epitendinöz sütür kullanılmamasına rağmen maksimum gerime gücü MKD3E grubunda $35,96 \pm 1,49$ N, MKW4E grubunda $32,44 \pm 1,56$ N bulundu. Epitendinöz sütür kullanılmamasına rağmen çalışmadaki değerlere yakın çıkması kullandığımız düğüm çeşitlerinin etkisine bağlanabilir. Çünkü normal cerrahi düğüm kullanılan MKSL4P grubundaki maksimum gerilme değeri $14,10 \pm 3,21$ N bulundu.

Tran ve ark.nın (77) yaptıkları bir uyarının göz önüne alınması gerektiğini düşünüyoruz. Yazarlar, tendon tamirlerinden sonra osilatör, rezidüel ve katastrofik olmak üzere aslında üç çeşit ayrılma oluştuğunu belirterek , tek ve sürekli çekimle gerçekleştirilen tendon biyomekanik testlerinde bu oluşumların ayırt edilemeyeceğini, bunun için siklik yüklenmelerle yapılan testlere ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir. Ameliyat sonrası programların siklik yüklenmeler şeklinde olduğu düşünülürse, gelecekte yapılacak olan tendon biyomekanik çalışmalarında siklik yüklenmelerle yapılan ölçümlerin daha sağlıklı sonuçlar vereceği düşünülmektedir.

Bizim çalışmamızda kullanılan Weston ve Duncan düğüm teknikleri , fleksör tendon çalışmalarına ait literatürler incelendiğinde böyle bir tekniğin kullanılmadığı görüldü. Bu düğümlerin kullanıldığı çalışmalar genellikle artroskopik rorator cuff onarımlarında kullanılmaktadır ve düğümdeki çözülme karşılaştırılmıştır. Gaurav Abbi ve ark.(110) yaptıkları kontrollü laboratuvar çalışmasında artroskopik tendon tamirlerinde kullanılan Weston, Tennessee, Duncan, SMC, ve yeni düğüm olan San Diego düğümü kullanılmıştır. 2 çeşit sütün materyalleri bunlar ethibond ve fiberwire No:2 sütünleri üzerinde bu düğümler uygulanmıştır. Sonuç olarak ; Fiberwire 276 ± 24 N yükte kayma olurken ethibonda 111 ± 13 N yükte kayma olmuştur. Düğüm konfigürasyonların fonksiyonlarında hiçbir farklılık gözlenmezken 40 fiberwire düğümün siklik yüklenme esnasında 3 kayma gözlenmesine rağmen ethibondlara uygulanan ve San Diego düğümlerinin hiç birinde erken kayma gözlenmemiştir. Bizim çalışmamızda Duncan düğümü uygulanarak çalışılan gruplardan MKD3E ve MKD3P gruplarında düğümde açılma gözlenmezken 2 tendon sıyrılma görüldü. MKD4E grubunda 1 sıyrılma, 5 kopma, 2 düğümden açılma, MKD4P grubunda 7 kopma,1 düğümden açılma görülürken sıyrılma izlenmedi. Bunnel sütün tekniğine uygulanan gruplardan sadece BD3E grubunda sıyrılma gözlenirken diğerlerinde izlenmedi. BD3E grubunda 1 sıyrılma, 5 kopma, 2 düğümden açılma, BD3P grubunda 7 kopma, 1 düğümden açılma , BD4E grubunda 6 kopma 2 düğümden açılma, BD4P grubunda 7 kopma 1 düğümden açılmaz izlendi. Weston düğümü uygulanan gruplardan sadece MKW4E grubunda 1 sıyrılma izlendi. BW3E grubunda 2 kopma, 6 düğümden açılma, BW3P grubunda 6 kopma 2 düğümden açılma, BW4E grubunda 4 kopma , 4 düğümden açılma, BW4P grubunda 2 kopma ,6 düğümden açılma izlendi. MKW3E- MKW3P grubunda 5 kopma, 3 düğümden açılma, MKW4E grubunda 1sıyrılma, 1 kopma, 6 düğümden açılma, MKW4P grubunda 6 kopma ve 2 düğümden açılma izlendi. Tüm gruplar incelendiğinde sıyrılma sırasıyla Weston 1, Duncan 6, Cerrahi düğümden 2 tendonda, kopma Cerrahi düğümden 22, Weston 31, Duncan 49 tendonda, Düğümden açılma Duncan 9, Weston 32, Cerrahi düğümden 40 adet tendonda izlendi. Duncan uygulanan gruplarda kopmanın olması yüklenme sırasında düğümden bütünlüğün korunup düğüm dışındaki noktadan kopması demektir. Bu da bize düğümün etkinliğini

gösterir. Düğümde açılma ise en çok Weston grubun ve takibinde Cerrahi düğüm gruplarında gözlemlendi. Bu sonuç bize Weston ve Cerrahi düğümün uygulanan yük altında yeterli kuvvette kitleme olmadığını gösterir. Ayrıca gruplarda maksimum gerilim güçleri karşılaştırıldığında özellikle 3 numaralı iplikle yapılanlarda maksimum gerilim güçlerindeki yükseklik dikkati çekti. Bunlar MKD3E $35,96 \pm 1,49$ N, BD3E $33,95 \pm 2,80$ N, BD3P $28,83 \pm 1,77$ N, MKD3P $25,72 \pm 1,91$ N bulundu. MKD3E – BD3E grubu ile tenorafi uygulanan gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark mevcuttu ($p < 0,005$). Bu sonuçlar, kullanılan sütür materyalinin kalınlığı arttırıldığı zaman ve uygun düğüm (Duncan) kullanıldığında maksimum gerilim gücü elde edilmekte ve düğümde çözülme en az seviyede kaldığını gösterdi.

VI .SONUÇLAR

Özetle aşağıdaki gibidir;

1. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde maksimum gerilim gücü en yüksek MKD3E grubu iken en düşük değer MKSL4P grubunda bulundu. Gruplar arasındaki farklılık maksimum gerilim gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttu. En düşük değer açısından MKSL4P grubuna en yakın grup BSL4E grubu idi. Bu üç grupta arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.
2. Tenorafi uygulanan gruplar içerisinde elastik modülüs değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer MKD3E grubunda iken en düşük değer MKSL4P grubunda bulundu.
3. Sağlam tendonlardan oluşan K grubunda ; maksimum gerilme gücü tenorafi uygulanan gruplara göre en yüksek değerde olmasına rağmen elastik modülüs değeri diğer gruplara göre belirgin ölçüde düşük bulundu.
4. Tenorafi uygulanan gruplarda kopma şekilleri karşılaştırıldığında MKD3E ve MKD3P gruplarında düğümde açılma gözlenmedi . %75'i kopma ile sonuçlanırken %25'lik kısmı tendondan sıyrılmaya ile sonlandı. Bu gözlemler bize modifiye kessler sütür tekniğinde Duncan gemici düğümünün kullanılmasıyla düğümde çözülmenin önüne geçildiği ve böylece maksimum gerilim gücüne ulaşıldığını göstermektedir.

VII-ÖZET

Amaç: Koyun fleksör tendonlarında modifiye kessler ve bunnel sütür tekniklerine uygulanan cerrahi düğümlerin literatür de olmayan yalnız artroskopik cerrahide kullanılan Weston ve Duncan düğüm tekniklerinin fleksör tendonlarda uygulanması ve bu üç düğüm tekniğinin biyomekanik olarak dayanıklılığının saptanması, uygun düğüm tekniğinin bulunması.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 100 koyunun 200 ön kolundan elde edilen fleksör digitorum profundusları kullanıldı. 25 grup oluşturuldu. Her grup için 8'er adet tendona distraksiyon uygulandı. K grubu kontrol grubu iken diğer gruplara tenorafî yapıldı. Tenorafî uygulanan gruplarda modifiye kessler ve bunnel sütür teknikleri, 3,0 ve 4,0 prolen, 3,0 ve 4,0 ethibond , Weston, Duncan ve cerrahi düğümleri ile kombine edildi. Taze kadavra koyun tendonları suture edildikten sonra 20mm\ dk uzama hızındaki intron cihazında sütürler tamamen kopana dek uzamaya devam edildi. Tüm tendonların maksimum gerilme güçleri, elastik modülüş değerleri ve düğümlerin kopma şekilleri değerlendirildi.

Bulgular: Tenorafî uygulanan gruplar içerisinde maksimum gerilim gücü en yüksek MKD3E grubu iken en düşük değer MKSL4P grubunda bulundu. Gruplar arasındaki farklılık maksimum gerilim gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttu. En düşük değer açısından MKSL4P grubuna en yakın grup BSL4E grubu idi. Bu üç grupta arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Tenorafî uygulanan gruplar içerisinde elastik modülüş değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer MKD3E grubunda iken en düşük değer MKSL4P grubunda bulundu. Sağlam tendonlardan oluşan K grubunda ; maksimum gerilme gücü tenorafî uygulanan gruplara göre en yüksek değerde olmasına rağmen elastik modülüş değeri diğer gruplara göre belirgin ölçüde düşük bulundu. Tenorafî uygulanan gruplarda kopma şekilleri karşılaştırıldığında MKD3E ve MKD3P gruplarında düğümde açılma gözlenmedi . %75'i kopma ile sonuçlanırken %25'lik kısmı tendondan sıyrılma ile sonlandı.

Sonuç: Modifiye kessler sütür tekniğine Duncan düğüm tekniği uygulanmasıyla elde edilen grubun, diğer tenorafî uygulanan gruplar ile

karşılaştırıldığında; maksimum gerilim gücü ve elastik modülüs değerleri belirgin oranda yüksek bulunmuştur. Kopma şekli olarak tendonda çözülmeye rastlanmamıştır

Anahtar kelimeler; Fleksör tendon, Duncan düğüm tekniği, biyomekanik, modifiye kessler

VIII-ABSTRACT

Objective: To examine the adequacy of surgical knots, including the modified Kessler and Bunnell suture techniques, and the Weston and Duncan knot techniques, which have not yet been examined in the literature but have only been used for arthroscopic surgery, were applied to the flexor tendons of sheeps. Suture adequacy was evaluated on the criteria of biomechanical stability and knot failure rate.

Materials and Methods: The flexor digitorum profundus was isolated from both front limbs of 100 sheeps. A total of twenty-five groups were established. For each group, distraction was applied to eight tendons. Group K was set as our control group and all other groups underwent tenography. In the tenography groups, modified Kessler and Bunnell suture techniques were combined with Prolene 3.0 and 4.0 polypropylene suture, Ethibond 3.0 and 4.0 polyester suture, and Weston and Duncan surgical knots. Following the suturing of fresh cadaver sheep, the sheep tendons were subjected to continued elongation using an Instron instrument at a constant rate of 20 mm/min, until suture failure. Maximum tensile strength, elastic modulus values, and failure strains were recorded.

Results: Amongst all of the groups subjected to tenography, the MKD3E group exhibited the highest maximum tensile strength, while the MKSL4P group exhibited the lowest tensile strength. The difference between the groups was statistically significant in terms of maximum tensile strength. Regarding the lowest values, BSL4E group was the closest group to MKSL4P group. The difference was statistically significant between all three groups. Within the tenography applied groups, the MKD3E group displayed the highest elastic modulus value, while the MKSL4P group exhibited the lowest value. Our control group, Group K, which was composed of healthy tendons, displayed the highest value of maximum tensile strength compared to the tenography applied groups; however, the elastic modulus value of this group was significantly lower than in all tenography applied groups. When failure strains were compared amongst the

tenography applied groups, there was no failure of the knots in either the MKD3E or MKD3P groups. Overall, seventy-five percent of tenography-applied groups resulted in failure and twenty-five percent resulted in stripping.

Conclusion: The maximum tensile strength and elastic modulus values of the group, in which modified Kessler suture technique was applied together with Duncan knot technique, were found to be significantly high when compared with the tenography applied groups. In addition, when assessed for failure strain, no snapping of the tendons was observed.

Key words: Biomechanical stress; Duncan knot technique; Flexor tendon; Modified Kessler suture technique

KAYNAKLAR

1. Kleinert HE, Kutz E, Ashbell TS, Martinez E. Primary repair of lacerated flexor tendon in no man's land. J Bone Joint Surg [Am] 1967; 49: 577.
2. Lee H. Double loop locking suture: a technique of tendon repair for early active mobilization. Part II: Clinical experience. J Hand Surg [Am] 1990; 15: 953-958.
3. Kubota H, Aoki M, Pruitt DL, Manske PR. Mechanical properties of various circumferential tendon suture techniques. J Hand Surg [Br] 1996; 21: 474-480.
4. Winters SC, Gelberman RH, Woo SL, Chan SS, Grewal R, Seiler JG 3rd. The effects 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: 97-104.
5. Wagner WF Jr, Carroll C IV, Strickland JW, Heck DA, Toombs JP. A biomechanical comparison of techniques of flexor tendon repair. J Hand Surg [Am] 1994; 19: 979-983.
6. Strickland JW. Flexor tendon injuries: I. Foundations of treatment. J Am Acad Orthop Surg 1995; 3: 44-54.
7. Zatiti SC, Mazzer N, Barbieri CH. Mechanical strengths of tendon sutures. An in vitro comparative study of six techniques. J Hand Surg [Br] 1998; 23: 228-233.
8. Robertson GA, al-Qattan MM. A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. J Hand Surg [Br] 1992; 17: 92-93.
9. Strickland JW. Flexor tendon – Acute injuries. Chapter 59. Operative Hand Surgery [Gren DP. Edt.] (4 th ed). Churchill and Livingstone, New York. 1999; 1851-1897.
10. Bayram H. Herdem M. Akut Fleksör tendon yaralanmalarının tedavisi. TOTBİD Dergisi. 2003; 3-4: 94-101.
11. Ege R. Travmatoloji: Kırıklar, eklem ve diğer yaralanmalar. Bölüm – 42. El yumuşak doku yaralanmaları (5. baskı). Bizim Büro Basımevi, Ankara . 2003; Cilt 3: 2555-2567.
12. Arıncı K. Elhan A. Anatomi Hareket sistemi (Kemikler – eklemler – kaslar). Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 1993; 288-290.

13. Lee AW. Fleksor Tendons. Chapter 111. Plastic Surgery. Indications, Operations, and Outcomes. [Russel RC. Edt.] Mosby. 2000; 1627-1654.
14. Mark D. Miller MD. Review of Orthopaedics. In: Richard F. Hand and Microsurgery. 4. Baskı. Ankara. Akademi Doktorlar Yayınevi. 2006; 363.
15. Bradbury P., Gordon KC. 'Connective Tissues and stains' Theory and Practice of Histological Techniques. 3. Baskı. New York: Churchill Livingstone. 1990; 119-141.
16. Erkoçak A. Histoloji. 4'üncü baskı, İstanbul: Kan Dağıtımcılık ve Yayıncılık. 1983; 189.
17. Junqueira LC., Carneiro J. Basic Histology. 6. baskı . London: Appleton & Lange. 1989; 91-121.
18. Leeson CR.; Leeson ST. Textbook of Histology. 5. Baskı Philadelphia: W.B. Saunders Co. 1985; 97-124.
19. Tekelioğlu M. Genel Tıp Histolojisi. 1'inci Baskı. İstanbul: Beta basım Yayın Dağıtım A.İ. 1989; 109-134.
20. Wheather PR, Burkitt HG. Functional Histology. 2. Baskı. Hong Kong: Longman Group (FE) Ltd. 1988; 142-160.
21. Paker İ. Histoloji. Bursa: Uludağ Üniversitesi Güçlendirme Vakfı Yayını No: 32. 1990; 126-127.
22. Sağlam M. Genel Histoloji. Genişletilmiş 3. Baskı . Ankara: Emel Matbaacılık Sanayi. 1987; 157-158.
23. Delmann HD, Brown EM. Textbook of veterinary Histology. Philadelphia : Lea & Febirger. 1976; 58-60.
24. Robinson WF, Huxtable CRR. Clinicopathologic Principles or Veterinary Medicine. Cambridge, New York: Cambridge University Pres. 1988; 386.
25. Beredjiklian PK. Biologic aspects of flexor tendon laceration and repair. J Bone & Joint Surg 2003; 85: 539–550.
26. Rees SG, Flannery CR, Little CB, Hughes CE, Caterson B and Dent CM. Catabolism of aggrecan, decorin and biglycan in tendon. J Biochemical 2000; 350: 181–188.

27. Vogel KG, Keller EJ, Lenhoff RJ, Campbell K and Koob TJ. Proteoglycan synthesis by fibroblast cultures initiated from regions of adult bovine tendon subjected to different mechanical forces. *European Journal of Cell Biology* 1986; 41: 102–112.
28. Riederer-Henderson MA, Gauger A, Olson L, Robertson C, Greenlee TK Jr. Attachment and extracellular matrix differences between tendon and synovial fibroblastic cells. *In vitro* 1983; 19: 127–133.
29. Williamson DG, Richards R. Flexor tendon injuries and reconstruction. *Plastic Surgery* 2nd ed. Mathes SJ(ed) Saunders Philadelphia. 2006; Volume VII: 351–399.
30. Ali IU, Mautnre V, Lanza R, Hynes RO. Restoration of normal morphology, adhesion and cytoskeleton in transformed cells by addition of a transformation-sensitive surface protein. *Cell* 1977; 11: 115–126.
31. Greenberg JH, Seppa S, Seppa H, Tyl Hewitt A. Role of collagen and fibronectin in neural crest cell adhesion and migration. *Dev Biol.* 1981; 30; 87: 259–266.
32. Brigman BE, Hu P, Yin H, Tsuzaki M, Lawrence WT, Banes AJ. Fibronectin in the tendon-synovial complex: quantitation in vivo and in vitro by ELISA and relative mRNA levels by polymerase chain reaction and northern blot. *J Orthop Res.* 1994; 12: 253.
33. Gelberman RH, Steinberg D, Amiel D, Akeson W. Fibroblast chemotaxis after tendon repair. *J Hand Surg [Am].* 1991; 16: 686–93.
34. Ralphs JR, Waggett AD, Benjamin M. Actin stress fibres and cell-cell adhesion molecules in tendons: organisation in vivo and response to mechanical loading of tendon cells in vitro. *Matrix Biol.* 2002; 21: 67-74.
35. Nuzumlalı E. Tüzüner S. Fleksör tendon iyileşmesi. *Acta Orthop Traum Turc* 1990; 24: 114-117.
36. Schuind F. Garcia-Elias M. Coney WP. An. KN. Flexor tendon forces: In vivo measurements. *J Hand Surg [Am].* 1992; 17: 291-298.
37. Manske PR. The flexor tendon (review). *Orthopedics* 1987; 10: 1733-1741.

38. Chang J, Most D, Stelnicki E, Siebert JW, Longaker MT, Hui K, Lineaweaver WC. Gene expression of transforming growth factor beta-1 in rabbit zone II flexor tendonwound healing: evidence for dual mechanisms of repair. *Plast Reconstr Surg.* 1997; 100: 937-944.
39. Gelberman RH, Vandeberg JS, Manske PR, Akeson WH. The early stages of flexortendon healing: a morhologic study of the first fourteen days. *J Hand Surg [Am]* 1985; 10: 776-784.
40. Khan U, Edwards JC, McGrouther DA. Patterns of cellular activation after tendon injury *J Hand Surg [Br]*. 1996; 21: 813-820.
41. Trumble TE. Experimental studies of the structure and function of flexor tendons . In: Light TR, Scholl WM, eds: *Hand Surgery Update 2*. American Society for Surgery of the Hand 2003; 85: 539-550.
42. Gelberman RH, Steinberg D, Amiel D, Akeson W. Fibroblast chemotaxis after tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1991; 16: 686-693.
43. Strickland JW. Development of flexor tendon surgery. Twenty five years of progress. *J Hand Surg Am* 2000; 25: 214-235.
44. Lundborg G. Experimental flexor tendon healing without adhesion formation- a new concept of tendon nutrition and intrinsic healing mechanisms. A preliminary report. *Hand.* 1976; 8: 235-238.
45. Gelberman RH, Chu CR, Williams CS, Seiler JG 3rd, Amiel D. Angiogenesis in healing autogenous flexor-tendon grafts. *J Bone Joint Surg Am.* 1992; 74: 1207-1216.
46. Manske PR, Gelberman RH, Vande Berg JS, Lesker PA. Angiogenesis in healing autogenous flexor-tendon grafts. *J Bone Joint Surg Am.* 1992; 74: 1207-1216.
47. Mass DP, Tuel R. Human flexor tendon participation in the in vitro repair process. *J Hand Surg [Am]*. 1989; 14: 64-71.
48. Potenza AD. Critical evaluation of flexor tendon healing and adhesion formation within artificial digital sheaths. *J Bone Joint Surg Am.* 1963 ; 45: 1217-1233.

49. Ingari JW, Pederson WC. Update on tendon repair. *Clin Plast Surg* 1997; 24: 161-173.
50. Matthews P, Richards H. The repair reaction of flexor tendon within the digital sheath. *Hand* 1975; 7: 27-29.
51. Wang ED. Tendon repair (review) *J Hand Ther* 1998; 11: 105-110.
52. Manske PR. Intrinsic flexor tendon repair. *J Bone Joint Surg.* 1984; 66A: 385.
53. Manske PR. Histologic evidence of intrinsic flexor tendon healing in various experimental animals- an in vitro study. *Clin Orthop Rel Res* 1984; 182: 297.
54. Herzog M, Lindsay WK, McCain WG. Effects of beta- aminopropionitrile on adhesions following digital flexor tendon repair in chickens. *Surg Forum* 1970; 21: 509-511.
55. Kapetanios G. The effect of local corticosteroids on the healing and biomechanical properties of the partially injured tendon. *Clin Orthop* 1982; 163: 170-179.
56. Kulick MI, Smith S, Hasdler K. Oral ibuprofen: evaluation of its effect on peritendinous adhesions and breaking strength of a tenorrhaphy. *J. Hand Surg* 1986; 11A: 110-120.
57. Szabo RM, Younger E. Effects of indomethacin on adhesion formation after repair of zone II tendon lacerations in the rabbit. *J Hand Surg* 1990; 15A: 480-483.
58. Wiig M, Abrahamsson SO, Lundborg G. Tendon repair –cellular activities in rabbit deep flexor tendons and surrounding synovial sheaths and the effects of hyaluronan: an experimental study in vitro and in vivo. *J Hand Surg (Am)*. 1997; 22: 818.
59. Komurcu M, Akkus O, Basbozkurt M, Gur E, Akkas N. Reduction of restrictive adhesions by local aprotinin application and primary sheath repair in surgically traumatized flexor tendons of the rabbit. *J Hand Surg (Am)* 1997; 22: 826-832.
60. Moran SL, Ryan CK, Orlando GS, Pratt CE, Michalko KB Effects of 5-fluorouracil on flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 2000; 25: 242-251.

61. Akali A, Khan U, Khaw PT, McGrouther AD Decrease in adhesion formation by a single application of 5-fluorouracil after flexor tendon injury. *Plast Reconstr Surg.* 1999; 103: 151-158.
62. Blumenkranz M, Hernandez E, Ophir A, Norton EW. 5-fluorouracil: new applications in complicated retinal detachment for an established antimetabolite. *Ophthalmology.* 1984 ; 91: 122-130.
63. Blumenkranz MS, Claflin A, Hajek AS. Selection of therapeutic agents for intraocular proliferative disease. Cell culture evaluation. *Arch Ophthalmol.* 1984 ; 102: 598-604.
64. Khaw PT, Occleston NL, Schultz G, Grierson I, Sherwood MB, Larkin G. Activation and suppression of fibroblast function. *Eye* 1994; 8: 188-195.
65. Khaw PT, Sherwood MB, MacKay SLD, Rossi MJ, Schultz G. Five- minute treatment with fluorouracil, floxuridine and mitomycin have long term effects on human Tenon's capsule fibroblasts. *Arch Ophthalmol* 1992; 110: 1150-1154.
66. Khaw PT, Doyle JW, Sherwood MB, Smith MF, McGorray S. Effects of intraoperative 5-fluorouracil or mitomycin C on glaucoma filtration surgery in rabbits. *Ophthalmology* 1993; 100: 367-372.
67. Occleston NL, Daniels JT, Tarnuzzer RW, Sethi KK, Alexander RA, Bhattacharya SS, Schultz GS, Khaw PT. Single exposures to antiproliferatives: long-term effects on ocular fibroblast wound-healing behavior. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1997 ; 38: 1998-2007.
68. Strickland JW: Flexor tendon repair, *Hand Clin* 1985; 1: 121.
69. Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA: Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. In *American Academy of Orthopaedic Surgeons: Symposium on tendon surgery in the hand*, St Louis, 1975; 3: 44-45.
70. Papandrea R, Seitz WH, Shapiro P, Borden B: Biomechanical and clinical evaluation of the epitendon-first technique of flexor tendon repair, *J Hand Surgery* 1965; 47A: 123.

71. Silfverskiöld KL, Anderson CH. Two new methods of tendon repair: an in vitro evaluation of tensile strength and gap formation, *J Hand Surg [Am]*. 1993;18: 58-65.
72. Silfverskiöld KL, May EJ. Flexor tendon repair in zone II with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active flexion, *J Hand Surg*. 1994; 19A: 53 .
73. Soejima O, Diao E, Lotz JC, Hariharan JS: Comparative mechanical analysis of dorsal versus palmar placement of core suture for flexor tendon repairs. *J Hand Surg*. 1995; 20A: 801.
74. Wray RC, Weeks PM: Experimental comparison of techniques of tendon repair, *J Hand Surg*. 1980; 5: 144.
75. Lin GT, An KN, Amadio PC. Cooney WP. Biomechanical studies of running suture for flexor tendon repair in dogs. *J Hand Surg [Am]*. 1998; 13: 553-558.
76. 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: 232-235.
77. Tran HN, Annon 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: 518-524.
78. Alsam 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: 390-392.
79. Gill R, Lüm B, Russel A, Toth E, Voor M, Tsai T. A comparative analysis of the six-strand double-loop flexor tendon repair and three other techniques: a human cadaveric study. *J Hand Surg [Am]*. 1999; 24: 1315-1322
80. Mashadi ZB, Amis AA. Strength of the suture in the epitendon and within the tendon fibres: Development of stronger peripheral suture technique. *J Hand Surg [Br]*. 1992; 17: 171-175.

- 81.** Rick P, William H. Seitz, Paul S et all. Biomechanical and clinical evaluation of the epitenon- fist technique of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 1995; 20A: 261-266.
- 82.** Summers AP, Kobb TJ. The evaluation of tendon- morphology and material properties.[Review]. *Comp. Biochem. Physiol. [Am]*. 2002; 133: 1159-1170.
- 83.** Aoki M, Ito K, Wada T, Ooyama N. Mechanical characteristics of cross-stitch epitenon suture in association with various two-strand core sutures: Abiomechanical study using canine cadavar tendons. *Injury* 1996; 27: 703-707.
- 84.** 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: 813-818.
- 85.** Kang HJ, Park BM, Hahn Bong S et all. An experimental study of healing of the partially severed flexor tendon in chickens. *Yonsei Medical Journal* 1990; 31: 264-273.
- 86.** Shaieb MD, Singer DI. Tensile strengths of various suture techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1997; 22: 764-767.
- 87.** Pişkin A, Yüçetürk A, Tomak Y et all. Tendon repair with the strengthened modified Kessler, modified Kessler, and savage suture techniques: a biomechanical comparison. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007; 41: 238-243.
- 88.** Mishra V, Kuiper JH, Kelly CP. Influence of core suture material and peripheral repair technique on the strenght of Kessler flexor tendon repair. *J Hnad Surg [Br]*. 2003; 28: 357-362.
- 89.** Moy RL, Lee A, Zalka A. Commonly used suture materials in skin surgery. *Am Fam Physician* 1991; 44: 2123-2128.
- 90.** Lawrence C. *An Introduction to Dermatological Surgery*. 1st ed. Oxford, Blackwell Science Ltd, 1996; 30-35.
- 91.** Ratz JL, Geronemus RG, Maloney ME, Goldman MP, Padilla RS. *Textbook of Dermatologic Surgery*. New York, Lippincott- Raven, 1998; 107-115.
- 92.** Ratner D, Nelson BR, Johnson TM. Basic suture materials and suturing techniques. *Semin Dermatol* 1994; 13: 20-26.

93. Dona E, Turner WL, Gionoutsos MP, Walsh WR. Biomechanical properties of four circumferential flexor tendon suture techniques. *J Hand Surg [Am]*. 2003; 28: 824-831.
94. 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: 832-837.
95. Wang B, Tang JB. Increased suture embedment in tendons: An effective method to improve repair strength. *J Hand Surg [Br]*. 2002; 27: 333-336.
96. Labana N, Messer T, Lautenschlager E, Nagda S. A biomechanical analysis of the modified tsuge suture technique for repair of flexor tendon lacerations. *J Hand Surg [Br]*. 2001; 26: 297-300.
97. Wang B, Xie RG, Tang JB. Biomechanical analysis of a modification of Tang method of tendon. *J Hand Surg [Br]*. 1997; 50: 236-241.
98. 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]*. 2000; 28: 478-482.
99. Kimberly A, Wolfe SW, Shean C. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repair using an in testing model. *J Hand Surg [Am]*. 2000; 25: 499-506.
100. Ion LE, Sykes PJ, Cassel OCS, Doherty DMO, Roberts AM. Comparative biomechanical analysis of a new circumferential flexor tendon repair and a modified kessler repair. *J Plast Surg*. 1997; 50: 236-241.
101. Merrell GA, Haven N, Wolfe SW, Kacena WJ, Gao Y. The effect of increased peripheral suture purchase on the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 2003; 28: 464-468.
102. McLaren E, Hoffmann H, Wolfe S, Scott W, Haven N. Biomechanical analysis of the Cruciate four strand flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]*. 1997; 22: 838-842.
103. Aoki M, Pruitt L, Kubota H. Effect of suture knots on tensile strength of repaired canine flexor tendons. *J Hand Surg [Br]*. 1995; 20B: 72-75.
104. Singer G, Ebramzadeh E, Jones NF, Meals R. Use of the Taguchi method for biomechanical comparison of flexor tendon-repair techniques to allow immediate active flexion. A new method of analysis and optimization of

- technique to improve the quality of the repair. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1998; 80: 1498-1506.
- 105.** McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg [Am]* 1999; 24:295-301.
 - 106.** Barmakian JT, Lin H, Green SM, Posner MA, Casar RS. Comparison of a suture technique with the modified Kessler method: resistance to gap formation. *J Hand Surg [Am]* 1994; 19: 777-781.
 - 107.** Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA. Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. In: *American Academy of Orthopaedic Surgeons Symposium on Tendon Surgery in the Hand*. St. Louis: Mosby; 1975. p. 70-80.
 - 108.** Lawrence TM, Woodruff MJ, Aladin A, Davis TR. An assessment of the tensile properties and technical difficulties of two and four-strand flexor tendon repairs. *J Hand Surg [Br]* 2005; 30: 294- 297.
 - 109.** Angeles JG, Heminger H, Mass DP. Comparative biomechanical performances of 4-strand core suture repairs for zone II flexor tendon lacerations. *J Hand Surg [Am]* 2002; 27: 508-517.
 - 110.** Abbi G, Espinoza L, Odell T, Mahar A, Pedowitz R. Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip. *J Arthroscopic Surg*. 2006; 22: 38-43.
 - 111.** Pişkin A, Yüçetürk A, Tomak Y. Tendon repair with the strengthened modified Kessler, modified Kessler, and Savage suture techniques: a biomechanical comparison. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2007; 41: 238-243.
 - 112.** Öztuna V, Yılmaz A, Yılmaz C. The use of N-butyl-2-cyanoacrylate (Histoacryl) in primary tendon repair: a biomechanical study with sheep flexor tendons. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2005; 39: 258-262.
 - 113.** Leddy JP. Flexor tendons-acute injuries. In : Green DP.(ed) *Operative Hand Surgery*. Churchill Livingstone Inc 1993(Third ed) pp 1882-1851.
 - 114.** Tang JB. Flexor tendon repair in zone 2C. *J Hand Surg* 1994; 19B : 72-75.
 - 115.** Baktır A, Turk CY, Kabak S, Kardas Y. Flexor tendon repair in zone 2 followed by early active mobilization . *J Hand Surg* 1996; 21B: 624-628.

116. Manske PR. Flexor tendon healing. *J Hand Surg* 1988; 13: 237-245.
117. Steinberg DR. Acute flexor tendon injuries. *Orthopedic Clinics of North America* 1992; 23: 125-140.
118. Gelberman HR, Khabie V, Cahill JC. The revascularization of healing flexor tendons in digital sheath. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A: 868-881.
119. Sener M, Erçin C, Aydın H, Atal S, Yıldız M. Fleksör tendon tamirinde yapışıklıkların önlenmesinde kılıf tamiri ve fibrinin etkisi. *Acta Orthop Traumatol Turc* 1997; 31: 160-162.
120. Coert JH, Uchiyama S, Amadio PC. Flexor tendon-pulley interaction after tendon repair. A biomechanical study. *J Hand Surg* 1995; 20: 573-577.
121. Gelberman RH, Botte MJ, Spiegelman JJ, Akesson WH. The excursion and deformation of repaired flexor tendons treated with protected early motion. *J Hand Surg Am* 1986; 11: 106-110.
122. Ketchum LD. Suture materials and suture techniques used in tendon repair. *Hand Clinics* 1985; 1: 43-53.