

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**AŞIL TENDON RÜPTÜRÜ TEDAVİSİNDE
METALİK İMPLANT MODELİ
KULLANIMININ BİYOMEKANİK
OLARAK TEST EDİLMESİ**

115382

(Uzmanlık Tezi)

Dr. BÜLENT EROL

İstanbul - 2002

İÇİNDEKİLER

I. Giriş	1
II. Genel Bilgiler	4
a. Aşil tendonun anatomisi, yapısı, biyomekanikleri	4
b. Epidemiyoloji	6
c. Aşil tendon rüptürü oluşum mekanizması	6
d. Patogenez	7
e. Bulgular	8
f. Tedavi	9
- Konservatif tedavi	9
- Operatif tedavi	10
III. Amaç	14
IV. Gereç ve Yöntem	15
V. Sonuçlar	24
VI. Tartışma	28
VII. Özet	35
VIII. Ek Bilgiler	36
IX. Referanslar	37

I. GİRİŞ

Aşil tendon rüptürü, tendon rüptürleri arasında üçüncü sırada yer almaktadır (84). Yirmibeş-40 yaş arasında, aktif olarak spor yapan erkeklerde daha sık görülmektedir (11). Yirminci yüzyılın başına kadar tedavisi çeşitli immobilizasyon yöntemleriyle konservatif olarak yapılmaktayken, 1923 yılında Abrahamsen'in (2) ve 1929 yılında Stoianovitch'in (76) katkılarıyla operatif tedavi ön plana çıkmaya başlamıştır. 1959 yılında Arner ve Lindholm'un çalışmaları sonrasında cerrahi girişim standart tedavi yöntemi olmuştur (5). Fakat, belirtilmesi gerekir ki, günümüzde halen, akut aşil tendon rüptürlerinin tedavisi geniş oranda cerrahın ve hastanın tercihinine göre yapılmaktadır (49, 54). Konservatif tedaviyi savunanlar vardır, fakat özellikle, sporcularda ve genç, aktif kişilerde operatif tedavi tercih edilmelidir.

Tedavi edilmemiş aşil tendon rüptürlerinin sonuçları kötüdür (10). Sonuçlarının iyi olması nedeniyle, operatif tedavi konservatif tedaviye tercih edilmektedir (15, 29, 36, 56, 81). Literatürde tarif edilen operatif yöntemlerin çoğunluğu tendon uçlarının primer olarak uç uca dikilmesi prensibi üzerine dayandırılmıştır. Tendon rüptürlerinin primer olarak tamir edilmesi ile elde edilecek gücün (tamir gücü) temel olarak iki değişkene bağlı olduğu düşünülmüştür; 1) kullanılan dikiş materyalinin gücü, 2) uygulanan dikiş konfigürasyonunun tendonu yakalama gücü. Dolayısıyla, mevcut dikiş teknikleriyle elde edilebilecek maksimum tamir gücü bu iki değişkenin ulaşabileceği maksimum değerler ile sınırlıdır. Literatür incelendiğinde, kadavra tendonları üzerinde yapılan çalışmalarda, tamir gücünü arttırmak amacıyla oldukça karmaşık konfigürasyonların (Ör. Triple bundle) denendiği görülmektedir (38). Fakat, karmaşık dikiş konfigürasyonlarının tendonun dolaşımını bozacağı ve

yapışıklıklara yol açacağı açıktır, dolayısıyla canlı tendonlar üzerinde tatbikine halen kuşkuyla yaklaşmaktadır.

Dikiş teknikleriyle ilgili tüm bu yetersizliklerin kliniğe yansıyan sonucu, etkilenen ayak bileğinde erken harekete başlanamaması ve tendonda fizyolojik bir iyileşmenin sağlanamamasıdır. Ayrıca, iyileşme döneminde, mobilizasyon için desteğe ihtiyaç duyulması (etkilenen ekstremiteye iyileşme dönemince yük verilememesi nedeniyle), özellikle genç ve orta yaş grubundaki aktif, üretken hastalar için günlük yaşam aktivitelerinin idamesinde belirgin bir kısıtlanma ve iş gücü kaybı oluşturmaktadır. Tüm bu faktörler bir araya geldiğinde açıkça görülmektedir ki, daha güçlü tamir, erken tendon hareketi, ve fizyolojik bir iyileşme için alternatif arayışlar içine girilmesi, yani dikiş dışında tamir materyallerinin ve mevcut konfigürasyonlar dışında konfigürasyonların araştırılması şarttır.

Bu çalışmada, literatürde tarif edilmiş tamir tekniklerinden farklı olarak, hem kullanılan tamir materyali hem de tendona uygulanan konfigürasyon değiştirilmiş ve daha güçlü bir tamir tekniği oluşturulmaya yönelik ilk adım atılmaya çalışılmıştır. Çeşitli dikiş materyalleri (Ör. Ticron, Dexon) ile uygulanan klasik dikiş konfigürasyonları (Ör. Kessler, Bunnell, locking-loop) yerine paslanmaz çelikten imal edilmiş, "helezon" konfigürasyonu verilmiş (iskeletini helezonun oluşturduğu iki farklı konfigürasyon), metal implantlar kullanılmıştır. Vurgulanması gereken nokta, bu çalışmanın amacının, aşil tendon rüptürlerinin tamirinde daha güçlü bir tekniğe ulaşma yönünde alternatif bir düşüncenin, bir modelin uygulanabilirliğinin test edilmesidir. Yani, tamir gücü daha yüksek bir tekniğe (hem tamirde kullanılan materyal, hem de konfigürasyon açısından) ulaşılarak tendona erken harekete başlanması hedeflenmiştir, ve bu hedefe ilerleyen adımların ilki atılmıştır. Metal implant iki farklı

konfigürasyonda uygulanarak, modellerin tendon yakalama güçleri ölçülmüş ve kliniğimizde yapılmış daha önceki bir çalışma referans alınarak (22), tamir materyali olarak dikişin kullanıldığı farklı konfigürasyonlar ile karşılaştırılmıştır. Bu düşüncenin ilerde kliniğe yansması için, sonraki adımların, yani tendon uçlarının bu modelin geliştirilmesi suretiyle birleştirilmesi, ve takiben bunun canlı-hayvan çalışmalarında klinik uygulamasının görülmesi gerekmektedir.



II. GENEL BİLGİLER

a. Aşil tendonun anatomisi, yapısı, ve biyomekanikleri

Anatomisi

Aşil tendonu insan vücudundaki en büyük tendondur, ve gastroknemius ile soleus kaslarının tendinoz kısımlarının birleşmesi sonucu oluşur. Gastroknemius tendonu kas gövdelerinin distal sınırında geniş bir aponevroz olarak orijin alırken, soleus tendonu, proksimalde, soleus kasının posterior yüzeyinden bir band şeklinde başlar. Gastroknemius komponentinin uzunluğu 11 santimetre (cm) ile 26 cm arasında değişmekte iken, soleus komponenti 3 ile 11 cm arasındadır. Aşil tendonu yüzey alanı distale doğru gittikçe-kalkaneusun 4 cm proksimaline kadar, yuvarlaklaşır ve bu seviyeden sonra yassılaşılarak (17), superior kalkaneal tuberositeye yapışır. Aşil tendonun distale doğru seyri sırasında, tendon lifleri 90 derecelik bir dönüş yaparlar; tendonun proksimal kısımlarında medialde bulunan lifler, distalde posteriorde yer alır.

Aşil tendonu kanlanması, diğer tüm tendonlar gibi, üç farklı yerden kaynaklanan damarlardan sağlar; muskulotendinöz bileşke, çevre bağ dokusu, ve kemik-tendon bileşkesi (58). Aşil tendonun, özellikle orta kısımlarında, kötü vaskülarizasyonu olan bir yapı olduğu düşünülmekteyken, lazer Doppler akım ölçer kullanılarak yapılan çalışmalarda, kan akımının aşil tendon boyunca eşit dağıldığı ve yaş, ırk, ve yüklenme durumlarıyla bağlantılı olarak değiştiği ortaya konmuştur (6).

Yapısı

Tendonlar, kas kontraksiyonu sonucu oluşan kuvveti kemiğe aktaran iletici yapılardır. Bir tendonun kuru ağırlığının %70'ini kollajen oluşturur. (63). Tendon yapısında yer alan kollajenin yaklaşık %95'i tip-I kollajendi.

Bu kollajen az miktarda elastin ile birleşir. Kollajen fibrilleri birleşerek, kan ve lenfatik damarları ve sınırları de içeren, fasikülleri oluşturur. Fasiküller biraraya gelerek, epitenon ile sarılır ve tendonun kaba yapısı ortaya çıkar. Bu yapı paratenon ile çevrelenir; paratenon epitenondan, sürtünmeyi azaltarak tendon hareketine izin veren, ince bir sıvı tabakası ile ayrılır.

Normal aşıl tendonu, yırtılmış tendonun aksine, çok organize bir hücrenel düzenlemeye sahiptir. Özelleşmiş fibroblastlar olan tenositler, transvers kesitlerde satelit hücreler olarak gözlenirken, longitudinal kesitlerde diziler şeklinde düzenlenir (71). Bu düzenleme, muhtemelen kollajenin, tenosit kolonları çevresinde, muntazam sentrifugal sekresyonuna bağlıdır. Tenositler ekstraselüler matriksin hem fibriler, hem de nonfibriler komponentlerini üretir, ve aynı zamanda kollajen liflerini absorbe eder.

Biyomekanikleri

Tenositler içinde aktin ve myozin bulunur, ve tendonun kendisi, kuvvetin kastan kemiğe aktarılmasını sağlayan, aktif bir kontraksiyon-relaksasyon mekanizmasına sahiptir. Aşıl tendonu insan vücudundaki en güçlü tendondur; genel literatür bilgisi, normal bir aşıl tendonun 450-500 kilogram (kg) veya daha fazla yüke kopmadan dayanabildiği, şeklindedir (54). Fukashiro, insan aşıl tendonu içinde, in vivo, 2233 newtonluk tepe noktası ölçmüştür (26). Ayakbileklerine iletici takılan gönüllüler üzerinde yapılan çalışmalar göstermiştir ki, yürüme esnasında tendon içindeki kuvvet topuk yere çarpmadan önce yükselmektedir. Kuvvet daha sonra, erken çarpma sırasında, 10 ile 20 milisaniye içinde aniden azalır. Takiben, push-off fazının sonundaki tepe noktasına ulaşana kadar oldukça hızlı bir şekilde tekrar yükselir (43).

İstirahat halindeki tendonlar, kollajen fibrillerinin kıvrılmasına bağlı olarak, dalgalı bir konfigürasyona sahiptirler. Bu dalgalı konfigürasyon, tendon %2 seviyesinde gerildiği zaman kaybolur; tendonun tensil kuvvetlere ilk cevabı liflerin düzleşmesidir. Bu durum temel olarak kollajenin elastik özelliklerine bağlıdır, ve “stress-strain” eğrisinin başlangıcını oluşturur. Eğrinin ikinci kısmında, kollajen lifleri deforme olur ve yüke lineer olarak cevap verir; eğer tendon %4'den fazla gerilmezse orijinal konfigürasyonuna geri döner. %4 ile %8 arasındaki gerilmelerde, kollajen lifleri birbirleri üzerinde kayar ve çapraz bağlantılar arasında kopmalar başlar. Gerilme seviyesi %8'den fazla olduğunda ise, lifler tensil kuvvetlere karşı koyamadığından makroskopik kopmalar görülür (63).

b. Epidemiyoloji

Aşil tendon rüptürü oldukça sık görülmekle birlikte genel popülasyondaki insidansının saptanması güçtür, fakat geçen dekatta sıklığının arttığı düşünülmektedir. Aşil tendon rüptürleri çoğunlukla [%44 (66)-%83 (15)] sportif aktiviteler sırasında meydana gelir, ve erkeklerde, kadınlara oranla daha sık görülür (1.7:1-12:1). (12, 67) Sol aşil tendon rüptürü sağa göre daha sıktır; bu büyük olasılıkla, sağ taraf dominant bireylerin prevalansının yüksek olması ve dolayısıyla push-off'un sol alt ekstremitayla olmasına bağlıdır (32, 75). Aşil tendon rüptürü, tipik olarak, üçüncü-dördüncü dekatta, büroda çalışan, ve nadiren spor yapan erkeklerde görülür (32).

c. Aşil tendon rüptürü oluşum mekanizması

Aşil tendon rüptürü en sık indirekt travma ile oluşmaktadır. (5, 11) Arner ve Lindholm (5) indirekt travmayı 3 gruba ayırmışlardır;

1) Ön ayağa yük binmiş durumda ve diz ekstansiyonda iken, ani olarak ayağa itme gücü uygulanması,

2) Merdiven çıkarken ayağın kayması veya ayağın bir çukura düşmesi gibi durumlarda, beklenmedik şekilde ayak bileğinin dorsifleksiyona gelmesi,

3) Plantar fleksiyon durumundaki ayağa güçlü dorsifleksiyon yaptırılması.

d. Patogenez

Aşil tendon rüptürü oluşumunda öne sürülen teoriler vardır. Yapılan deneysel çalışmalarda, sağlıklı bir tendona uygulanan güç ne olursa olsun, kopmanın olamayacağı gösterilmiştir (60). Bu nedenle, aşil tendon rüptürü için patolojik değişikliklerin olması beklenen sonuçtur.

1) Bu teorilerden birisi, tekrarlayan mikrotravmalara bağlı olarak uzun dönemde dejenerasyon gelişmesidir (4, 7, 18, 25, 28). Tendondan alınan biopsilerde, mukoid ve ödematöz değişiklikler ve yer yer iyileşme alanları görülmesi, olayın kronik olarak geliştiğini göstermektedir.

2) Aşil tendon rüptürü en sık, tendonun kalkaneusa yapışma yerinin 2-6 cm proksimalinden olmaktadır (13, 15, 72). Yapılan mikroanjiyografik ve damarsal çalışmalarda, aşil tendonun orta 1/3'lük bölümünde kanlanmanın kötü olduğu ve bu nedenle kopmaların sıklıkla bu bölgeden olduğunu savunan teoriler vardır (4, 15, 45, 72).

3) Inglis ve Sculco (37) yaptıkları histolojik çalışmada, aşil tendon rüptüründe kronik dejenerasyon bulguları yerine, kanama ve inflamasyonla seyreden akut bulguların baskın olduğunu göstermişlerdir. Aynı yazarlar, normalde müskülotendinöz üniteye aşırı yük bindiği durumlarda gerilmeyi önleyen refleks sisteminde bozukluk olduğunu ve buna bağlı olarak kas gücünün tendon dayanma gücünü geçerek kopmaya neden olduğunu söylemişlerdir.

4) Aşil tendon rüptürüne eğilimi arttıran bazı faktörler bulunabilir.

Bunlar sistemik veya lokal olarak kullanılan steroidler, siproksin veya gut ve sistemik lupus eritamatozis (SLE) gibi konnektif doku hastalıklarıdır (8, 11, 19, 42).

e. Bulgular

Aşil tendon rüptürü olan hastalar, ilk muayenelerinde genellikle etkilenen bacakta ani bir acı hissetme, ve bacak arkasına vurulma hissi şeklinde hikaye verirler (11, 19, 23). Bazıları bacak arkasında patlama tarzında bir ses duyduklarını ifade edebilir. Tendon rüptürü sonrasında en belirgin klinik semptom, bacak üzerine yüklenilmesi ile, ağrının olmasıdır (19). Bunu, yürümede güçlük ve yürüme şeklinde bozukluk takip eder (11).

Fizik muayenede, tendon trasesi boyunca, şişlik ve ödem saptanır, ve eğer şişlik çok şiddetli değilse, genellikle yırtık bölgesindeki boşluk palpe edilebilir. Yırtık yeri genellikle tendonun kalkaneusa insersiyosunun 2-6 cm proksimalidir (19). Her iki malleol alt ucuna ve fasya altından parmak uçlarına doğru uzanan ekimoz alanları gözlenebilir (51). Thompson testi, gastrosoleus'un sıkıştırılması ile ayakta plantar fleksiyonun olmamasıdır. Bu bulgu tam kopmalarda %100 güvenilirdir. Tam kopmalarda dahi, tibialis posterior ve parmak uzun fleksorleri nedeniyle ayak aktif plantar fleksiyon yapabilir. Bu nedenle ayağın plantar fleksiyon yapması yanıltıcı olabilir. Rüptürün olduğu tarafta, sağlam tarafa göre ayak bilek dorsifleksiyonu artmıştır (19).

Tanı, genellikle, hikaye ve fizik muayene bulguları ile konur, fakat yardımcı radyografik testler de mevcuttur. Aşil tendon rüptürünün teşhisinde direkt grafler kullanılabilir. Lateral grafilerde Kager üçgeninde ve Toygar açısında değişiklikler tesbit edilebilir. Kager üçgeni, lateral grafide aşil tendonun ön yüzü, kalkaneusun üst sınırı ve derin fleksor tendonların arka yüzü tarafından oluşturulan, içerisinde yağ dokusu

bulunan bölgedir (39). Kaliteli bir lateral grafide bu üçgen, keskin sınırlarıyla rahatlıkla seçilebilir. Aşil tendon rüptüründe, arka yüzeyi oluşturan sınırlar düzensiz ve kesintiye uğramış olarak görünür. Toygar açısı yine lateral grafide görülen, aşil tendonun üzerindeki cildin yaptığı yumuşak açılışmadır. Bu açılışma, tendon rüptüründe 150 derecenin üzerindedir (77).

Tam ve parsiyel rüptürlerin teşhisinde magnetik rezonans görüntüleme (MRG) güvenle kullanılmaktadır (41, 85). Diğer yandan, kullanıcı faktörü nedeniyle, özellikle parsiyel rüptürlerde ultrasonografik teşhiste %20 oranında yanılma payı vardır (85).

f. Tedavi

Akut aşil tendon rüptürlerinin tedavisinde birçok değişik teknik ve prosedür tanımlanmıştır. Bu tedaviler üç ana başlık altında toplanabilir: konservatif (nonoperatif), açık operatif, ve perkütan operatif. Üzerinde tam olarak konsensusa varılmış bir protokol olmaması nedeniyle, akut aşil tendon rüptürlerinde tedavi şeması halen cerrahın ve hastanın tercihine göre belirlenmektedir (49, 54). Konservatif tedavinin destekleyicileri günümüzde halen mevcuttur, fakat operatif tedaviler son iki dekattır, özellikle sporcular, genç insanlar, ve tedavisi gecikmiş rüptürü olan hastalarda tercih edilen tedavi yöntemleri olmuştur.

Konservatif tedavi

İlk olarak tanımlanmasından sonra, aşil tendon rüptürünün tedavisi uzunca bir süre konservatif olarak yapılmıştır. Günümüzde ise bu uygulama, sporcu olmayan, veya yaşlı, sedanter bir yaşantı süren hastaların tedavisiyle sınırlı kalmıştır. Konservatif tedavinin en sık uygulanan formu, genellikle alçı içinde, immobilizasyondur. Bu tedavi genellikle 6-8 haftalık bir dönemi içerir (15). Akut aşil tendon rüptürlerinin

immobilizasyon ile tedavisini savunanların ortaya attığı temel düşünce, bu uygulamayla operatif tedaviyle elde edilenlere benzer sonuçlara ulaşılabileceğidir (12, 29, 46, 62, 75). Aşil tendon rüptürlerinde paratenon genellikle intakt kalır (75). Operasyon sırasında paratenonun sıyrılması, yaralanma yerinde daha sonra oluşacak reaktif dokunun miktarının azalmasına sebep olur (75). Bu yüzden, konservatif tedaviyi savunan yazarlar, paratenon hasar görmüş tendona çok değerli bir kan takviyesi yaptığından, operatif tedaviden kaçınılmasını önerirler (46). Fakat bu konuda yapılmış çalışmaların geneline bakıldığında görülmektedir ki, konservatif tedavi sonrası fonksiyon genellikle iyi olmakla birlikte, rerüptür oranları kabul edilemez düzeyde yüksektir (29, 36, 42, 46, 54, 65). Diğer bir önemli nokta ise, aşil tendon rüptürü tedavisinde primer hedeflerden biri olan tendon uzamasının engellenmesi ve dolayısıyla plantar fleksiyon gücünün korunması, konservatif tedavi ile sağlanamaz (36, 42, 81). Son dönemde aşil tendon rüptürü olan seçilmiş hastaların fonksiyonel ortezleme ile konservatif tedavisi gündeme gelmiş, ve başarılı sonuçlar bildirilerek, cerrahi müdahale veya alçı immobilizasyona alternatif olabileceği ileri sürülmüştür (59).

Operatif tedavi

Aşil tendon rüptürü sonrası uygulanan operatif ve konservatif tedavi yöntemlerinin sonuçlarını karşılaştıran kontrollü, randomize çalışmaların sayısı azdır (15, 62, 87). Bu çalışmalarda operatif ve konservatif yöntemler objektif (ayak bilek plantar fleksiyon gücü, kas atrofisi, rerüptür oranları) ve subjektif (yaralanma öncesi aktivite düzeyine ulaşma, hasta memnuniyeti) değişkenler açısından karşılaştırılmış, ayrıca komplikasyon oranlarına da bakılmıştır.

Operatif tedavi, plantar fleksiyon gücünü daha az etkilemekte ve konservatif tedaviye göre daha az kas atrofisine neden olmaktadır (36, 42,

48, 81). Kellam (42) yaptığı Cybex II ölçümlerinde, plantar fleksiyon gücündeki azalmayı cerrahi tedavi sonrası %16, konservatif tedavi sonrası ise %35 olarak belirlemiştir. Beskin (8) de benzer bir çalışma yaparak, konservatif tedavi sonrası plantar fleksiyon gücündeki azalmayı %30 olarak rapor etmiştir. Tedavi sonrası rerüptür oranlarını araştıran çeşitli çalışmalara bakıldığında, rerüptür oranının operatif tedavi sonrası %0 ile %5 (15, 42, 62, 73), konservatif tedavi sonrası ise %40'a kadar ulaşabildiği görülmektedir (36, 42, 54). Konservatif tedavi sonrasında plantar fleksiyon gücündeki azalmanın ve rerüptür oranının bu derece yüksek olması, aşil tendon rüptürlerinin tedavisinde operatif yöntemlerin tercih edilmesinde önemli faktörlerdir.

Subjektif ölçümler açısından da operatif tedavinin konservatif tedaviye üstün olduğu görülmektedir. Hastaların yaralanma öncesi aktivite düzeylerine ulaşma oranlarının ve memnuniyet derecelerinin, cerrahi tedavi sonrası daha yüksek olduğu bildirilmiştir (16, 42, 73).

Cerrahi tedavinin avantajları olduğu gibi, bazı dezavantajları-komplikasyonları da bulunmaktadır (29, 36, 46). Cerrahi bölge yara problemleri (Ör. Yara yerinde nekroz, derin ve yüzeysel enfeksiyonlar, hematom) bunların başında gelir, ve tedaviyi olumsuz yönde etkileyerek iyileşme sorunlarına yol açarlar. Ayrıca derin ven trombozu, pulmoner emboli ve anesteziye bağlı komplikasyonlar görülebilir.

Tüm bu nedenler birleştirildiğinde, kabul edilen görüş, 50 yaş altında, aktif yaşantısı olan kişilerde özel bir kontraendikasyon bulunmuyorsa, komplikasyon oranının daha yüksek olmasına rağmen, operatif tedavinin yapılması gerektiği yönündedir. (11, 36, 42)

i. Perkütan yöntemler

1977 yılında Ma ve Griffith, aşil tendon tamirinde açık operatif yöntemler ile konservatif tedavi arasında kalan bir yöntemi; tendon kopma bölgesi açılmadan yapılan perkütan yöntemi geliştirmişlerdir (56). Açık operatif tamirin komplikasyon oranının yüksek olması, fakat aynı zamanda tendon rüptürünün cerrahi olarak güçlü bir şekilde tamirinin gerekliliği, bu yöntemin doğmasını zorlayan başlıca faktörler olmuştur. Fakat bu tekniğin, tamirin yeterince güçlü olmaması ve rerüptür oranlarının açık cerrahiye göre daha yüksek olması gibi dezavantajları, ve sural sinir sıkışması gibi komplikasyonları olduğu görülmüştür (33).

İzole perkütan yöntemin dezavantajları nedeniyle, Esemeli, bu yönteme flaple güçlendirmeyi eklemiştir (21). Aldam ise, kopma yerinden yaptığı sınırlı transvers insizyonla, tendonun proksimal bölümünü dikip distalini ise pull-out tekniğiyle kalkaneusa tespit ettiği yöntemden bahsetmiştir (3). Aldam bu teknikle yara bölgesinde cerrahiye bağlı gelişen problemlerin (Ör. Yara açılması) çok düşük düzeylere indirildiğini rapor etmiştir

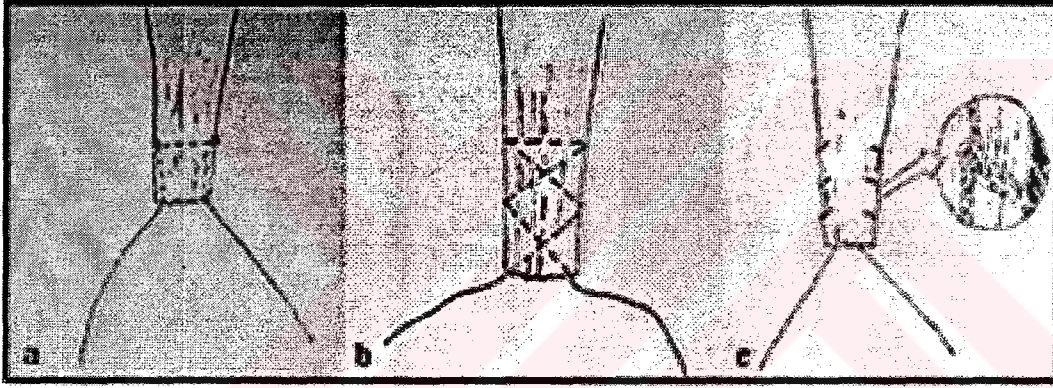
ii. Açık yöntemler

Aşil tendon rüptürünün operatif tedavisinde perkütan yöntemlerin yanında açık cerrahi yöntemler de kullanılmaktadır. Kopmuş aşil tendonun tamirinde kullanılan açık yöntemlerin yelpazesi basit uç uca (end-to-end) dikişten, tendon greftleri veya fasya takviyelerinin kullanıldığı, daha komplike tamirlere kadar uzanır.

1956 yılında Bosworth, tendonun orta bölümünden boylamasına devrilen tendinöz flapi tendonun proksimal ve distal uçlarından dikiş materyeli gibi geçirerek yırtık bölgesini tamir etmiştir (10). Everett, fasya latadan hazırlanan ince şeritleri dikiş materyeli olarak kullanmış ve tendon

uçları arasında kalan boşluğu doldurmuştur. Mann, özellikle kronik aşil tendon kopmasında, fleksör hallusis longus tendon distalini kalkaneustan geçirerek tamir yerinde yük dağılımını azaltan yöntemi tarif etmiştir (55).

Bu yöntemlerin yanında, aşil tendon rüptürünün erken dönem tamirinde en sık kullanılan operatif yöntem, tendon uçlarının primer olarak uç uca dikilmesidir (1, 3, 15, 24, 34, 37, 40, 48, 49, 68). Literatürde bu amaçla en sık Kessler (8, 14, 50, 69), Bunnell (3, 8, 11, 15, 24, 40, 42, 62, 68, 86) ve locking-loop (44, 83) tekniklerinin kullanıldığı görülmektedir (Şekil 1a-b-c).



Şekil 1 a-b-c. Tendon tamirinde sık kullanılan dikiş teknikleri: a) standard modifiye Kessler, b) standard Bunnell, ve c) locking-loop.

III. AMAÇ

Bu çalışmada, aşil tendon rüptürü tamirinde, bugüne kadar kullanılmamış dikiş materyalleri ve dikiş konfigürasyonlarından farklı olarak, değişik konfigürasyonda metal bir implantın kullanılabilirliği ve tendonu yakalama gücü araştırılmıştır. Metal implant kullanılmasının amacı, metal telin tensil kuvvetlere mevcut dikiş materyallerinin tümünden daha dirençli olmasıdır. Kullanılan metal implantın konfigürasyonu da, implantın tendon üzerinde kolay uygulanabilirliğini sağlamaya ve tendonu yakalama kapasitesini arttırmaya yönelik düzenlenmiştir. Daha güçlü bir tamir materyelinin, yüksek tendon yakalama kapasitesine sahip bir konfigürasyonla uygulanmasının, tamir sonrası erken harekete olanak vererek daha fizyolojik bir tendon iyileşmesi sağlanması hedeflenmiştir.

IV. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada 32 adet koyun aşil tendonu kullanıldı. Koyunlar kesim sonrasında bacaklarından asılmadıkları için, aşil tendonuna herhangi bir zarar verilmesi önlendi. Kesim sonrasında ilk iki saat içerisinde aşil tendonu, çevre yumuşak dokulardan ve common posterior fleksör tendonlardan keskin diseksiyon ile ayrıldı. Üzerindeki paratenon, tendona zarar vermeyecek şekilde açıldı. Tendon proksimalde, m. musklotendinöz bileşkeden ve distalde kalkaneusa yapışma yerinin 3 cm proksimalinden bistüri ile kesildi. Çalışmada, metal implantın kullanılabilirliği ve tendon tutma kapasitesi ölçüleceği için tendonların distal uçlarına herhangi bir işlem uygulanmadı (35).

Taze dondurulmuş tendon ile, bekletilmemiş tendonların arasında biyomekanik açıdan fark oluşmadığı için, tendonlar metal implantlar Model 1 ve Model 2 yerleştirildikten sonra gerdirme yapılana kadar -23 derecede saklandılar (9).

Metal implantların elde edilişi

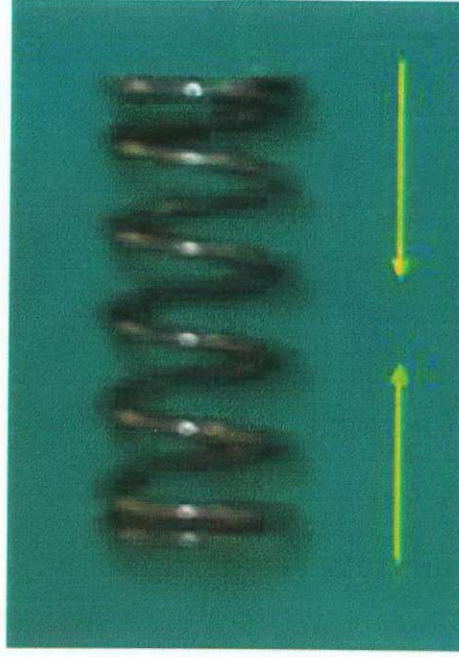
Bu çalışmada, aynı maddeden yapılmış, fakat değişik konfigürasyonda iki adet metal implant elde edilerek, bu konfigürasyonların tendon tutma kapasiteleri hem birbirleriyle, hem de Bunnel ve locking-loop dikis teknikleriyle karşılaştırıldı.

İmplantlar paslanmaz çelikten yapılmış, 0,8 mm'lik Kirschner tellerinden (K-teli) (Tasarım Med Limited Şirketi, İstanbul) üretildi. Bu, üretici firmadan elde edebildiğimiz en küçük çaplı K-teliydi. İmplantın konfigürasyonunun belirlenmesinde, tendonu yakalama gücünün yüksek, tendon fizyolojisine olumsuz etkisinin az (tendonun dolaşımını daha az etkileyecek), ve tendona tatbikinin kolay olması göz önüne alınan faktörler

oldu. Ayrıca, tasarlanan konfigürasyonun teknik olarak yapılabilirliği de çok önemli bir belirleyici faktördü. Tüm bu unsurlar biraraya getirilerek konfigürasyonun iskeletinin “helezon” şeklinde olmasına karar verildi ve bu iskelet üzerinde çalışılmaya, en uygun modifikasyonların elde edilmesine geçildi.

Çeliğe helezon şeklinin verilmesi, aslında, kabaca “yay” üretimini tarif etmektedir. Bu sebeple, çalışmanın ilk basamağını, yay imalatı yapan çeşitli kuruluşlarla-fabrikalarla bağlantı kurulması ve bilgi alış verişinde bulunularak, düşüncemizin teknik olarak ne derece yapılabilir olduğunun anlaşılması oluşturdu. Çalışmada kullanmayı planladığımız koyun aşil tendonuna kolay uygulanabilir bir modelin teknik olarak yapılabilirliği üzerinde mutabakat sağlandıktan sonra (hem yapısal özellikler, hem de boyutları açısından), implantın elde edilmesi aşamasına geçildi. İmplantın elde edilmesi iki ayrı sanayi kuruluşunda yapılan çalışmalarla gerçekleştirildi.

Yaylar, distraksiyon ve kompresyon kuvvetine maruz kalan yaylar olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Distraksiyon yaylarının, kuvvet uygulandığında deforme olma olasılığı daha yüksektir, bu yüzden implantın elde edilmesinde kompresyon yayları tercih edildi (Şekil 2). Belirtilmesi gereken önemli bir nokta, modelimizin yay-helezon şeklinde olmakla birlikte tendona uygulandığında, araya giren yumuşak dokular (tendon dokusu) nedeniyle, yay özelliğini, yani kuvvet tatbik edildiğinde belirli bir tansiyonda esneme kabiliyetini, büyük ölçüde kaybetmesidir. Diğer bir deyişle, helezon konfigürasyonu, helezonun esneme (yaylanma) özelliğinden bağımsız olarak benimsenmiştir. Helezon konfigürasyonundaki implantın başlıca avantajları, tendonu daha iyi kavrayarak daha yüksek bir yakalama gücü yaratması, tendona kolay uygulanabilir olması, ve kuvvete maruz kaldığında tendon yapısına minimal zarar vermesi olarak özetlenebilir.



Şekil 2: Kompresyon yayları

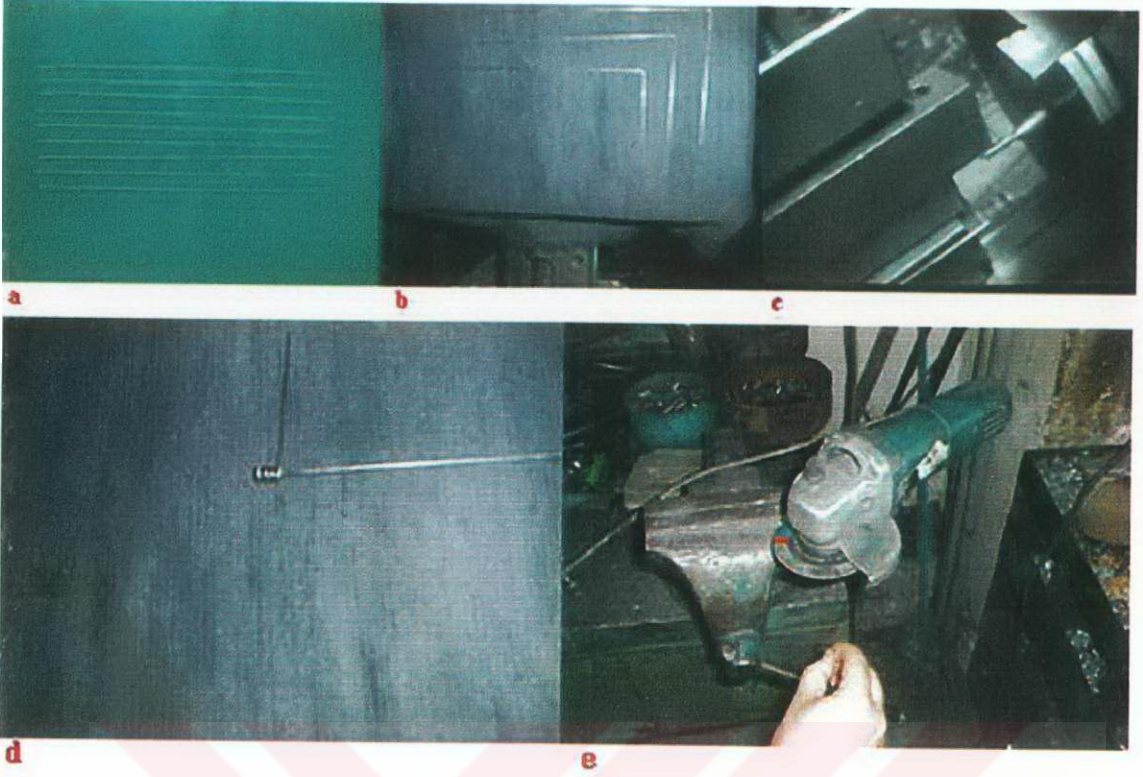
İmplantın “kaba” konfigürasyonu belirlendikten sonra, bu ortaya çıkartılan modelin teknik ayrıntıları üzerinde duruldu. İmplantın boyutları ne olacaktı? Burada en belirleyici faktörlerden biri, yaratılacak implantın sadece aşil tendon rüptürlerinde değil, aynı zamanda diğer tendon rüptürlerinde de (Ör. El fleksor tendonları) kullanılabilir olması düşüncesi oldu. Bu implant aynı zamanda, çalışmayı üzerinde gerçekleştireceğimiz koyun aşil tendonu için de uygun boyutlarda olmalıydı. Dolayısıyla, eldeki teknik olanaklarla oluşturulabilecek en küçük ebattaki implantın, implanttan beklenen avantajların (yüksek yakalama gücü, kolay uygulanabilirlik, tendon yapısına zarar vermemesi) korunması koşuluyla, üretimine geçildi.

İskeletini helezon oluşturmak suretiyle, iki farklı implant modeli, Model 1 ve Model 2, üretildi. İki farklı implant hazırlanması, daha önce benzer bir model olmadığından, en azından iki farklı metal implant modelinin kıyaslanmasıyla daha iyi bir konfigürasyona ulaşılabileceği düşüncesiyle gerçekleştirildi. Model 1’i 4 sarmallı bir helezon ve bu

helezonun ortasından geçen bir tel oluşturdu (Şekil 3a). Bu model tek parça idi; helezonun ortasından geçen tel, sarmalların oluşturduğu helezon yapının devamı olarak seyretti. Tele uygulanan kuvvetin yönü, helezonu oluşturan sarmalları (sistemi) komprese etmek üzere düzenlendi. Model 2 ise iki parçadan oluştu; yine, helezonu oluşturan 4 sarmaldan ve helezonun proksimal ucuna takılarak, sisteme kompresyon kuvveti uygulayan, T-Şeklinde ayrı bir telden (Şekil 3b) (T-Şeklindeki komponent hem teknik şartlar nedeniyle hem de sistem gerilmeye maruz kaldığında daha direncli olabilmesi için 1.5mm'lik K-telinden üretildi). Şekil 4, implantların ilgili sanayi kuruluşlarındaki yapım aşamalarını göstermektedir.



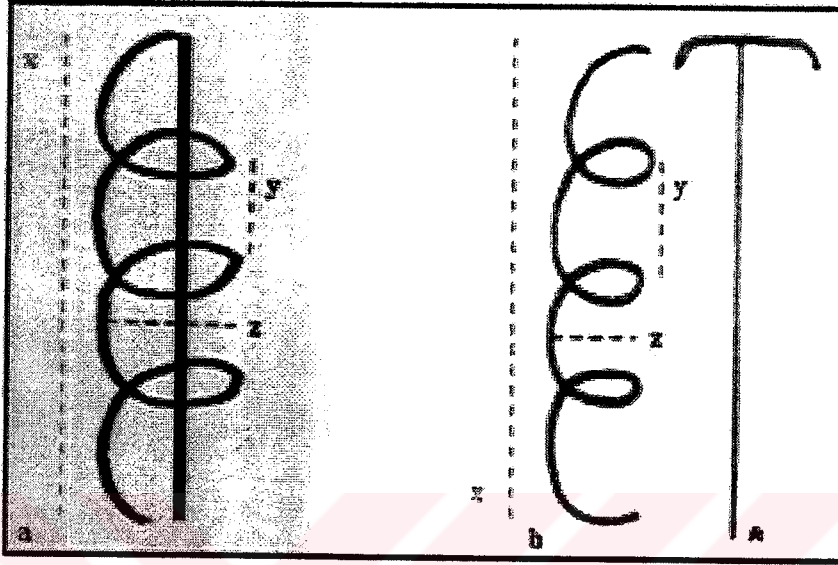
Şekil 3 a-b: a) Implant Model 1, ve b) implant Model 2



Şekil 4 a-b-c-d-e: İmplant Model 1'in yapım aşamaları. a) İmplantların üretildiği 0.8mm'lik K-tellerinin gösterilmesi, b) K-tellerinin 90 derece açı ile bükülmesi, c) K-telinin torna cihazında, 2.5mm çaplı mil çevresinde kendi üzerine sarılması, d) implantların torna cihazından çıktıktan sonraki görünümleri, e) İmplantların distal ucunun (tendona ilk tatbik edilen kısmın) taşlama cihazında keskinleştirilmesi (tatbiki kolaylaştırmak amacıyla).

Standardizasyon açısından helezonun yapısal özellikleri; sarmal çapı, sarmallar arası mesafe, ve helezonu oluşturan sarmal sayısı, her iki modelde sabit tutuldu. Sarmal çapını, daha önce belirtildiği üzere, implantın yapısal özellikleri bozulmadan, teknik olarak üretimi mümkün en küçük implantın elde edilebilmesi düşüncesi belirledi. Sarmallar arası mesafeyi belirlerken ise, helezonun yapısını muhafaza ederken, tendon yapısına daha az zarar vermek ve implantın uygulanımını kolaylaştırmak, düşünceleri göz önüne alındı; sarmallar arası mesafe çok azaltılırsa sarmallar arasına girecek tendon parçalarının daha çok zarar göreceği ve implantın, yine sarmallar arasına girecek dokular nedeniyle, uygulanımının zor olacağı düşünüldü. Sarmal sayısı ise, implantın tendon üzerinde

rahatlıkla kaç sarmal uygulanabildiğine göre belirlendi. Şekil 5a-b, Model 1 ve Model 2 ile ilgili teknik verileri ortaya koymaktadır.



x = implant uzunluğu = 7mm

z = sarmal çapı = 4mm

y = sarmallar arası mesafe = 1mm

K teli çapı = 0.3mm

(*T komponenti çapı = 1.5mm)

Şekil 5 a-b: a) İmplant Model 1, ve b) implant Model 2 ile ilgili teknik veriler.

İmplantların tendonlara uygulanması ve biyomekanik testler

İmplantların, Model 1 ve Model 2, üretim aşamaları tamamlandıktan sonra, sıra koyun aşil tendonlarına tatbik edilmelerine geldi. Kesilen tendonlardan, herbirinde 16 adet olmak üzere iki grup oluşturuldu. Grup 1'deki tendonlara implant Model 1 ve Grup 2'deki tendonlara implant Model 2 uygulandı. İmplant Model 1'in kendisi ve implant Model 2'nin helezon komponenti tendonlara klemp kullanılarak, antegrad yolla, uygulandı. Uygulama sırasında, klempin implanta zarar vermemesi için klemple implant arasına ince bir bez parçası yerleştirildi. İmplant Model 2'nin T-tel komponenti ise yine aynı klemple manuel olarak, T'nin kancaları

implantin en proksimal sarmalına takılana kadar, helezonun ortasından gönderildi. Her iki modelde de implantların tatbiki tendonun distal ucunun 15mm proksimalinden başladı ve implantlar tendonun longitudinal eksenine boyunca ilerletilerek, tendon kitlesine, sadece en proksimal sarmal tendon yüzeyinde kalacak şekilde, gömüldü. İmplantların tendona giriş noktasının kesi yerine olan uzaklığının (15mm) belirlenmesinde, hem sarmalların tendona tam olarak gömülebilmesi, hem de sarmalların bitiş noktasıyla kesi yeri arasında belli bir mesafe (implantların sarmallar tarafından oluşturulan kısımları 7 mm idi, sarmalların bitimiyle kesi alanı arasında da bu kadarlık bir mesafe bırakılması öngörüldü) olması göz önüne alındı. Her iki modelin uygulanması sırasında helezonun ortasından geçen telin (Model 1'de helezonun devamı, Model 2'de T-tel komponenti), tendonun distal yüzey alanının (kesi alanının) tam ortasından geçmesine dikkat edildi. Bunun, biyomekanik testler sırasında daha sağlıklı sonuçlar vermesi açısından (tensil kuvvelerin daha eşit dağılmasını sağlayarak) anlamlı olabileceği düşünüldü. Her bir koyun aşil tendonuna, tendon boyutlarının izin verdiği ölçüde, 1 adet implant uygulandı, dolayısıyla kesi yerinden 1 adet tel-tamir materyali geçti. Şekil 6, implant Model 1 ve Model 2'yi koyun aşil tendonlarına tatbik edilmiş halde göstermektedir. Hiçbir tendonun distal parçasına bir işlem uygulanmadı ve metal telin kesi yerinde kalan parçaları 8 cm uzunlukta olacak şekilde eşitlendi.

Biyomekanik incelemeler İstanbul Teknik Üniversitesi (İ.T.U) Kimya ve Metalurji Mühendisliği, Metalurji Bilim Dalı'nda Instron (elektrohidrolik model 1321B Canton, MA) kullanılarak yapıldı (Şekil 7a-b).

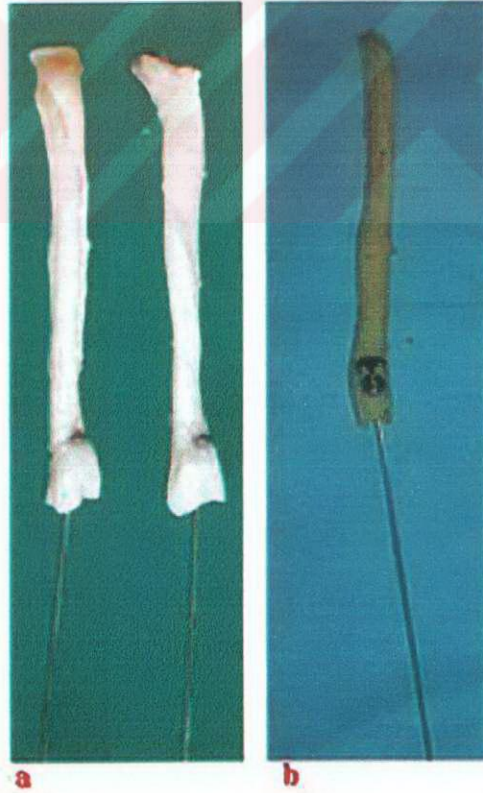
Biyomekanik incelemenin yapılacağı gün, tendonların oda sıcaklığında çözülmeleri beklendi ve kurumalarını önlemek için, aralıklı olarak Ringer Laktatlı solüsyon ile ıslatıldılar (9).

Instron'un keskin klemplerinin tendonu sıyırmasını önlemek için,

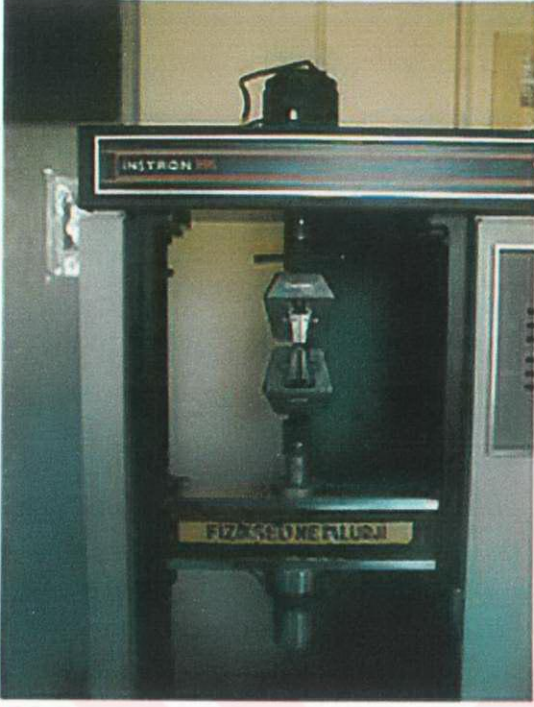
tendon uçları iki adet alüminyum plaka arasına konulup, daha sonrasında Instron'un klempleri arasına yerleştirildi. Aynı şekilde, tendonun distalinde bulunan serbest metal telin ucu da alüminyum plakalar arasına konularak klemplerle sıkıştırıldı (Şekil 8a-b).

Instron 20mm/dk çekme hızına ayarlandı. Gerdirme (çekme) işlemi, metal implant tendondan tamamen sıyrılanaya kadar devam etti. Elektronik sistem ile grafik kağıdı üzerinde zaman-güç (kgf) eğrisi oluşturuldu. Bu eğride gücün tepeye ulaştıktan sonra düşmeye başladığı nokta maksimum güç olarak kaydedildi.

İstatistiksel işlemler Marmara Üniversitesi Bioistatistik Anabilim Dalı'nda yapıldı. Değerlendirmelerde, ANNOVA yöntemi kullanıldı. $P < 0.05$ şeklindeki değerler istatistiksel açıdan anlamlı kabul edildi.



Şekil 6 a-b: a) Implant Model 1, ve b) implant Model 2'nin koyun aşil tendonuna tatbik edilmiş halde gösterilmesi.

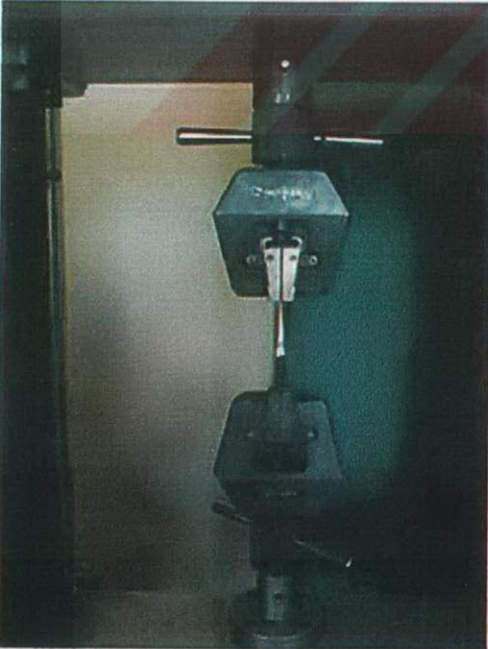


a

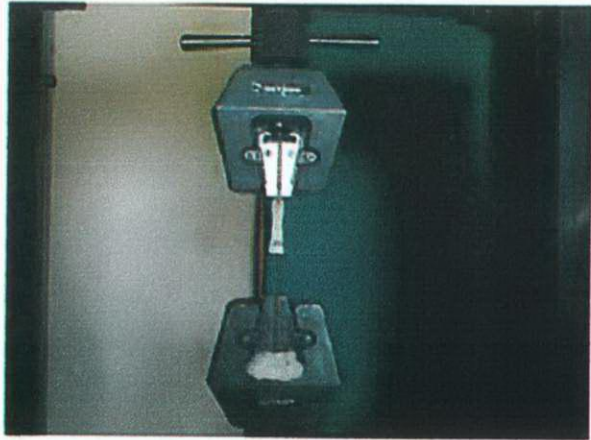


b

Şekil 7 a-b: Biyomekanik testlerin yapıldığı Instron cihazı.



a

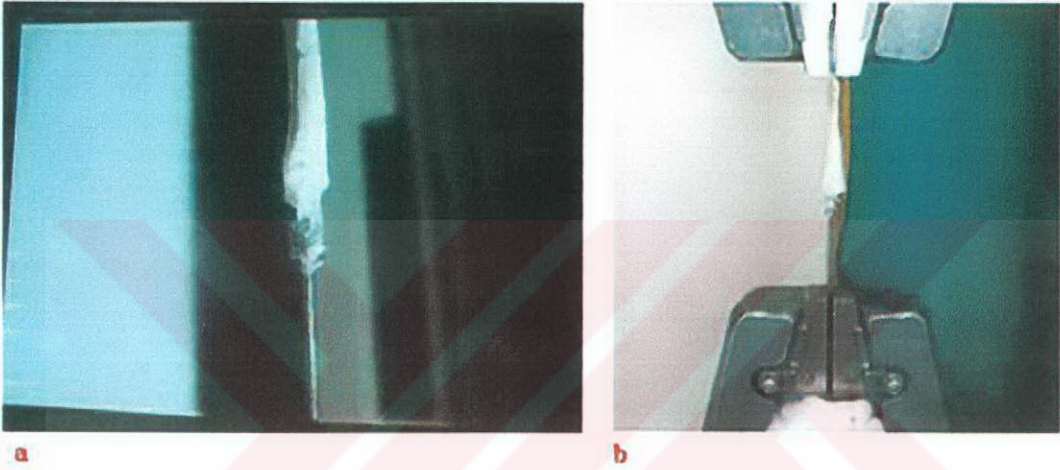


b

Şekil 8 a-b: a) Implant Model 1, ve b) implant Model 2'nin tendona tatbik edilmiş halde, gerdirme öncesi Instron cihazında gösterilmesi.

V. SONUÇLAR

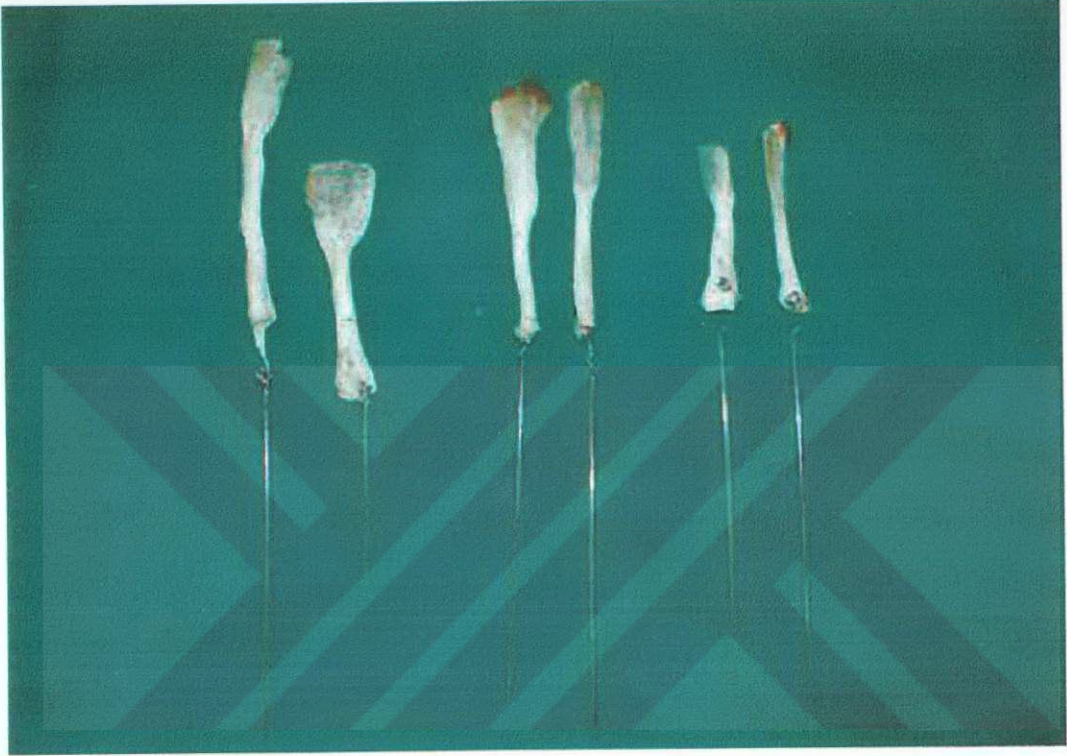
Tüm testler esnasında yetmezlik, implant Model 1 için, 4 tendonda implantın kopması, diğer tüm tendonlarda implantın tendondan sıyrılması şeklinde oluştu (Şekil 9a). İmplant Model 2'de ise hiçbir denemede implantın kopması ile karşılaşılmadı, tüm denemelerde yetmezlik implantın tendondan sıyrılması şeklinde meydana geldi (Şekil 9b).



Şekil 9 a-b: a) İmplant Model 1, ve b) implant Model 2'nin Instron cihazında gerdirme sırasında tendondan sıyrılmış halde gösterilmesi.

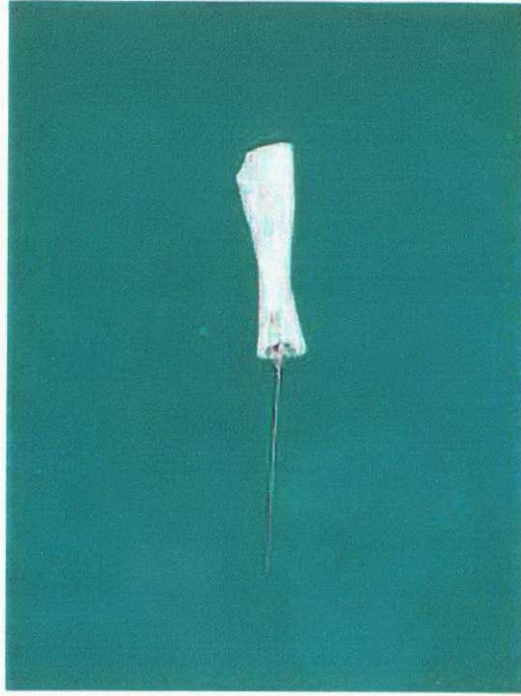
Gerdirme esnasında kopan implant Model 1'lerin incelenmesinde, kopmanın K-telinin helezonun ortasından geçmek üzere büküldüğü, 90 derecelik dirsek yaptığı, noktadan oluştuğu gözlemlendi (Şekil 10). Kalan implant Model 1'ler tendondan sıyrılma sürecinde, Instron cihazında gerdirme esnasında, tatbik edildiği tendonların bir kısmında (7 tendon) liflenme meydana getirirken, kalanlarda (9 tendon) liflenme oluşturmadan, sarmalların arasına giren tendon dokusuyla birlikte oluk şeklinde ayrıldı. Test sonrası incelenen tüm Model 1 implantlarda (hem gerdirme esnasında kopanlar, hem de tendondan sıyrılanlar) konfigürasyonun bozulmuş olduğu, implantın tensil kuvvetlerin etkisiyle deforme olduğu, görüldü (Şekil 10). İmplant Model 2 tendondan sıyrılma sürecinde, tendonda

liflenme meydana getirmedi. Tüm implantlar, tendondan sarmalların arasına girmiş olan tendon dokusunu da alarak oluk şeklinde sıyrıldı. Ayrıca, implantların test sonrası incelemelerinde, uygulanan tensil kuvvetler sonucu deforme olmadıkları, orijinal konfigürasyonlarını korudukları saptandı (Şekil 11).



Şekil 10: Gerdirme işlemi sonrası kopmuş ve deforme olmuş implant Model 1'lerin gösterilmesi. İmplant Model 1'in tendonlarda liflenme meydana getirdiği de görülmektedir.

Tablo 1, implant Model 1 ve implant Model 2'nin uygulanımı ile gerçekleştirilen biyomekanik testlerin sonuçlarını ve aynı zamanda, kliniğimizde daha önce aynı şartlarda yapılmış olan bir biyomekanik çalışmanın (22); 5 Ticon kullanılarak uygulanan Bunnel ve locking-loop konfigürasyonlarının sonuçlarını vermektedir.



Şekil 11: Gerdirme işlemi sonrası implant Model 2'nin gösterilmesi. Implantlarda kopma veya deformasyon olmadığı, ve implantların tendonda liflenme meydana getirmediği görülmektedir.

Tablo 1: Biyomekanik testlerin sonuçları.

	Model 1	Model 2	Bunnell	Locking-Loop
1. tendon	*17,5 KGF	29 KGF	15 KGF	21,5 KGF
2. tendon	18 KGF	31 KGF	17 KGF	23,5 KGF
3. tendon	21 KGF	30 KGF	25 KGF	24,5 KGF
4. tendon	21,5 KGF	27 KGF	21 KGF	17 KGF
5. tendon	19 KGF	25 KGF	14 KGF	22,5 KGF
6. tendon	23 KGF	28 KGF	16 KGF	18 KGF
7. tendon	20 KGF	29 KGF	22 KGF	23,5 KGF
8. tendon	17 KGF	30 KGF	21 KGF	24 KGF
9. tendon	24 KGF	31 KGF	24 KGF	22,5 KGF
10. tendon	20 KGF	25 KGF	19 KGF	21 KGF
11. tendon	*16 KGF	25 KGF	19 KGF	18,5 KGF
12. tendon	23 KGF	27 KGF	18,5 KGF	19,5 KGF
13. tendon	25 KGF	27,5 KGF	19,5 KGF	24 KGF
14. tendon	*15 KGF	25,5 KGF	24 KGF	24 KGF
15. tendon	*15,5 KGF	31 KGF	24 KGF	25 KGF
16. tendon	22 KGF	28,5 KGF	23 KGF	24,5 KGF

* Yetmezliğin K-telinin büküm noktasından kopması sonucu olduğu implant Model 1'ler.

Ortalama tensil güç implant Model 1 için 22,7 KGF (SD+/- 1,6), implant Model 2 için 28,3 KGF (SD+/- 3,8), ve Bunnell ve locking-loop dikiş teknikleri için sırasıyla 20,16 KGF (SD+/-4,3) ve 22,09 KGF (SD+/- 4,1) olarak bulunmuştur. Bunnell ve locking-loop dikiş teknikleri için belirtilmiş olan veriler, daha önce yapılmış olan ilgili çalışmadan alınmış, bu tez çalışması sırasında tekrarlanmamıştır. Her iki tezdeki ortak paydaların; tamir tekniklerinin koyun aşil tendonunda uygulanması, tendonların elde ediliş ve saklanma yöntemlerinin aynı oluşu, ve biyomekanik testlerin aynı koşullarda yapılmış olması, çok oluşu nedeniyle, diğer tezden alınan verilerin güvenilir ve kullanılabilir olduğu düşünülmüştür.

Belirtilmesi gereken önemli bir nokta, ölçülen değerlerin, kullanılan tekniklerin (ister metal implantlar ister dikiş teknikleri için olsun) 1 birimlerine karşılık geldiğidir. Dikiş tekniklerinin 1 birimi, konfigürasyonları itibariyle, kesi yerinden 2 strand geçişini zorunlu kılar, fakat bizim tasarladığımız metal implantlarda kesi yerinden sadece 1 tel geçmektedir.

İstatistiksel açıdan karşılaştırıldığında, implant Model 1, Bunnell, ve locking-loop dikiş teknikleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($P>0,005$), implant Model 2'nin tendon tutma gücünün her üçünden de anlamlı şekilde fazla olduğu görüldü ($P<0,001$).

VI. TARTIŞMA

Günümüzde aşıl tendon rüptürlerinin tedavisinde tercih edilen tedavi yöntemi cerrahi onarım ve erken harekettir. Operatif tedavide amaç, mümkün olduğunca güçlü dikiş teknikleriyle tendon fizyolojisini bozmadan tendon uçlarını birbirine yaklaştırmak, böylece tendon iyileşmesi sırasında immobilizasyon süresini kısaltmak ve fizyolojik bir iyileşme sağlayabilmektir (30, 78, 80). Tendon tamiri sonrası, tendona erken hareket verilmesiyle iyileşmenin hızlandığı, çevre dokulara yapışıklığın azaldığı ve iyileşme dokusunun kalitesinin arttığı bilinmektedir (30, 47, 79, 80). Güçlü tamir ile elde edilecek fizyolojik bir iyileşme sonucunda kas atrofisinin engellenmesi, plantar fleksiyon gücünün korunması, rerüptür oranlarının en aza indirilmesi, ve hasta memnuniyetinin en üst düzeye çıkarılması mümkündür.

Bir tendon onarımında, onarımın gücü iki değişkene bağlıdır. Bunlar, onarımda kullanılan materyalin tensil kuvvetlere karşı gösterdiği direnç ve bu materyalin tendonu yakalama gücüdür (53). Onarım materyeli olarak dikiş kullanıldığında, yakalama gücü dikiş konfigürasyonu ve tendonun fiziki özellikleriyle bağlantılıdır; çok iyi bir dikiş konfigürasyonu liflenmiş bir tendondan sıyrılabileceği gibi, kötü bir konfigürasyon da sağlam bir tendondan sıyrılabılır (57). Özetle onarım gücünü tendon dokusunun kalitesi, kullanılan materyelin direnci ve materyelin (dikişin) konfigürasyonu belirler. Ortopedik cerrah bunlardan son ikisini, yani materyel direncini ve dikiş konfigürasyonunu kontrol edebilir.

Cerrahi tekniklerin gelişmesi ve tendon iyileşme fizyolojisinin daha iyi anlaşılmasıyla, cerrahi sonrasındaki immobilizasyonun mümkün olan en fizyolojik düzeye indirilmeye çalışıldığı görülmektedir (30, 78, 80). Kellam, 8

haftalık ekinde immobilizasyon sonrasında 7 hafta süreyle topuk yüksekliği kullanmıştır (42). Bradley ve Cetti operatif tedavi sonrasında 6 haftalık ekin pozisyonunda immobilizasyon, takiben 3 haftalık yürüme alçısı kullanmışlardır (11, 15). Leppilahti immobilizasyon süresini daha da kısaltarak 3 hafta ekin pozisyonunda, daha sonra da 3 hafta nötral pozisyonda immobilizasyonu kullanmıştır (49). Diğer taraftan Rantanen, aynı şekilde tedavi edilen hastalardaki karşılaştırmalı çalışmasında, immobilizasyonun nötral pozisyonda olmasının sonucu olumsuz etkilemediğini ve nötral pozisyonda tutulan ayaklarda, ekinde immobilize edilenlere göre tendon iyileşmesinin klinik olarak daha hızlı olduğunu belirterek, operatif tedavi sonrasında nötral pozisyonda immobilizasyonu önermiştir (68). Bazı yazarlar ise, kati şekilde yapılan immobilizasyonun gereksiz olduğunu belirtmektedirler. Carter, operatif tedavi sonrasında dorsifleksiyonu kısıtlı ve plantar fleksiyonu serbest olan 8 haftalık ortez kullanımının başarılı sonuçlar verdiğini belirtmiştir (14). Lieberman, 5 Dacron vasküler greft kullanımı sonrasında immobilizasyon uygulamamış ve yara iyileşmesi sonrasında yarım ağırlıkla basmaya izin verilmiştir (52).

Literatür incelendiğinde, tendon rüptürlerinin tamirinde ideal yöntemin belirlenmesine yönelik birçok çalışma yapılmış olmakla beraber, bunların çoğunluğunun iyi planlanmamış çalışmalar olduğu görülmektedir. Bu çalışmalarda genellikle, sık kullanılan, değişik dikiş konfigürasyonları (Ör. Kessler, Bunnell, locking-loop) birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Watson ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 1 Ethibond kullanılarak Kessler, Bunnell ve locking-loop konfigürasyonları karşılaştırılmış ve tüm denemeler dikiş materyelinin kopmasıyla sonuçlanmıştır (83). Bu nedenle kesi yerinden 2 strand geçen Kessler ve Bunnell konfigürasyonlarının tendon tutma güçleri birbirine eşit, 4 strand geçen locking-loop'unki ise bunların iki katı olarak bulunmuştur. Dolayısıyla tamirin gücünü suture

materyalinin gücü belirlemiş, ve materyalin gücü tekniklerin tendonu tutma gücüne ulaşamamıştır. Bu çalışma, değişik dikiş konfigürasyonlarının tendonu yakalama güçlerini, dolayısı ile aralarında fark olup olmadığını gösterememiştir (20).

Mortensen'in (61) yaptığı benzer bir çalışmada ise 37 aşıl tendonunda, dikiş materyeli olarak 0 Ticon kullanılarak, Bunnell, Mason-Allen ve Savage teknikleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada sadece altı olguda başarısızlık, dikiş materyelinin tendondan sıyrılması sonucu olmuş, diğer tüm denemeler dikiş materyelinin kopmasıyla sonuçlanmıştır. Bu çalışmada da tekniklerin yetersizlik nedeni dikiş materyalinin kopması olduğu için, ölçümler tekniğin tendonu yakalama gücünden çok, dikiş materyalinin dayanma gücünü göstermiştir. El fleksör tendonlarında yapılan ve dikiş tekniklerinin tensil güçlerini karşılaştıran çeşitli çalışmaların da büyük bölümünde yetersizlik nedeninin dikiş materyalinin kopması olduğu görülmektedir (27, 31, 47, 70, 74, 78, 80, 82).

Yapılan bu çalışmalardaki olumsuzluklar (dikiş materyalinin gücünün, kullanılan tekniklerin tendonu yakalama gücüne ulaşamaması olması ve ölçümlerin yapımında standardizasyonun sağlanamaması-strand sayılarının eşit olmaması), değişik suture konfigürasyonlarının tendon yakalama güçleri arasında fark olup olmadığının, yakın bir zamana kadar öğrenilememesine neden olmuştur. Kessler, Bunnell ve locking-loop gibi tendon tamirlerinde sık kullanılan dikiş konfigürasyonlarının, tendon yakalama güçleri arasındaki farkı güvenilir şekilde ortaya koyan ilk çalışma, yakın bir zamanda, Esemeli ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (22). Bu çalışmada tüm dikiş tekniklerinde, kesi yerinden geçen strand sayısı eşitlenerek standardizasyon sağlanmıştır; tüm teknikler için kesi yerinden iki sıra dikiş geçirilerek, tekniklerin asgari tendon yakalama güçleri ölçülmüştür. Ayrıca, kullanılan dikiş materyalinin gücünün,

tekniklerin tendon tutma kapasitesine ulaşabilmesi mümkün kılınarak, yetersizliğin suture materyelinin kopmasından kaynaklanması önlenmiştir. Çalışmada dikiş materyali olarak 5 Ticron kullanılmıştır, ve 5 Ticron'un tek sırasının tensil kuvvetlere ortalama dayanma gücü 12,54 kgf'dir (Üretici firma bilgisi-Ethicon, NJ). Çalışmada kullanılan tüm dikiş tekniklerinde tendon kesi yerinden iki sıra geçtiği için, toplamda 25,8 kgf dayanma gücü vardır. Bu çalışma göstermiştir ki, daha karmaşık olan Bunnell ve locking-loop dikiş konfigürasyonlarının tendon tutma kapasiteleri, Kessler'e göre daha yüksektir.

Yapılan tüm bu çalışmalardan çıkan ortak sonuç, aşil tendon rüptürü tamirinde kullanılan mevcut tekniklerle, hem kullanılan dikiş materyali hem de uygulanan konfigürasyon açısından, ulaşılan noktanın erken tendon hareketine izin verecek, dolayısıyla daha fizyolojik bir tendon iyileşmesini sağlayacak düzeyde olmadığıdır. Tamir gücünü arttırmak için daha karmaşık konfigürasyonların tasarlanmasına gerek yoktur, kesi yerinden geçen materyal sayısını arttırmak daha doğru bir düşüncedir. Ayrıca, karmaşık bir dikiş konfigürasyonunun tendon dolaşımını bozacağı ve yapışıklıklara yol açarak klinik sonuçları etkileyeceği açıktır (64). Karmaşık dikiş konfigürasyonlarının bir diğer dezavantajı ise, tensil kuvvetlere maruz kaldıklarında tendonda ileri derecede liflenme meydana getirmeleridir.

Bu konuyla ilgili bir kadavra çalışmasında "Triple bundle" ve locking-loop (Krakow) dikiş teknikleri 1 Ethibond kullanılarak karşılaştırılmış, ve kesi yerinden 6 strand geçen "Triple bundle" tekniğinin gücü, 4 strand geçen locking-loop'a göre yaklaşık üç kat fazla bulunmuştur (38). Yazarlar, aradaki bu oldukça belirgin farkın oluşmasındaki en önemli etkenin strand sayısı olduğunu belirtmişlerdir. "Triple bundle" tekniğinin diğer bir avantajının da düğümün kesi yerinden uzakta atılması olduğunu

vurgulamışlardır (Krakow locking-loop tekniğinde düğüm kesi yerinde atılmaktadır). Tabii ki, oldukça karmaşık bir konfigürasyona sahip “Triple bundle” tekniğinin, canlı tendonda tatbik edildiğinde, belirgin doku hasarı ve vasküler oklüzyon yaratacağı olası bir sonuçtur. Tüm bu faktörler bir araya geldiğinde açıkça görülmektedir ki, daha güçlü tamir, erken tendon hareketi, ve fizyolojik bir iyileşme için alternatif arayışlar içine girilmesi, yani dikiş dışında tamir materyallerinin ve mevcut konfigürasyonlar dışında konfigürasyonların araştırılması şarttır.

Çalışmamızın başlangıç safhasını bu arayışlar şekillendirdi; daha güçlü bir tamir tekniğine nasıl ulaşılabilir sorusundan ve tekniğin tamir gücünün kullanılan materyal ve konfigürasyona bağlı olduğu şeklindeki literatür bilgisinden yola çıkarak, daha önce denenmemiş bir tamir materyali ve konfigürasyonunun tasarlanması çabası içine girildi. Aşıl tendon rüptürlerinin tamirinde alternatif bir tekniğin uygulanabilirliği test edilerek, erken tendon hareketine izin verecek daha güçlü bir tekniğe ulaşmak amaçlandı. Bu amaca ulaşmak için tensil kuvvetlere karşı direnci daha yüksek olan bir tamir materyaline, literatürde bugüne kadar uygulanmamış, tendon kavrama gücünün yüksek olacağı düşünülen bir konfigürasyon verildi. Paslanmaz çelikten imal edilmiş, “helezon” konfigürasyonundaki metal implantların tendon tutma kapasiteleri, koyun aşıl tendonu üzerinde yapılan biyomekanik testlerle ölçüldü.

Metalden (paslanmaz çelik) oluşan bir tamir materyalinin, tensil kuvvetlere karşı direncinin dikiş materyallerine göre daha yüksek olacağı açıktır. İmplantın konfigürasyonunun tasarlanmasında ise bazı genel kültür ve medikal bilgilerin sentezi yapılmıştır; 1) insanların tarih boyunca yumuşak maddeleri (dokuları) kuvvetli bir şekilde çekebilmek için kullandığı aletlerden biri türbişon benzeri, helezon şeklinde, yapılarıdır, 2) kullanılacak uygun konfigürasyonda bir implantın tendon yakalama gücü

mevcut dikiş konfigürasyonlarına göre daha yüksektir, 3) tendona kolay uygulanabilir, basit bir metal implantın tendon fizyolojisine vereceği zarar, karmaşık dikiş konfigürasyonlarına göre daha azdır.

Çalışmamızda, metal implantların tendon tutma kapasiteleri hem birbirleriyle hem de, Esemenli ve arkadaşlarının (22) çalışması baz alınarak, Bunnell ve locking-loop dikiş teknikleri ile karşılaştırılmıştır. İmplant Model 1, Bunnell, ve locking-loop dikiş tekniklerinin tendon kavrama güçleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken, implant Model 2'nin tendon tutma gücünün her üçünden de anlamlı şekilde fazla olduğu görülmüştür. İmplant Model 1 ve Model 2'nin tendon tutma kapasiteleri arasındaki anlamlı fark, implant Model 2'nin daha iyi bir konfigürasyona sahip olduğu şeklinde açıklanabilir. T-şeklindeki tel komponentin, kuvveti sarmalların her iki tarafına dengeli olarak paylaştığı, dolayısıyla implanta eşit yük dağıttığı düşünülmektedir. Ayrıca, implant Model 2'nin, implant Model 1'de olduğu gibi bir bükülme noktası, diğer bir deyişle zayıf noktası da bulunmamaktadır.

Akla gelebilecek bir soru, metal implantların ve dikiş tekniklerinin kesi yerinden geçen tamir materyali açısından eşit olmamasının (metal implantlarda tek sıra tel, dikiş tekniklerinde iki sıra dikiş materyali) karşılaştırmanın standardizasyonu açısından sorun yaratıp yaratmayacağıdır. Fakat şu belirtilmelidir ki, burada karşılaştırılan metal implantların ve dikiş tekniklerinin bir birimlerinin tendon tutma kapasiteleridir, dolayısıyla karşılaştırma mümkündür ve aslında, zorunlu olarak, böyle yapılmalıdır. Kesi yerinden iki sıra tel geçirilmesi (bu durum koyun aşil tendonunda pratik olarak zaten mümkün değildir), ancak iki adet implant kullanılması ile mümkün olur, ve o zaman ölçülen iki birim implantın tendon tutma kapasitesidir. Metal implantların, koyun aşil tendonu yerine daha büyük ebatlarda bir tendona, örneğin insan aşil

tendonuna, tatbiki pratik olarak daha fazla sayıda implant kullanımına olanak verir, ve kesi yerinden geçen tamir materyali sayısındaki artışa paralel olarak tamirin gücü de artar.

İmplant Model 1 ve Model 2'nin, tendon tutma kapasiteleri yanında tensil kuvvetlere karşı reaksiyonları arasında da belirgin farklar saptanmıştır. Gerdirme esnasında, implant Model 1'lerin tümünde deformasyon, ve bazılarında telin bükülme noktasında kopma gözlenirken, implant Model 2'de deformasyon ve kopma görülmemiştir. Bu sonuçlar da implant Model 2'nin tensil kuvvetlere maruz kaldığında, konfigürasyonu itibarıyla, kuvveti tüm implant boyunca daha eşit dağıtılabilmesine bağlanmıştır.

Bu çalışmada, aşıl tendon rüptürlerinin tamirinde daha güçlü bir tekniğe ulaşma yönünde alternatif bir düşüncenin, bir modelin uygulanabilirliği test edilmiştir. Tamir gücü daha yüksek bir tekniğe ulaşılarak tendona erken harekete başlanması hedeflenmiştir, ve bu hedefe ilerleyen adımların ilki atılmıştır. Çok açıktır ki, bugün için mevcut olan tamir teknikleriyle aşıl tendon rüptürleri sonrası erken harekete başlamak, hastaların erken yük vermelerine izin vermek mümkün değildir. Bu kısıtlılıklar da daha fizyolojik bir tendon iyileşmesi sağlanmasını engellemektedir. Dolayısıyla, tamir gücünü etkileyen değişkenler, tamir materyalleri ve konfigürasyonlar, üzerinde alternatif düşünceler üretilmeli, farklı açılımlar denenmelidir. Bu çalışma, böyle bir açılımın başlangıcı olarak kabul edilmelidir. İlerde kliniğe yansıyan sonuçların alınabilmesi için, sonraki adımların atılması, yani tendon uçlarının bu modelin geliştirilmesi suretiyle birleştirilmesi ve takiben bunun canlı-hayvan çalışmalarında klinik uygulamasının görülmesi gerekmektedir.

VII. ÖZET

Aşil tendon rüptürü, özellikle spor yapan, orta yaşta erkeklerde sık görülen bir patolojidir. Tedavisinde, sonuçlarının daha başarılı olması nedeniyle, operatif yöntemlerle tamir tercih edilmektedir. Cerrahi sonrası erken harekete başlanması ve fizyolojik bir iyileşmenin sağlanabilmesi için kullanılan dikiş tekniğinin güçlü olması gerekir. Dikiş tekniğinin gücünü belirleyen iki temel faktör vardır, bunlar kullanılan dikiş materyalinin gücü ve uygulanan dikiş konfigürasyonunun tendon tutma kapasitesidir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki, aşil tendon rüptürü tamirinde kullandığımız mevcut teknikler erken tendon hareketine izin verecek, dolayısıyla daha fizyolojik bir tendon iyileşmesi sağlayacak düzeyde değildir. Bu çalışmada, tamir gücü daha yüksek bir tekniğe (hem tamirde kullanılan materyal, hem de konfigürasyon açısından) ulaşılarak tendona erken harekete başlanması hedeflenmiştir, ve bu hedefe ilerleyen adımların ilki atılmıştır. İki farklı konfigürasyonda tasarlanan metal implantlardan (implant Model 1 ve Model 2), tensil kuvvetleri daha eşit dağıtabilen implant Model 2'nin, hem implant Model 1'e hem de Bunnell ve locking-loop dikiş tekniklerine kıyasla daha yüksek bir tendon tutma kapasitesine sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca, implant Model 2'nin, tensil kuvvetlerin implantı deforme edici etkisine karşı da daha dirençli olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışma, aşil tendon rüptürlerinde daha güçlü bir tamir tekniğine ulaşma yönünde alternatif bir açılım olarak kabul edilmeli, ve ileride kliniğe yansıyan sonuçların alınabilmesi için, sonraki adımların, yani tendon uçlarının bu modelin geliştirilmesi suretiyle birleştirilmesi, ve takiben bunun canlı-hayvan çalışmalarında klinik uygulamasının görülmesi gerektiği bilinmelidir.

VIII. EK BİLGİLER

Marmara Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Osman Güven'e asistanlık dönemim boyunca verdiği eğitim ve bilimsel çalışmalara verdiği destekten dolayı teşekkür ederim. Bu eğitim döneminde hastalara yaklaşımda ve değerlendirmede, bilimsel çalışmalara ve bu teze danışman olarak katkılarından dolayı Prof. Dr. Tanıl Esemeli'ye de teşekkürü borç bilirim. Ayrıca kendi alanlarında verdikleri yoğun ortopedik eğitimin yanısıra, her konuda desteklerini tüm asistanlık hayatım boyunca hissettiğim Doç. Dr. Selim Yalçın, Doç. Dr. Mustafa Karahan, ve Doç. Dr. Cihangir Tetik'e sonsuz teşekkür ederim. Önce asistan, daha sonra öğretim görevlisi olarak beraber çalıştığımız Yrd. Doç. Dr. Murat Bezer'e ve tüm asistan arkadaşlarıma bu yoğun eğitim dönemini benle paylaşmalarından dolayı teşekkür ederim.

Bu tezin yapım aşamasında emekleri geçen asistan arkadaşlarım Dr. Evrim Şirin ve Dr. Umut Akgün'e, Standart Yay Sanayi ve İncircioğlu Vantilatör Sanayi çalışanlarına, ve İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya ve Metalurji Bölümü öğretim görevlilerinden Doç. Dr. Kelami Sesen'e teşekkür ederim.

IX. REFERANSLAR

- 1) Abraham E, Pankovich AM: Neglected rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg* 57A: 253-255, 1975.
- 2) Abrahamsen K: Ruptura tendinis Achillis. *Ugeskr Laeger* 85: 279-285, 1923.
- 3) Aldam CH: Repair of calcaneal tendon ruptures. A safe technique. *J Bone Joint Surg* 71B: 486-488, 1989.
- 4) Arner O, Lindholm A: Histologic changes in subcutaneous rupture of the Achilles tendon. *Acta Chir Scand* 116: 484-490, 1958.
- 5) Arner O, Lindholm A: Subcutaneous rupture of the Achilles tendon: a study of 92 cases. *Acta Chir Scand (Suppl)* 239: 1-51, 1959.
- 6) Astrom M, Westin N: Blood flow in the human Achilles tendon assessed by laser Doppler flowmetry. *J Orthop Res* 12: 246-252, 1994.
- 7) Barfred A, Trods M: Achilles tendon rupture. Aetiology and pathogenesis of subcutaneous rupture assessed on the basis of the literature and rupture experiments in rats. *Acta Orthop Scand (Suppl)* 152: 25, 1973.
- 8) Beskin J, Sanders RA, Hunter SC: Surgical repair of Achilles tendon rupture. *Am J Sports Med* 15: 1-8, 1987.
- 9) Bhatia D, Tanner KE, Bonfield W: Factors affecting the strength of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 17B: 550-552, 1994.
- 10) Bosworth DM: Repair of defects in the tendo Achillis. *J Bone Joint Surg* 38A: 111-114, 1956.
- 11) Bradley JP, Jibone JE: Percutaneous and open surgical repairs of Achilles tendon ruptures. A comparative study. *Am J Sports Med* 18: 188-195, 1990.

- 12) Carden DG, Noble J, Chalmers J, Lunn P, Ellis J: Rupture of the calcaneal tendon. The early and late management. *J Bone Joint Surg* 69B: 416-420, 1987.
- 13) Carr AJ, Norris SH: Microvascular anatomy of calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg* 71B: 100-101, 1989.
- 14) Carter TR, Fowler PJ, Blokker C: Functional postoperative treatment of Achilles tendon repair. *Am J Sports Med* 20: 459-462, 1992.
- 15) Cetti R, Christensen SE, Ejsted R, Jensen NM, Jorgensen U: Operative versus nonoperative treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study and review of the literature. *Am J Sports Med* 21: 761-799, 1993.
- 16) Coombs RRH: Prospective trial of conservative and surgical treatment of Achilles tendon rupture. *J Bone Joint Surg* 63B: 288, 1981.
- 17) Cummins EJ, Anson BJ, Carr BW, Wright RR: The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopaedic surgery. With additional observations on the plantaris muscle. *Surg Gynec and Obstet* 83: 107-116, 1946.
- 18) Davidson L, Salo M: Pathogenesis of subcutaneous tendon rupture. *Acta Chir Scand* 135: 209-212, 1969.
- 19) Distefano VJ, Nixon JE: Achilles tendon rupture: Pathogenesis, diagnosis, and treatment by a modified pull-out wire technique. *J Trauma* 12: 671-677, 1972.
- 20) Esemeli T: The strength of Achilles tendon repair: in an invitro study of the biomechanical behaviour in human cadaver tendons. *Foot and Ankle* 18: 250, 1997.

21) Esemeli T, Gundes H, Mecikoglu M: A method for combined percutaneous and open surgical repair of Achilles tendon ruptures: a report of three cases. *Foot and Ankle Int* 17: 217-220, 1996.

22) Esemeli T, Yıldırım Y: Tendon holding capacity of different suture configurations: An experimental study on sheep achilles tendon. *AOFAS*, 2000, Winter Meeting.

23) Fischer LP, Carret JP, Gonon GP: Vascularisation arterielle du ligament rotulien et du tendon d'Achille. *Bull Ass Anat* 60: 323-334, 1976.

24) Forste R, Ritter MA, Young R: Rerupture of a conservatively treated Achilles tendon rupture. *J Bone Joint Surg* 56A: 174-175, 1974.

25) Fox JM, Blazina ME, Jobe FW: Degeneration and rupture of the Achilles tendon. *Clin Orthop* 107: 221-224, 1975.

26) Fukashiro S, Komi PV, Jarvinen M, Miyashita M: In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *European J Appl Physiol and Occup Physiol* 71: 453-458, 1995.

27) Gabuzda GM, Lovallo JL, Nowak MD: Tensile strength of the end-weave flexor tendon repair. *J Hand Surg* 19B: 397-400, 1994.

28) Gillespie HS, George EA: Results of surgical repair of spontaneous rupture of Achilles tendon. *The Journal of Trauma* 9: 247-249, 1969.

29) Gillies H, Chalmers J: The management of fresh ruptures of the tendo Achillis. *J Bone Joint Surg* 52A: 337-343, 1970.

30) Greenwald DP, Hong ZH, Mag JW: Mechanical analysis of tendon suture techniques. *J Hand Surg* 19A: 641-647, 1994.

31) Haddad JR, Kester MA, McCluskey GM: Comparative mechanical analysis of a looped-suture tendon repair. *J Hand Surg* 13A: 709-713, 1988.

32) Hatstrup SJ, Johnson KA: A review of ruptures of the Achilles

tendon. *Foot and Ankle* 6: 34-38, 1985.

33) Hockenbury RT, Kester MA, McCluskey GM: Comparative mechanical analysis of a looped-suture tendon repair. *J Hand Surg* 13A: 709-713, 1988.

34) Hooker CH: Rupture of the tendo calcaneus. *J Bone Joint Surg* 46B: 360-63, 1963.

35) Hotokezaka S, Manske RP: Differences between locking loops and grasping loops: Effects on 2 strand core suture. *J Hand Surgery* 22A: 995-1003, 1997.

36) Inglis AE, Scott WN, Sculco TP: Ruptures of the tendo Achillis. *J Bone Joint Surg* 58A: 990-993, 1976.

37) Inglis AE, Sculco TP: Surgical repair of ruptures of the tendo Achillis. *Clin Orthop* 156: 160-169, 1981.

38) Jaakkola JI, Hutton WC, Beskin JL, Lee GP: Achilles tendon rupture repair: Biomechanical comparison of the Triple bundle technique versus the Krakow locking loop technique. *Foot & Ankle International* 21: 14-17, 2000.

39) Kager H: Zur klinik und diagnostik des achillessehnenrissen. *Chirurg* 11: 691, 1939.

40) Kakiuchi M: A combined open and percutaneous technique for repair of tendo Achillis. *J Bone Joint Surg* 77B: 60-63, 1995.

41) Keene JS, Lash EG, Fisher DR: Magnetic resonance imaging of Achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med* 17: 333, 1989.

42) Kellam JF, Hunter MB, McElwain JP: Review of the operative treatment of Achilles tendon rupture. *Clin Orthop* 201: 80-83, 1985.

43) Komi PV, Fukashiro S, Jarvinen M: Biomechanical loading of

Achilles tendon during normal locomotion. *Clin Sports Med* 11: 521-531, 1992.

44) Krackow KA, Thomas SC, Jones LC: A new stitch for ligament tendon fixation. *J Bone Joint Surg* 68A: 764-766, 1986.

45) Lagergren C, Lindholm A: Vascular distribution in the Achilles tendon. An angiographic and microangiographic study. *Acta Chir Scandinavica* 116: 491-495, 1958-1959.

46) Lea RB, Smith L: Nonsurgical treatment of tendo Achillis rupture. *J Bone Joint Surg* 54A: 1398-1407, 1972.

47) Lee H: Double loop locking suture: A technique of tendon repair for early active mobilization. *J Hand Surg* 15A: 945-952, 1990.

48) Lennox DW, Wang GJ, McCue FC: The operative treatment of Achilles tendon injuries. *Clin Orthop* 148: 152-155, 1980.

49) Leppilahti J, Foroman K, Puranen J: Outcome and prognostic factors of Achilles tendon rupture repair using a new scoring method. *Clin Orthop* 346: 152-161, 1998.

50) Leppilahti J, Orava S: Total Achilles tendon rupture. A review. *Sports Med* 25: 79-100, 1998.

51) Ljungqvist R: Subcutaneous partial rupture of the Achilles tendon. *Acta Orthop Scand (Suppl)* 113: 86, 1968.

52) Lieberman JR, Lozman J, Dougerty J: Repair of Achilles tendon ruptures with Dacron vascular graft. *Clin Orthop* 234: 204-208, 1988.

53) Lin GT, An KN, Amadio PC: Biomechanical studies of running suture for flexor tendon repair in dogs. *J Hand Surg* 13A: 553-558, 1988.

54) Maffulli N: Current concepts review: Rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surgery* 81A: 1019-1036, 1999.

- 55) Mann RA, Holmes GB Jr, Seale KS, Collins DN: Chronic rupture of the Achilles tendon: a new technique of repair. *J Bone Joint Surg* 73A: 214-219, 1991.
- 56) Ma GWC, Griffith TG: Percutaneous repair of acute closed ruptured Achilles Tendon. *Clin Orthop* 128: 247-255, 1977.
- 57) Mason ML, Allen HS: The rate of healing of tendons. An experimental study of tensile strength. *Annals of Surgery* 113: 424-459, 1941.
- 58) Mayer L: The physiological method of tendon transplantation. *Surg Gynec and Obstet* 22: 182-197, 1916.
- 59) McComis GP, Nawoczenski DA, DeHaven KE: Functional bracing for rupture of the Achilles tendon. Clinical results and analysis of ground-reaction forces and temporal data. *J Bone Joint Surg* 79A: 1799-1808, 1997.
- 60) McMaster PE: Tendon and muscle ruptures: clinical and experimental study of tensile strength. *Annals of Surgery* 113: 424-459, 1941.
- 61) Mortensen MH, Saether J: Achilles tendon repair: A new method of Achilles tendon repair tested on cadaverous materials. *J Trauma* 31: 381-384, 1991.
- 62) Nistor L: Surgical and non-surgical treatment of Achilles tendon rupture. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg* 63A: 394-399, 1981.
- 63) O'Brien M: Functional anatomy and physiology of tendons. *Clin Sports Med* 11: 505-520, 1992.
- 64) Penington GD: The locking loop tendon suture. *Plastic Reconstructive Surg* 63: 648-652, 1979.

65) Persson A, Wredmark T: The treatment of total ruptures of the Achilles tendon by plaster immobilization. *Internat Orthop* 3: 149-152, 1979.

66) Postacchini F, Puddu G: Subcutaneous rupture of the Achilles tendon. *Internat Surg* 61: 14-18, 1976.

67) Puddu G, Ippolito E, Postacchini F: A classification of Achilles tendon disease. *Am J Sports Med* 4: 145-150, 1976.

68) Rantanen J, Hurme J, Paananen M: Immobilization in neutral versus equinus position after Achilles tendon repair. *Acta Orthop Scand* 64: 333-335, 1993.

69) Robert MJ, Goldstrohm GL, Brown TD: Comparison of unrepaired, primarily repaired, and polyglactin mesh-reinforced Achilles tendon lacerations in rabbits. *Clin Orthop* 181: 244-249, 1983.

70) Robertson GA, Al-Qattan MM: A biomechanical analysis of a new interlock suture technique for flexor tendon repair. *J Hand Surg* 17B: 92-93, 1991.

71) Ross MH, Romrell LJ: Connective tissue. In *Histology: A Text and Atlas*. Ed 2, pp. 85-116. Baltimore, Williams and Wilkins, 1989.

72) Sanz FJ, Martin CM, Escalera J: Achilleo-calcaneal vascular network. *Foot & Ankle* 18: 506-509, 1997.

73) Scott NW, Inglis AE, Sculco TP: Surgical treatment of reruptures of the tendo Achilles following nonsurgical treatment. *Clin Orthop* 140: 175-177, 1979.

74) Silfverskiold KL, Andersson CH: Two new methods of tendon repair: An in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. *J Hand Surg* 18A: 58-65, 1993.

75) Stein SR, Luekens CA Jr: Closed treatment of Achilles tendon ruptures. *Orthop Clin North Am* 7: 241-246, 1976.

76) Stoianovitch SM: Les ruptures du tendon d'Achille. *Rev Chir* 67: 647-678, 1929.

77) Toygar VO: Subkutane ruptur der achillessehne. *Helv Chir Acta* 3: 209, 1947.

78) Wade PJF, Muir IFK, Hutcheon LL: Primary flexor tendon repair: The mechanical limitations of the modified Kessler technique. *J Hand Surg* 11B: 71-76, 1986.

79) Wade PJF, Wetherell RG, Amis AA: Flexor tendon repair: significant gain in strength from the Halsted peripheral suture technique. *J Hand Surg* 14B: 232-235, 1989.

80) Wagner WF, Carroll C, Strickland JW: A biomechanical comparison of techniques of flexor tendon repair. *J Hand Surg* 19A: 979-983, 1994.

81) Washburn SD, Caizzo VJ, Wills CA: Alterations in the in vivo torque-velocity relationship after Achilles tendon rupture. *Clin Orthop* 279: 237-245, 1992.

82) Wasserman RJ, Howard R, Markee D: Optimization of the MGH repair using an algorithm for tenorrhaphy evaluation. *Plas Reconstr Surg* 99: 1688-1694, 1997.

83) Watson TW, Jurist KA, Yang KH: The strength of Achilles tendon repair: An in vitro study of the biomechanical behaviour in human cadaver tendons. *Foot & Ankle* 16: 191-195, 1995.

84) Weiner AD, Limscomb PR: Rupture of muscles and tendons. *Minn Med* 39: 731, 1956.

85) Weinstabl R, Stiskal M, Neuhold A: Classifying calcaneal tendon

injury according to MRI findings. *J Bone Joint Surg* 66B: 206-208, 1984.

86) Winston H, Bell W, Mackie I: Late repair of the calcaneal tendon with carbon fibre. *J Bone Joint Surg* 66B: 206-208, 1984.

87) Winter E, Weise K, Weller S, Ambacher T: Surgical repair of Achilles tendon rupture. Comparison of surgical with conservative treatment. *Arch Orthop and Trauma Surg* 117: 364-367, 1998.

