



Original Research

An In Vivo Comparison: Novel Mesh Suture Versus Traditional Suture-Based Repair in a Rabbit Tendon Model

Lindsay E. Janes, MD, * Lauren M. Mioton, MD, * Megan E. Fracol, MD, * Jason H. Ko, MD, MBA *

* Division of Plastic and Reconstructive Surgery, Department of Surgery, Northwestern University Feinberg School of Medicine, Chicago, IL

Çevirmen: Ercan KILIC, MD

Bir İn Vivo Karşılaştırma: Bir Tavşan Tendon Modelinde Geleneksel Suture Bazlı Onarıma Karşı Yeni Mesh Suture

MAKALE BİLGİSİ

Makale geçmişi:

13 Ağustos 2021'de yayınlanmak üzere alındı

13 Ekim 2021'de revize edilmiş olarak kabul edildi

Çevrimiçi olarak kullanılabilir

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik çalışma, Mesh Suture, Tendon onarımı

İlgili beyanı: J.H.K. Mesh Sütür A.Ş.'nin Bilimsel Danışma Kurulundadır. J.H.K. ayrıca Integra LifeSciences, Inc.'in danışmanıdır., Checkpoint Cerrahi A.Ş., Nöroptif Terapötikler, Inc. ve EDGe Cerrahi A.Ş. Bu makalenin konusu ile doğrudan veya dolaylı olarak ilgili diğer yazarlar tarafından herhangi bir biçimde fayda sağlanmamış veya alınmayacaktır.

İlgili yazar: Jason H. Ko, MD, MBA, Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Bölümü, Cerrahi Anabilim Dalı, Northwestern Üniversitesi Feinberg Okulu
tıp, 675 N. St. Clair St, Süit 19-250, Chicago, IL 60611.
E-posta adresi: jason.ko@nm.org (J.H. Ko).

Telif hakkı © 2021, YAZARLAR. Elsevier Inc. tarafından yayınlandı. Amerikan El Cerrahisi Derneği adına. Bu, CC BY lisansı altındaki bir açık erişim makalesidir (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Bir İn Vivo Karşılaştırma: Bir Tavşan Tendon Modelinde Geleneksel Suture Bazlı Onarıma Karşı Yeni Mesh Suture

Amaç: Cerrahi tekniklerdeki gelişmelere rağmen, fleksör tendon onarımlarından sonra dikiş çekme ve yırtılma erken hareket etme aralığını ve fonksiyonel rehabilitasyonu sınırlamaya devam etmektedir. Bu çalışmanın amacı, in vivo tavşan intrasinovyal tendon modelinde yaygın olarak kullanılan örgülü (braided) suture kıyasla suturable mesh değerlendirmektir.

Yöntemler: Yirmi dört Yeni Zelanda dişi tavşanına (3-4 kg), sol baldırdaki 4 bölgeye eşit olarak dağıtılmış 2 ünite / kg botulinum toksini enjekte edildi. 1 hafta sonra, hayvanlar fleksör digitorum tendonunun cerrahi tenotomisine tabi tutuldu ve 2-0 Duramesh suturable mesh ile veya 2-0 Fiberwire ile 2 iplikli modifiye Kessler ve 6-0 polipropilen çalışan epitendinöz sütür kullanılarak onarmak üzere randomize edildi. Tavşanlar ameliyattan 2, 4 ve 9 hafta sonra öldürüldü.

Bulgular: Zaman noktalarına göre gruplandırıldığında, Duramesh onarımlarının %58.3'ünün (12'nin 7'si) eksplant için sağlam olduğu, Fiberwire onarımlarının %16.7'sinin (12'nin 2'si) ($P = .09$). 2 Haftada ortalama Duramesh onarımları, ortalama hata yükü 50.7 ± 12.7 N olan Fiberwire onarımlarından 14.8 ± 18.3 N'ye kıyasla belirgin derecede daha güçlüydü ($P = .02$). Duramesh onarımlarının 2 haftada (ortalama 50.7 ± 12.7 N) desteklediği yük, 4 haftada hem Fiberwire (52.2 ± 13.6 N) hem de Duramesh (57.6 ± 22.3 N) tarafından desteklenen yüke benzedi. Fiberwire ve Duramesh arasındaki 4 hafta ve 9 haftalardaki onarımın gücü belirgin olarak farklı değildi.

Sonuçlar: 2 telli tendonun suturable mesh ile onarımı, geleneksel dikiş malzemesine göre 2 haftada önemli ölçüde daha fazla mukavemet elde etti.

Klinik Uygunluk: Bu çalışma, geleneksel suture materyali ile karşılaştırıldığında in vivo tavşan modelinde fleksör tendon onarımı için yeni suturable mesh'in faydasını değerlendirmektedir.

Çevirmen: Ercan KILIC

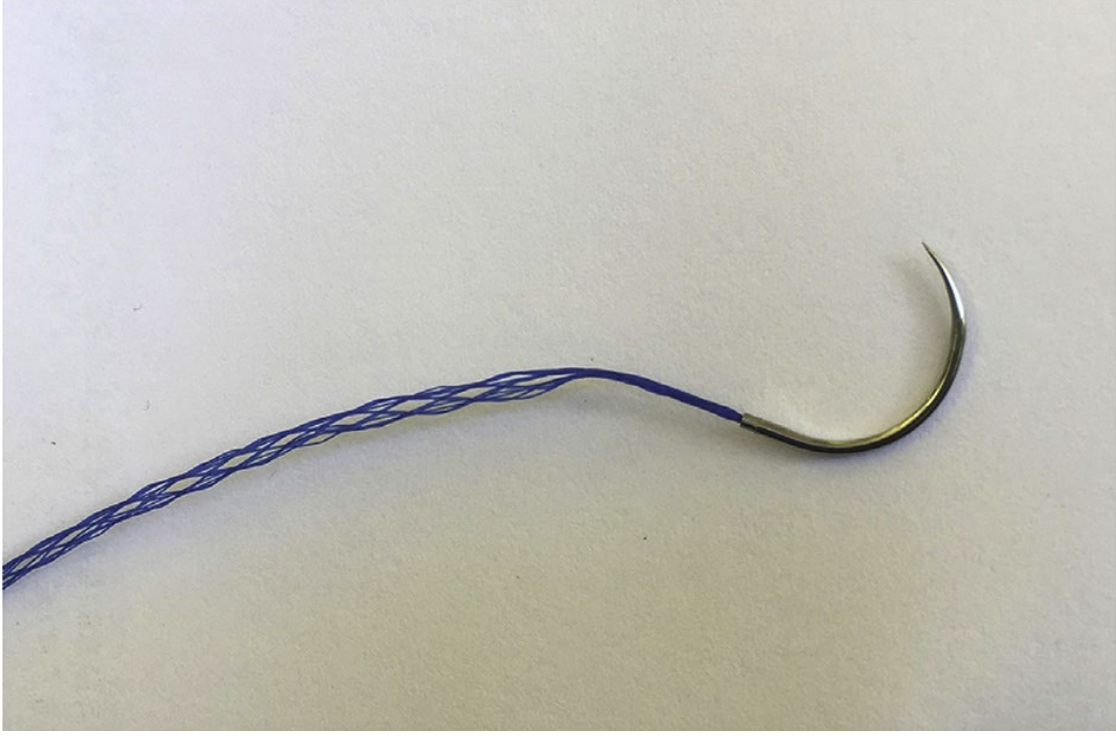
Lindsay E. Janes, MD, * Lauren M. Mioton, MD, * Megan E. Fracol, MD, * Jason H. Ko, MD, MBA *
* Division of Plastic and Reconstructive Surgery, Department of Surgery, Northwestern University
Feinberg School of Medicine, Chicago, IL Copyright © 2021, THE AUTHORS. Published by Elsevier
Inc. on behalf of The American Society for Surgery of the Hand.

Bu, CC BY lisansı altında açık erişimli bir makaledir (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Başarılı tendon onarımı, travma sonrası el fonksiyonunun restorasyonu için hayati öneme sahiptir, ancak yapışma oluşumu, eklem sertliği ve onarım kopukluğu gibi komplikasyonlarla uğrayabilir. Bu nedenle, onarım tekniklerini analiz eden çok sayıda çalışma, ideal tendon onarım ve rehabilitasyon protokolünü tanımlamak amacıyla ilk tesbit kuvveti, boşluk oluşumu ve onarım başarısızlığına odaklanmıştır. Fleksör tendon yaralanmalarının belirlenmesinde, çalışmalar erken hareket ve çok telli temel onarımlarının uzun vadeli sonuçlarda faydalı olduğunu göstermiştir.¹⁻⁶ Suture teknikleri ve malzemelerindeki ilerlemelerin devam etmesine rağmen, vakaların yaklaşık % 15'inde komplikasyonlar hala görülmekte olup, tüm vakaların neredeyse % 5'inde onarım kopmaları meydana gelmektedir.^{7,8} Bu komplikasyonlar hastanın yaşam kalitesini etkileyerek ek cerrahi müdahaleye ve uzun süreli veya kalıcı fonksiyonel eksikliklere yol açar.⁹⁻¹⁰ Bu nedenle, fizyolojik koşullar altında onarım başarısızlığını azaltmak için tendon onarım gücünü ve uzun ömürlülüğünü iyileştirmek için sürekli araştırmaya ihtiyaç vardır.

Son zamanlarda, karın duvarı defektlerinin onarımı için, dikiş çekme ve ardından fitik oluşumunda belirgin düşüşler ile yeni bir suturable mesh (Duramesh suturable mesh, Şekil 1) kullanılmıştır.¹¹⁻¹³ Bu suturable mesh'in başarısının, daha geniş yüzey alanı ve fibrovasküler büyümeye ve tek tek filamentlerin kapsüllenmesine izin veren makro gözenekli tasarımından kaynaklandığı düşünülmektedir.¹⁴⁻¹⁵ Açık silindirik çapraz geçmeli bir konfigürasyona dokunmuş 12 polipropilen filamentten yapılmış olan bu protokole kullanılan dikilebilir ağırlıklı yapısal tasarımının dikiş çekilmesine karşı dirençli olduğu gösterilmiştir.¹⁶ Karın duvarı onarımlarında olduğu gibi, fleksör tendon onarımları, standart dikiş malzemesi ile onarım arızasına neden olabilecek yüksek, dinamik gerilme kuvvetlerine maruz kalan yumuşak dokuların ayrılmasını temsil eder. 4 Telli çekirdek çapraz dikiş konfigürasyonuna sahip bir fleksör tendon onarımının kadavra modelinde, suturable mesh, geleneksel dikişe kıyasla arızadan önce daha fazla sayıda döngüye ve daha yüksek yüklere dayandığı bulunmuştur.¹⁷ Tek geçişli bir yan yana koaptasyon kullanılarak yapılan tendon koaptasyon yapılarının kadavra modelinde, yapının daha yüksek kayma direncine sahip olmasına rağmen, suturable mesh, geleneksel suture mukavemet ve hacim bakımından eşitti.¹⁸

Filamentler arasında ve çevresinde fibrovasküler büyüme potansiyel olarak genel onarım gücünü artırabilir ve kadavra modellerinde gösterilen çekme direncine katkıda bulunabilir. Bu çalışmanın amacı, yeni bir suturable meshin in vivo bir modelde tendon onarımı için etkinliğini değerlendirmektir. Onarım arızasındaki yük ile ölçülen suturable mesh'in, 2-0 Fiberwire suture'ye kıyasla geliştirilmiş biyomekanik özelliklere sahip olacağını varsaydık.



Şekil 1. Duramesh suturable mesh.

Gereç ve Yöntemler

Hayvan modeli

Cerrahi prosedürler ve perioperatif bakım önlemleri, Northwestern Üniversitesi Kurumsal Hayvan Bakımı ve Kullanımı Komitesi ve Ulusal Sağlık Enstitüleri yönergelerine uygun olarak gerçekleştirildi. 3-4 Kg ağırlığındaki Yeni Zelanda dişi tavşanlarının arka bacaklarında başarılı tenotomi ve tendon onarımı için nihai protokolün oluşturulması, her biri Northwestern Üniversitesi Kurumsal Hayvan Bakım ve Kullanım Komitesi tarafından onaylanan aşağıda ayrıntılı olarak açıklandığı gibi birkaç protokol değişikliği gerektirmiştir.

Pilot çalışmalar, bozulmamış tendon onarımlarına ulaşmada en az veya hiç başarı elde etmedi. Başlangıçta bir ekstrasinovyal Aşil (Achilles) tendonu modeli kullandık ve tenotomi ve onarımdan sonra, tavşanlar onarımı 1 hafta boyunca hareketsiz hale getirmek için alçıldılar. Bununla birlikte, tavşanlar alçılara tahammül etmediler ve tüm onarımlar, alçıyı başlatmak için üretilen kuvvetle koptu. İkincisi, Aşil tendonunun yarısının tenotomi ve onarımını değerlendirdik, böylece kalan yarısı onarımı dahili olarak stabilize edecekti. Bununla birlikte, Aşil tendonunu oluşturan lateral gastrocnemius, medial gastrocnemius ve fleksör digitorum

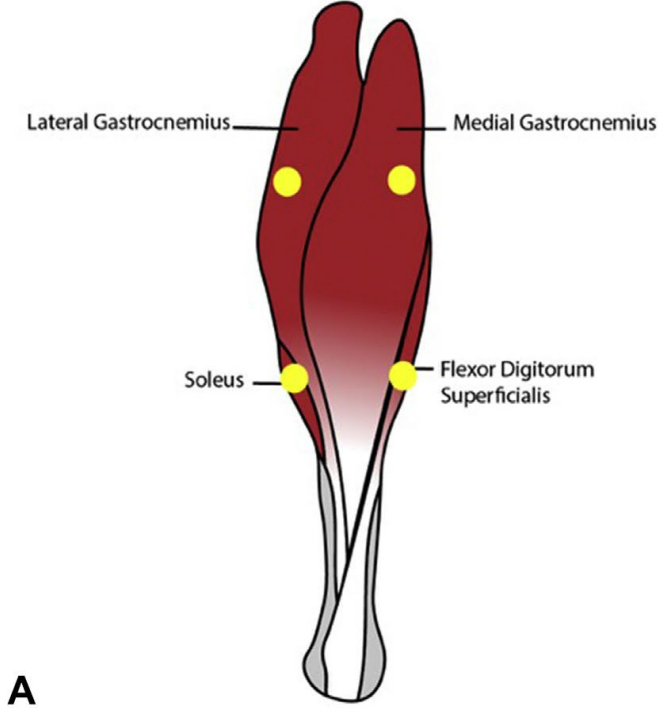
superficialis'in tendinöz kısımları kemiğe sadece proksimal olana kadar birleşmez (Şekil. 2A, B) ve böylece kesilen yarıyı yeterince stabilize edemedi. Böylece, tüm onarım girişimleri başarısız oldu. Üçüncüsü, Aşil tendonu modelini terk ederek, intrasinovyal tendon olmanın ek yararı olan daha derin fleksör digitorum tendonunun tenotomisini ve onarımını test ettik (Şekil. 2C, D). Çeşitli sütür teknikleri (MGH Becker, şekil-of-8 ve modifiye Kessler) kullanıldı ve bunların bazılarının başarılı olduğu bulundu, ancak hareketli tavşan arka bacağında oluşan yüksek kuvvetler nedeniyle immobilizasyon olmadan güvenilir değildi. Dördüncüsü, Tuzuner ve arkadaşları'nın rehberliğinde gastroknemius ve fleksör digitoruma 4 Botoks ünite/kg enjekte edilen botulinum toksini değerlendirdik.¹⁹ Bununla birlikte, tavşanlar sistemik botulizm belirtileri yaşadılar ve enjeksiyondan sonraki 48 saat içinde öldürülmek zorunda kaldılar.

Son olarak, onarımdan 1 hafta önce gastroknemius ve fleksör digitorum kaslarına 2 Botoks ünitesi / kg enjeksiyonu içeren başarılı bir model oluşturuldu. Botoks 2.5 ml'de 50 üniteye seyreltildi ve doz, posterior tavşan baldırının palpasyonu ile belirlenen posterior arka bacak kas karnındaki 4 enjeksiyon bölgesi arasında eşit olarak bölündü (Şekil. 2A.) 1 hafta sonra kalkaneusa yaklaşık 1 cm proksimal fleksör digitorum profundus tendonunun tenotomisini gerçekleştirdik ve 2-0 Duramesh veya 2-0 Fiberwire ile modifiye edilmiş bir Kessler onarım temel dikişi kullanarak onardık, ardından 6-0 polipropilen çalışan epitendinöz onarım yaptık (Şekil. 3). Epinefrinli üç mililitre % 1 lidokain, ağrı kontrolü ve hemostaz için insizyondan önce işaretli insizyon bölgesi etrafına deri altından enjekte edildi. İnsizyondan önce deri altından bir doz meloksikam (0.2 mg / kg) uygulandı ve anesteziden çıkmadan önce işlemde hemen sonra analjezi için deri altından buprenorfin sürekli salımı uygulandı. Son protokolde, hareketi sınırlamak için ortez veya postoperatif protokol kullanılmadı. Enjekte edilen uzuv tamamen felç olmamasına rağmen, tavşanlar tipik atlamalarını oluşturmak için ayak bileği ve ayak eklemlerini esnetemediler. Bunun yerine, ekstremiteden gelen tüm hareketler kalça ve diz eklemlerinden üretildi. (Video 1, available on the Journal's Web site at www.jhsgo.org) Botoks enjeksiyonu nedeniyle yürüyüş değişiklikleri tüm zaman noktalarında mevcut kaldı. Bu Botoks protokolü ve fleksör digitorum profundus tendonunun kullanımı, bu çalışma boyunca intrasinovyal fleksör tendon onarımını immobilizasyon olmadan test etmek için yeni ve güvenilir bir in vivo modeli temsil etti.

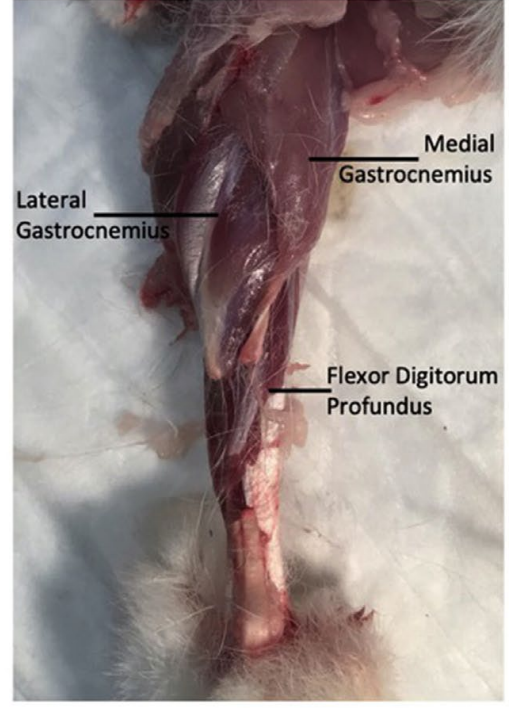
Tendon hasadı ve tendon onarımının derecelendirilmesi

2-0 Duramesh'i 2-0 Fiberwire modifiye Kessler 2 telli çekirdek onarımları ile karşılaştıran son deneylere yirmi beş hayvan dahil edildi;Biyomekanik test için 24, histoloji için 1 değerlendirildi. İn vivo tavşan tendonu modelinde, 2-0 suturable

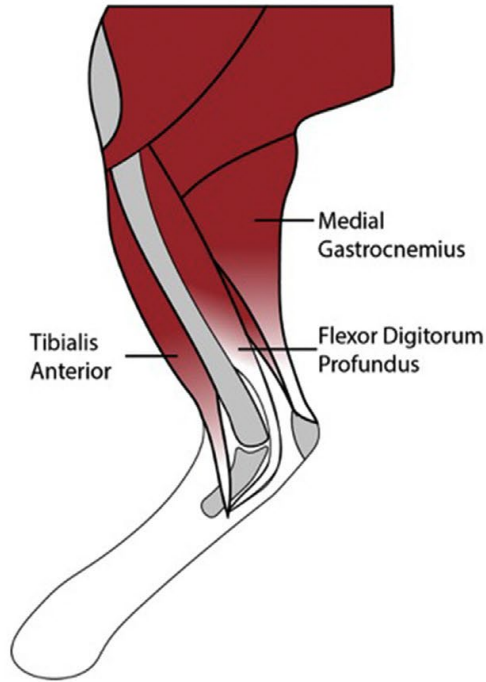
mesh'e sahip 4 iplikli bir onarım çok hacimliydi ve böylece 2 iplikli modifiye edilmiş bir Kessler kullanıldı. Konvansiyonel suture de 2 telli bir onarım yapmayı seçtik, bu çalışmanın amacı olarak, dikişleri tutarlı bir teknikle karşılaştırmaktı. Hayvanlar, onarım prosedüründen 2 hafta, 4 hafta ve 9 hafta sonra Kurumsal Hayvan Bakım ve Kullanım Komitesi prosedürlerine uygun olarak öldürüldü. Her tendon yerinde değerlendirildi ve tendonun sağlam olup olmadığını belirlemek için ölçüldü; 1 ila 4 mm boşluk vardı; veya $5 \geq$ mm boşluk vardı. Tendon daha sonra çıkarıldı, tuzlu suyla ıslatılmış bir gazlı bezle sarıldı, 50 ml'lik plastik konik santrifüj tüpüne yerleştirildi ve hemen 4 C'de donduruldu. Onarımda boşluk varsa, tendon uçları aralarındaki sinovyal kılıf ile birlikte hasat edildi, böylece yapının biyomekanik testi hala yapılabilirdi. Son tahlilden hiçbir hayvan dışlanmadı.



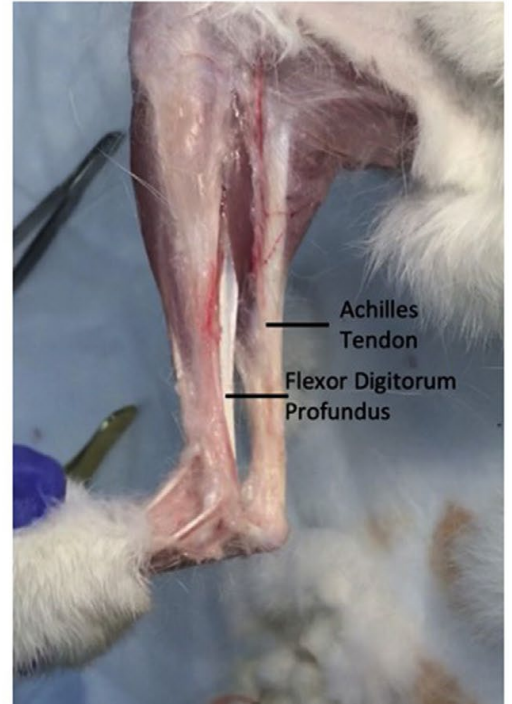
A



B



C



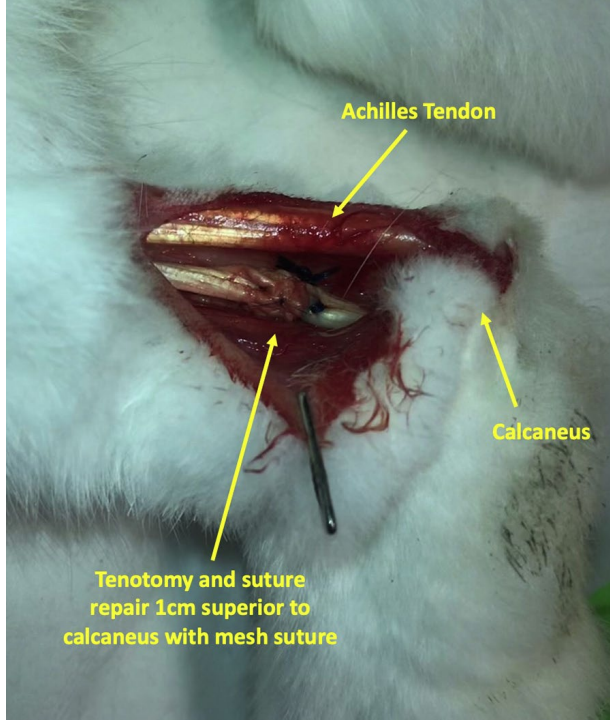
D

Şekil 2. A ve B, 4 enjeksiyon bölgesinin (sarı daireler) yaklaşık yerini gösteren tavşan arka bacağına arka görünümünü gösterir. Aşıl tendon bileşenleri sadece kemik eklemeye kadar bütünleşmiş değildir nasıl not ayrıca. C ve D fleksör digitorum profundus tendonunun Aşıl tendonuna kadar olan derinliğini göstermektedir.

Biyomekanik testler

Tüm örneklerin biyomekanik testleri 2 gün boyunca tek bir araştırmacı tarafından yapıldı. Tendon eksplantındaki dikiş malzemesindeki gözle görülür farklılıklar nedeniyle, test için körleme mümkün değildi. Numuneler çözüldü ve rastgele sırayla test edildi. Test gününde, numune dondurucudan çıkarıldı ve numuneyi tamamen çözmek için 30 dakika ılık su banyosuna yerleştirildi. Numune daha sonra özel olarak üretilmiş kriyoklamplarımıza yüklendi (Şekil. 4), Bowser ve arkadaşları tarafından kullanılan yöntemin bir modifikasyonu olarak tasarlanmıştır.²⁰ Kelepçeler sağlam tavşan tendon örnekleri ile test edildi ve yaklaşık 450 N'de tendon arızasına kadar kaymadan kelepçe ile teması sürdürdüğü bulundu. Kelepçe içine numune yüklendikten sonra, kelepçe bedenini sıvı nitrojen içinde 1 dakika daldırma, örnek sıvı azot altında olmadığını sağlamak oldu. 1 dakika sonra kelepçeler çıkarıldı ve tezgahın üzerine yerleştirildi. Numune, sıvı nitrojenin yakınlığı nedeniyle kısmen dondurulmuşsa, artık dokunulamayacak kadar soğuk olana kadar 2 parmak arasında ısıtılmıştır. Kelepçeler daha sonra Model 5942 (Instron) Instron Test Sistemine monte edildi. Numuneler 1 N'ye önceden yüklendi ve 1 N / s'de 0 ila 25 N'lik 5 döngü boyunca çevrildi, ardından 1 N / s'de bir yükleme başarısız oldu. Schuind ve arkadaşlarının²¹ karpal tünel ameliyatı geçiren hastalarda fleksör tendon kuvvetlerini ölçen in vivo bir çalışmaya dayanarak 25 N'ye geri dönüşüm seçildi. Çalışma, aktif distal interfalangeal fleksiyon üretmek için ortalama 19 N ve aktif başparmak fleksiyonu üretmek için 25 N'lik bir kuvvetin gerekli olduğunu belirledi.

Boşluk ve arızada fleksör tendon onarımının gücünü inceleyen biyomekanik çalışmalarda kullanılan yükleme protokolleri oldukça değişkendir.²² Birçok çalışma yükü tek başına başarısızlığa kullanırken, diğerleri döngüsel ön yükleme ve ardından başarısızlığa yük veya başarısızlığa döngüsel yükleme kullanır.^{3,23-25} Döngüsel yükün, tedavi sırasında veya egzersiz sırasında tendon onarımına yerleştirilen fizyolojik kuvvetleri daha doğru yansıttığı düşünülmektedir. Additionally, it was determined that the cyclic testing demonstrates a gap formation at lower loads than does static load to failure testing.²⁶ Bununla birlikte, numuneyi doğru ölçümler için makineye en etkili şekilde yapıştıran kriyoklampların belirlediği zaman kısıtlamaları nedeniyle, yukarıda açıklanan ve ortalama 194.1 ± 83.5 saniye süren birleşik protokolü gerçekleştirmeyi seçtik (en fazla 343,5 saniye).



(Tenotomi ve sütün onarımı mesh sütün ile kalkanözden 1 cm daha üstündür)

Şekil 3. Fleksör digitorum tendonunun tenotomi ve sütün onarımı kalkanözden yaklaşık 1 cm daha üstündür.

Histoloji

Biyomekanik teste dahil edilmeyen iki in vivo tendon onarım örneği, 1'i Duramesh ve 1'i Fiberwire, ile onarım prosedüründen 2 hafta sonra hasat edildi. Numuneler 48 saat boyunca formalin içine yerleştirildi ve daha sonra gece boyunca kurutuldu. Ertesi gün, numuneler parafin içine gömüldü. 10 mm kalınlığındaki bölümler kesildi ve slaytlara monte edildi. Bunlar daha sonra standart bir hematoksilin-eozin boyama protokolü kullanılarak boyandı. Doku kesitlerinin görüntüleri Nikon Eclipse 50i mikroskopunda çekildi ve doku büyümesi Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM) büyüme ölçeceğine göre derecelendirildi.²⁷

İstatistik

Örneklem büyüklüğü, insan kadavra tendonlarında suturable mesh ve Fiberwire tendon onarımlarını karşılaştıran önceki biyomekanik veriler kullanılarak belirlendi.¹⁷ 3-0 Fiberwire'da 1 mm boşluk üretmek için gereken ortalama yük, suturable mesh ile 58 ± 7 N ile karşılaştırıldığında 42 ± 7 N idi.¹⁷ 1 mm'lik bir boşluk

oluşturmak için gereken yükte belirgin bir fark tespit edebilmek için zaman noktası başına minimum 6 tendon örneklem büyüklüğü (suture tipi başına 3) 0.05 α değeri ve 0.80 güç kullanılarak tahmin edildi. Hasat sırasındaki yerinde onarım derecesinin analizi, tüm zaman noktaları gruplandırılarak ve Fisherexact testi kullanılarak yapıldı. Biyomekanik testlerin analizi, her zaman noktasında değerleri karşılaştıran Welch t testi ile yapıldı. Güven aralığı %95 idi ve istatistiksel belirginlik $<.05$ 'in $<P$ değeri ile tanımlandı.

Sonuçlar

Tendon onarım derecelendirmesi

Zaman noktalarına göre gruplandırıldığında, Duramesh onarımlarının %58.3'ünün (12'nin 7'si) eksplantta bozulmamış olduğu, Fiberwire onarımlarının %16.7'sinin (12'nin 2'si) ($P = .09$) ve Fiberwire onarımlarının % 33,3'ü (12'nin 4'ü), Duramesh onarımlarının sadece % 8,3'ü (12'nin 1'i) ile karşılaştırıldığında 5 mm'den daha büyük boşluklara sahipti (Şekil. 5). Şekil 6, açıklama sırasında tendon onarım derecelendirmesine örnekler sunmaktadır.

Biyomekanik testler

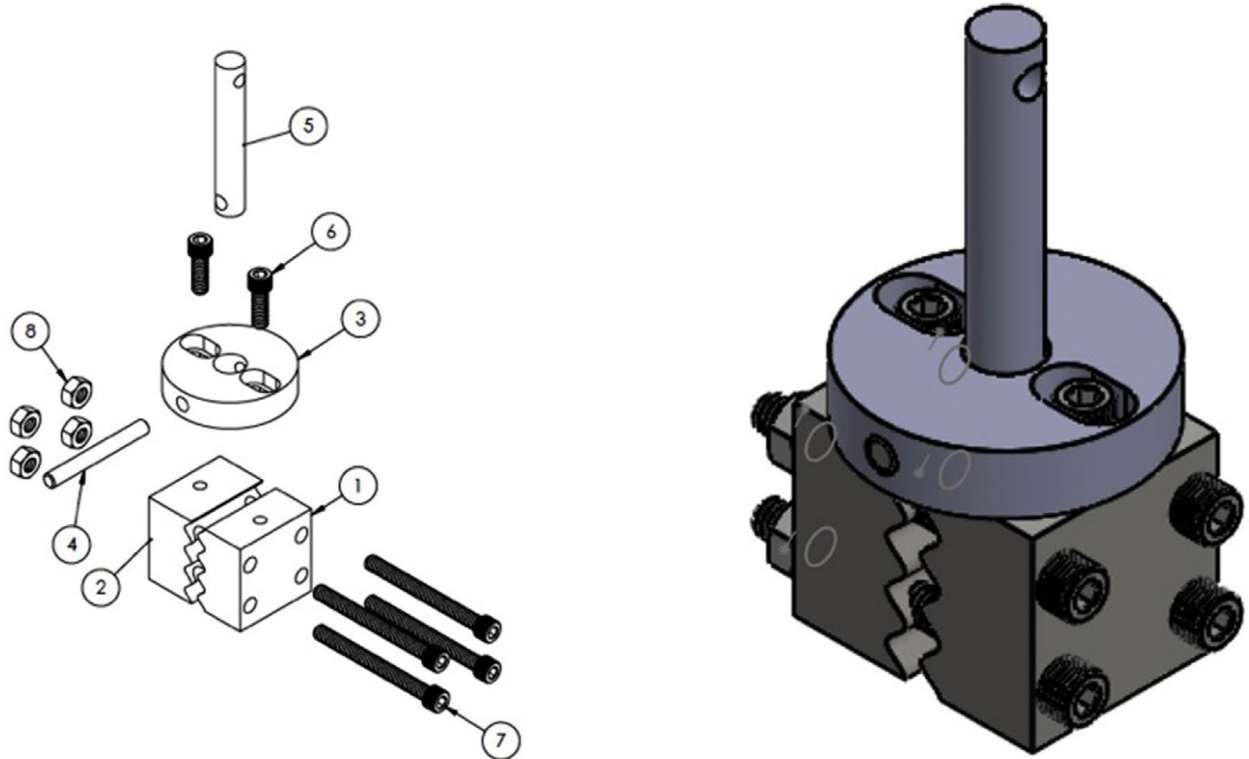
2 Haftada, Duramesh onarımlarının Fiberwire onarımlarından ($P = .02$) önemli ölçüde daha güçlü olduğu bulundu. Duramesh onarımları tarafından 2 haftada (ortalama 50.7 ± 12.7 N) desteklenen yük, 4 haftada hem Fiberwire (52.2 ± 13.6 N) hem de Duramesh (57.6 ± 22.3 N) tarafından desteklenen yüke benzerdi. Fiberwire ve Duramesh arasındaki onarımın 4 hafta ile 9 hafta arasındaki gücü belirgin olarak farklı değildi (Şekil. 7 ve Tablo 1). Biyomekanik testin örnek bir videosu Video 2'de yer almaktadır (Derginin Web sitesinde mevcuttur www.jhsgo.org).

Histoloji

2 Haftada toplanan tendon onarımları için histoloji görüntüleri Şekil 8'de gösterilmiştir. Polipropilen filamentler arasındaki doku büyümesi Dura mesh onarımında görüldü (ASTM grade 2, orta derecede kalın fibroblast bantları ve mesh filamentler arasındaki kollajen birikintileri). Fiberwire sütür bölgesine doku büyümesi yoktu (ASTM derecesi 0, yok). Tablo 2 ASTM derecelendirme ölçeğini göstermektedir.²⁷

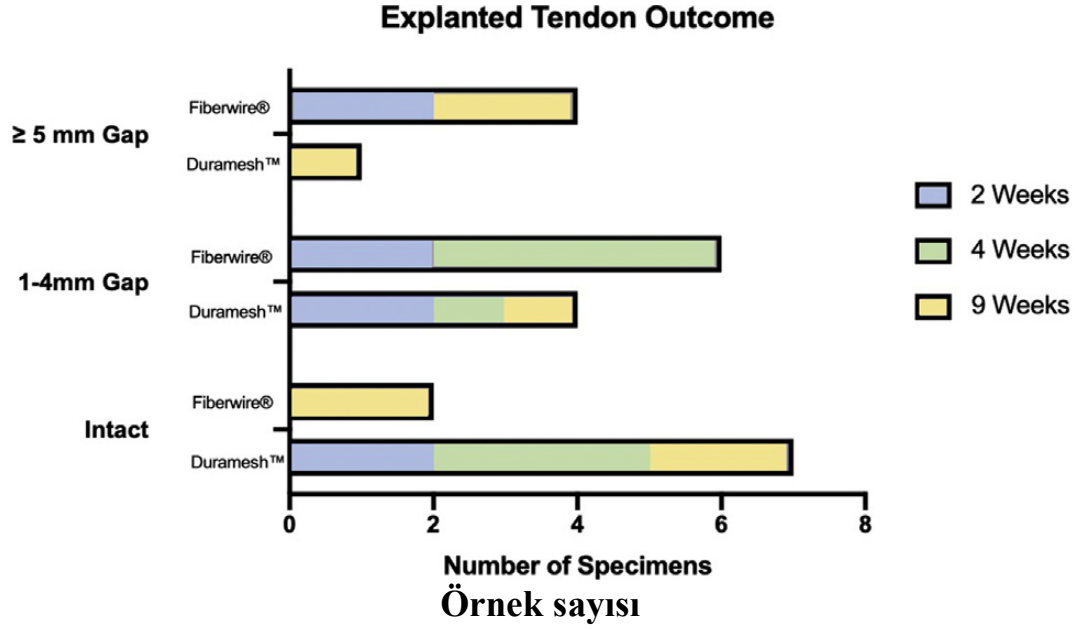
Tartışma

Başarılı fleksör tendon onarımı ve rehabilitasyonu, suture-tendon yapısının kuvvetinin ve önemli yapışıklıklar oluşmadan önce bu kuvvete ulaşmak için gereken sürenin bir fonksiyonudur. Erken aktif hareket protokolleri peritendinöz adezyon oluşumunu ve eklem sertliğini azaltır; bununla birlikte, boşluk oluşumu ve onarım arızası riski taşır.^{7,10,28} Erken mobilizasyona dayanabilecek ideal dikiş malzemesinin, dikiş büyüklüğünün ve onarım modelinin aydınlatılması, son 20 yılda tendon biyomekanik araştırmalarının çoğunluğunun temelini oluşturmuştur. Bununla birlikte, tüm bu çalışmalar, dikiş çekme ve başarısızlığa duyarlı küçük çaplı dikişlerle onarım tekniklerinin rafine edilmesine odaklanmıştır. İntrasinovyal fleksör tendon onarımının güvenilir bir in vivo tavşan modelini ve suturable mesh ile geleneksel küçük çaplı dikiş malzemesiyle karşılaştıran verileri sunuyoruz.



Şekil 4. Biyomekanik testler için özel üretilmiş kriyo kelepçeler. Sinüs dalgasının 4mm tepe-tepe mesafesine sahip kelepçelerden 1 adet. Miktar 1. 2 Parça iki kelepçe ile ters sinüs dalga. Miktar 1. 3 Tensometreye tutturma tabanı. Miktar 1. 4 Doyle, kısaç donarken 3. kısmı 5. kısma hızlı bir şekilde kilitlemek için. Miktar 1. 5 Tensometreye tutturmanın üst kısmı. Uzunluk 12 cm için sıvı nitrojeni makineden uzak tutun. Miktar 1. 6 Soket başlı vida. 92196A540 Adet 2. 7 Soket başlı vida. 92196A821 Adet 4. 8 Altıgen Somun. 91845A029 Adet 4.

Eksplante Tendon Sonucu



Şekil 5. Eksplantta tendon onarımının in vivo derecesi.

Küçük çaplı dikişler, dikiş dokusu arayüzünde kuvvet ve basıncı yoğunlaştırarak akut veya kronik dikiş çekme, boşluk oluşumu ve cerrahi başarısızlığa neden olur. Temel iplikçiklerinin sayısının artırılmasının, bir tendon onarımının boşluk oluşumu ve onarım arızasından önce tolere edebileceği yükü arttırdığı gösterilmiştir.^{29,30} Laparotomi kapanışlarına benzer şekilde, sütür-doku arayüzünün toplam yükünü daha fazla temel iplikçiğe (daha büyük yüzey alanı) dağıtarak, her bölgede yaşanan kuvveti azaltır, böylece sütürün çekilmesini azaltır.³¹ Bir silindirin yüzey alanını kullanan basit hesaplamalar, filament çapı 0.32 mm olan bir 2-0 polipropilen sütür için 10 mm²'lik bir yüzey alanının aksine, her 1 cm'lik Duramesh uzunluğu için 57 mm²'lik bir yüzey alanı ile sonuçlanır. 2-0 ebadındaki 12 suturable mesh flannetleri ipliğinin her biri 5-0 polipropilen sütür boyutundadır ve bir araya geldiklerinde standart bir swaged iğnenin ucuna sığabilirler. Artan suturable mesh yüzey alanı, doğal olarak, dikiş dokusu arayüzünün boyutunu artırır, bu da arayüzdeki akut kuvveti düşürür ve potansiyel olarak tek bir temel iplikçik için yırtılmayı azaltır. Bu çalışmada, değerlendirilen zaman noktalarında, Duramesh onarımlarının %58.3'ünün (12'nin 7'si) eksplantta sağlam olduğu, Fiberwire onarımlarının % 16.7'sine (12'nin 2'si) kıyasla istatistiksel olarak belirgin olmadığı bulunmuştur. Bunu, onarımı takip eden ilk birkaç saat ile birkaç gün içinde sütürün çekilmesinin azalmasına bağladık.

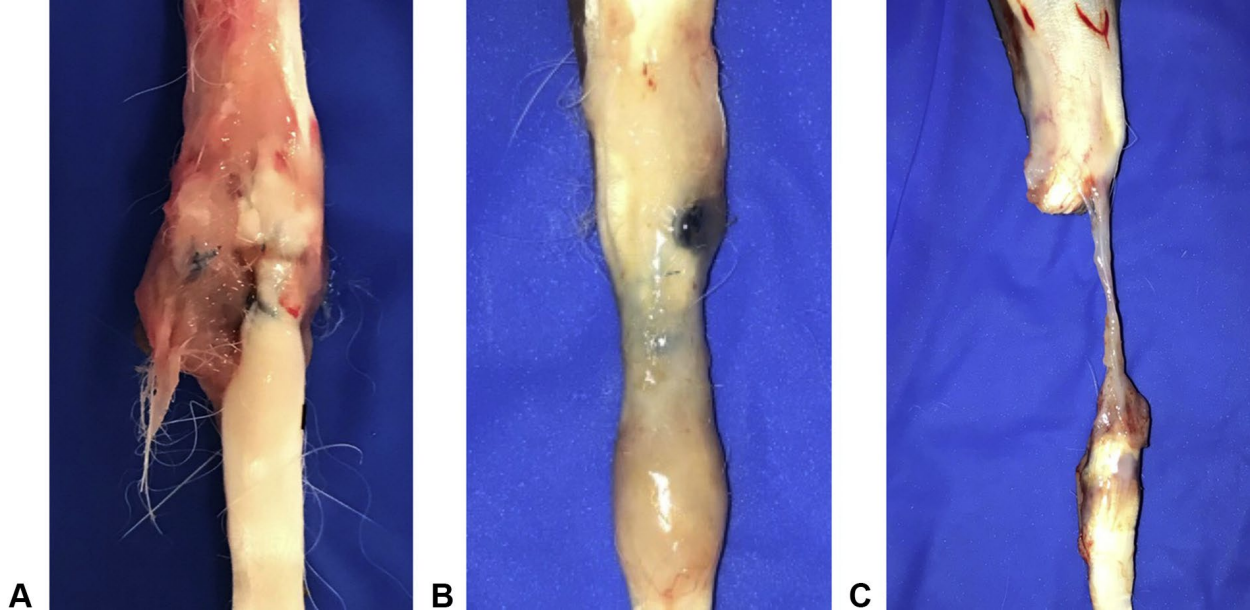
Dikiş dokusu ara yüzeyindeki toplam yüzey alanının artmasına ek olarak, herhangi bir onarımın gücü, fiziksel yapının (suture) ve biyolojik iyileşmenin izinin

toplamıdır. Kapsüllemeye veya bütünleşmeye yabancı cisim tepkisi, malzemenin gözenekliliğine, polimer bileşimine ve filament boyutuna bağlıdır.¹⁵ Sıçan fitiği onarımında kullanılan bir suturable mesh prototipinin önceki histolojik değerlendirmesi, çevredeki dokunun makro gözenekli yapıya mükemmel fibrovasküler büyümesinin olduğunu göstermiştir.¹² Zamanla, her bir filament bir mikrokapsülasyona uğrar, böylece bir yara iskelesi olarak işlev görür. Şekil 8'de histolojik olarak gözlemlendiği gibi bu doku büyümesinin, bu çalışmada konvansiyonel suture kıyasla 2 haftada daha fazla onarım gücüne katkıda bulunan şey olmasını bekliyoruz. Duramesh suture 2 haftalık Fiberwire'dan daha fazla onarım gücü, erken aktif hareket protokollerinin ödenmesinde önemli bir avantaj sağlar.

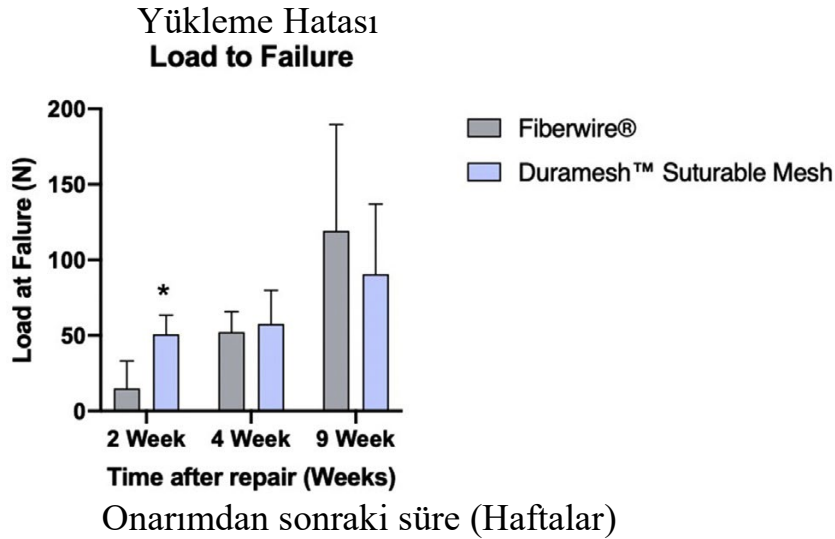
Bu intrasinovyal fleksör tendon modelini kullanan bu araştırma için gelecekteki yönlendirmeler, tendon onarımı zamanından 2 haftalık zaman noktasına kadar suturable mesh için bir mukavemet eğrisi oluşturmayı içerir, böylece erken aktif hareketini başlatmak için ideal zaman açıklanabilir. Bir domuz modelinde, suturable mesh bir ağ prototipi kullanan laparotomi kapanışları, ameliyattan 8 gün sonra, 0-polipropileninkinden daha dik ve daha uzun kuvvet uzama eğrilerine sahipti.¹¹ Ayrıca, açıklama sırasında, onarımı çevreleyen yara dokusunun, suturable mesh onarımlarında daha fazla olduğu kaydedildi. Bu nedenle, tendon yapısı içindeki suturable mesh'in teşvik ettiği artmış yara oluşumu, onarımın gücünü artırabilse de, yapışma oluşumunu da artırabilir. Gillis ve arkadaşlarının yakın tarihli çalışmaları¹⁸, suturable mesh ve konvansiyonel suture ile yapılan tendon koaptasyonlarında kayma direncinin arttığını bildirmiştir ve bunun daha fazla incelenmesine izin verilmektedir. Şu anda, 2-0 suturable mesh, araştırma için mevcut en küçük boyuttur. Bu suture satışa çıkarıldığında, ek sayıda filament içeren daha büyük suture boyutları mevcut olacak ve bu nedenle bu in vivo tendon araştırması daha büyük (ancak daha küçük olmayan) hayvan modelleri kullanılarak daha da takip edilebilir.

Bu çalışmanın bir sınırlaması, tavşan tendonlarının iyileşmesinin insan tendonlarınıninkine kıyasla bilinmeyen doğal zaman seyridir. Tavşan ön pençesinde tek bir çalışma, tavuklarda 2 ve bir hindide 1 hariç, in vivo tendon iyileştirme çalışmalarının çoğunluğu köpek modellerinde yapılmıştır.³²⁻⁴⁰ Bununla birlikte, köpek çalışmaları pahalıdır ve önemli düzenleyici sınırlamalarla karşılaşmaktadır. Tavşan ve insan tendon iyileşmesi arasındaki korelasyonun daha fazla araştırılması gerekmesine rağmen, bu tavşan arka bacak modelinin gelecekteki tendon iyileşmesi çalışmaları için yeni ve heyecan verici bir alternatif model sunduğuna inanıyoruz. Bu çalışmanın ek bir sınırlaması, klinik olarak kullanılan minimum 4 telli onarımdan ziyade, bu modelde kullanılan 2 telli tendon onarımıdır. Tavşan fleksör digitorum

tendonu, insan fleksör tendonundan biraz daha küçüktür ve şu anda, 2-0 suturable mesh, araştırma için mevcut en küçük boyuttur. 2-0 suturable mesh ile yapılan 4 telli onarımlar bu çalışmada kullanılmayacak kadar hacimli ve dokuya zarar vericiydi. Gelecekte, daha küçük suture boyutları ve onarım için artan sayıda temel ipliği ile daha ileri çalışmalar yapılmalıdır.



Şekil 6. Eksplantta tendon onarım derecelendirmesi örnekleri. A 2 Haftada bozulmamış (Duramesh suturable mesh). B 4 haftada 1-4 mm boşluk (Duramesh suturable mesh). C > 5 mm boşluk 2 haftada (Fiberwire suture).



Şekil 7. Değerlendirilen çalışma zaman noktalarında yükleme başarısızlığı. Tendonlar, 1 N/s'de 25 N'lik 5 döngü ile geri dönüştürüldü, ardından 1 N/ s'de başarısız yüklendi. * İstatistiksel belirginlik, P < .05.

Tablo 1

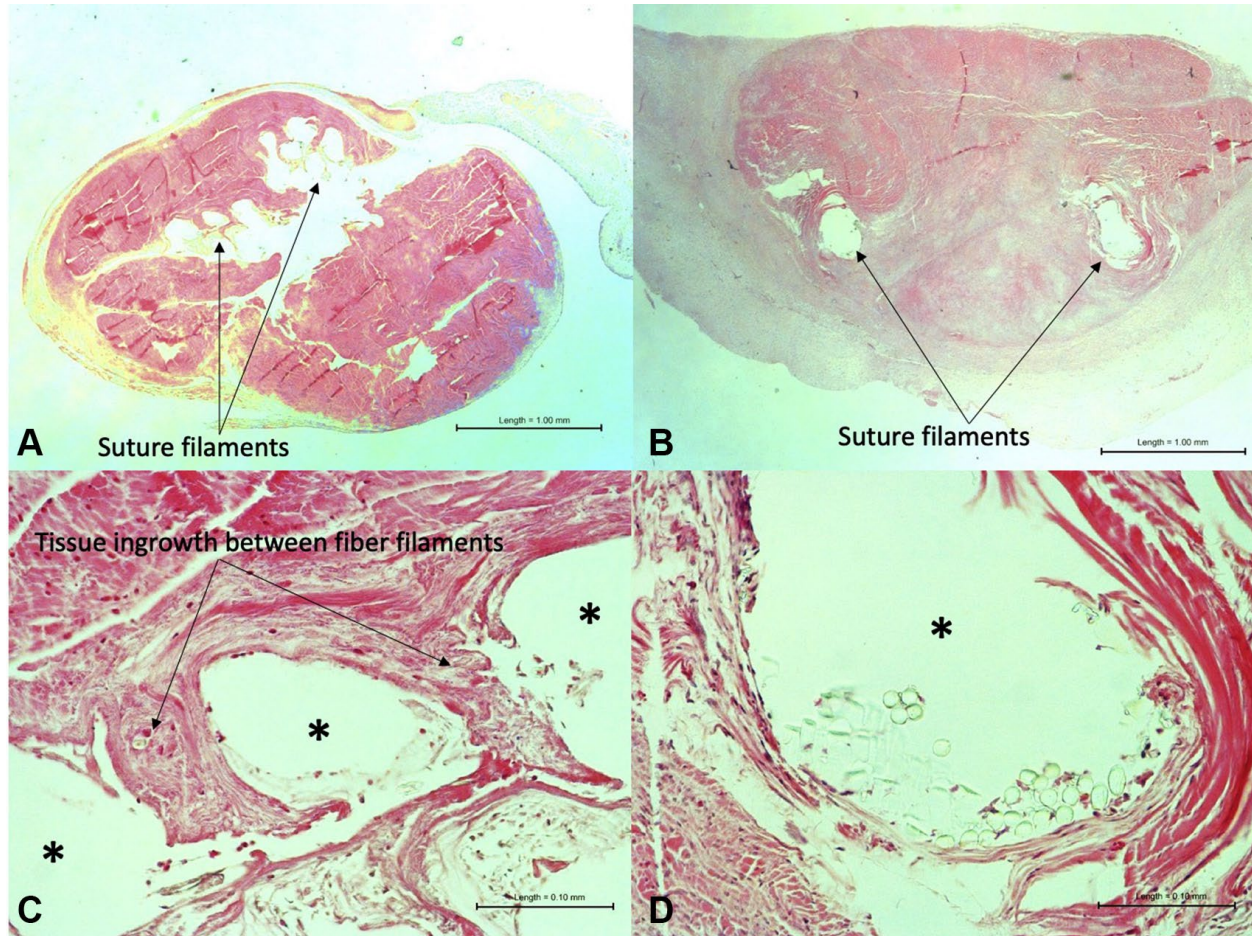
Hatada Biyomekanik Yükün Ortalama Gücü (Newton cinsinden)

Mean Strength of the Biomechanical Load at Failure (in Newtons)

Study Time Point	2-0 Fiberwire Suture	2-0 Duramesh Suturable Mesh	P value
2 weeks	14.8 ± 18.3	50.7 ± 12.7	.021*
4 weeks	52.2 ± 13.6	57.6 ± 22.3	.697
9 weeks	119.2 ± 70.4	90.5 ± 46.4	.525

* Statistical significance, $P < .05$

*istatıksel belirginlik, $P < .05$



Şekil 8. Onarımdan 2 hafta sonra toplanan tendon onarımlarının histolojik görüntüleri, Duramesh yapısına doku büyümesini gösterir, ancak Fiberwire yapısına değil. **A** Duramesh tendon onarımı. **B** Fiberwire tendon onarımı. **C** Duramesh tendon onarımı, lif filamentlerinin yerlerini gösteren yıldız işareti ile. Filamentler arasında kollajen birikimi oklarla belirtilir. **D** Fiberwire tendon onarımı, fiberin yerini gösteren yıldız işareti ile (**A** ve **B** büyütme 2; **C** ve **D** büyütme 20).

Tablo 2**Amerikan Test ve Malzeme Doku büyüme Ölçeği Derneği²⁷**

Puan	0	1	2	3
Doku büyümesi	Hiçbiri	Makul: ince fibroblast bantları ve küçük kollajen birikintileri mesh filamentleri arasında	İyi: orta derecede kalın bantlar fibroblastlar ve kollajen birikintileri mesh filamentleri arasında	Mükemmel: örgü arasındaki tüm boşluklar fibroblastlar tarafından işgal edilen filamentler, kollajen birikintileri ve kılcal damarlar

Bu çalışmada, suturable mesh ile yapılan tendon onarımının geleneksel suture malzemesine göre 2 haftada önemli ölçüde daha fazla mukavemet elde ettiğini göstermek için yeni bir intrasinovyal fleksör tendon onarım modeli kullandık. Gelecekteki çalışmalar, bu yeni suture için bir mukavemet eğrisini belirlemek için 2 haftadan önce onarımın gücünü ve dikilebilir örgü onarımının fleksör tendon onarımından sonra erken, muhtemelen acil hareket protokollerine izin verip vermeyeceğini değerlendirmelidir. Gelecekteki çalışmalar, bu yeni suture'ye bir mukavemet eğrisi belirlemek için 2 haftadan önce onarımın gücünü ve suturable mesh onarımının fleksör tendon onarımından sonra erken, muhtemelen acil hareket protokollerine izin verip vermeyeceği değerlendirilmelidir.

Refersanlar

1. Wolfe SW, Willis AA, Campbell D, Clabeaux J, Wright TM. Biomechanic comparison of the Teno Fix tendon repair device with the cruciate and modified Kessler techniques. *J Hand Surg Am.* 2007;32(3):356e366.
2. Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Merrell GA, Wolfe SW. Effect of suture locking and suture caliber on fatigue strength of flexor tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 2001;26(2):340e346.
3. Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Wolfe SW. The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading. *J Hand Surg Am.* 2000;25(4):714e720.
4. Uslu M, Isik C, Ozsahin M, et al. Flexor tendons repair: effect of core sutures caliber with increased number of suture strands and peripheral sutures. A sheep model. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(6):611e616.
5. Moriya K, Yoshizu T, Maki Y, Tsubokawa N, Narisawa H, Endo N. Clinical outcomes of early active mobilization following flexor tendon repair using the sixstrand technique: short- and long-term evaluations. *J Hand Surg Eur Vol.* 2015;40(3):250e258.

6. Dinopoulos HT, Boyer MI, Burns ME, Gelberman RH, Silva MJ. The resistance of a four- and eight-strand suture technique to gap formation during tensile testing: an experimental study of repaired canine flexor tendons after 10 days of in vivo healing. *J Hand Surg Am.* 2000;25(3):489e498.
7. Dy CJ, Hernandez-Soria A, Ma Y, Roberts TR, Daluiski A. Complications after flexor tendon repair: a systematic review and meta-analysis. *J Hand Surg Am.* 2012;37(3):543e551.e1.
8. Dy CJ, Daluiski A, Do HT, Hernandez-Soria A, Marx R, Lyman S. The epidemiology of reoperation after flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2012;37(5):919e924.
9. O'Sullivan ME, Colville J. The economic impact of hand injuries. *J Hand Surg Br.* 1993;18(3):395e398.
10. Rigo IZ, Røkkum M. Predictors of outcome after primary flexor tendon repair in zone 1, 2 and 3. *J Hand Surg Eur Vol.* 2016;41(8):793e801.
11. Dumanian GA, Tulaimat A, Dumanian ZP. Experimental study of the characteristics of a novel mesh suture. *Br J Surg.* 2015;102(10):1285e1292.
12. Souza JM, Dumanian ZP, Gurjala AN, Dumanian GA. In vivo evaluation of a novel mesh suture design for abdominal wall closure. *Plast Reconstr Surg.* 2015;135(2):322e330e.
13. Lanier ST, Dumanian GA, Jordan SW, Miller KR, Ali NA, Stock SR. Mesh sutured repairs of abdominal wall defects. *Plast Reconstr Surg Glob Open.* 2016;4(9):e1060.
14. Jordan SW, Janes LE, Sood R, et al. A direct method for measuring surface area of polymer mesh using synchrotron x-radiation microComputed tomography: a pilot study. *Biomed Phys Eng Express.* 2019;5(6):067001.
15. Jordan SW, Fligor JE, Janes LE, Dumanian GA. Implant porosity and the foreign body response. *Plast Reconstr Surg.* 2018;141(1):103e112e.
16. Scheiber CJ, Kurapaty SS, Goldman SM, Dearth CL, Liacouras PC, Souza JM. Sutureable mesh better resists early laparotomy failure in a cyclic ball-burst model. *Hernia.* 2020;24(3):559e565.
17. Wallace SJ, Mioton LM, Havey RM, Muriuki MG, Ko JH. Biomechanical properties of a novel mesh suture in a cadaveric flexor tendon repair model. *J Hand Surg Am.* 2019;44(3):208e215.
18. Gillis JA, Athens CM, Rhee PC. Biomechanical comparison of tendon coaptation methods with a meshed suture construct. *J Hand Surg Am.* 2021;46(4):343.e1e343.e10.
19. Tuzuner S, Özkan EO, Erin N, Özkaynak S, Cinpolat A, Özkan EO. Effects of botulinum toxin A injection on healing and tensile strength of ruptured rabbit Achilles tendons. *Ann Plast Surg.* 2015;74(4):496e500.
20. Bowser JE, Elder SH, Rashmir-Raven AM, Swiderski CE. A cryogenic clamping technique that facilitates ultimate tensile strength determinations in tendons and ligaments. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(5):370e373.
21. Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN. Flexor tendon forces: in vivo measurements. *J Hand Surg Am.* 1992;17(2):291e298.
22. Hausmann JT, Veksler G, Bijak M, Benesch T, Vecsei V, G€abler C. Biomechanical comparison of modified Kessler and running suture repair in 3 different animal tendons and in human flexor tendons. *J Hand Surg Am.* 2009;34(1):93e101.
23. Barrie KA, Wolfe SW, Shean C, Shenbagamurthi D, Slade JF III, Panjabi MM. A biomechanical comparison of multistrand flexor tendon repairs using an in situ testing model. *J Hand Surg Am.* 2000;25(3):499e506.
24. Choueka J, Heminger H, Mass DP. Cyclical testing of zone II flexor tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 2000;25(6):1127e1134.
25. Sanders DW, Milne AD, Dobravec A, MacDermid J, Johnson JA, King GJ. Cyclical testing of flexor tendon repairs: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg*

- Am. 1997;22(6):1004e1010.
26. Pruitt DL, Manske PR, Fink B. Cyclic stress analysis of flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1991;16(4):701e707.
 27. *Annual Book of ASTM Standards.* ASTM; 2003.
 28. Wu YF, Tang JB. Tendon healing, edema, and resistance to flexor tendon gliding: clinical implications. *Hand Clin.* 2013;29(2):167e178.
 29. Strickland JW. Development of flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. *J Hand Surg Am.* 2000;25(2):214e235.
 30. Boyer MI, Gelberman RH, Burns ME, Dinopoulos H, Hofem R, Silva MJ. Intrasynovial flexor tendon repair. An experimental study comparing low and high levels of in vivo force during rehabilitation in canines. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83(6):891e899.
 31. Deerenberg EB, Harlaar JJ, Steyerberg EW, et al. Small bites versus large bites for closure of abdominal midline incisions (STITCH): a double-blind, multicentre, randomised controlled trial. *Lancet.* 2015;386(10000):1254e1260.
 32. Bates SJ, Morrow E, Zhang AY, Pham H, Longaker MT, Chang J. Mannose-6-phosphate, an inhibitor of transforming growth factor-beta, improves range of motion after flexor tendon repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(11):2465e2472.
 33. Wu YF, Zhou YL, Tang JB. Relative contribution of tissue oedema and the presence of an A2 pulley to resistance to flexor tendon movement: an in vitro and in vivo study. *J Hand Surg Eur.* 2012;37(4):310e315.
 34. Maddox GE, Ludwig J, Craig ER, et al. Flexor tendon repair with a knotless, bidirectional barbed suture: an in vivo biomechanical analysis. *J Hand Surg Am.* 2015;40(5):963e968.
 35. Kadar A, Liu H, Vrieze AM, et al. Establishment of an in vivo turkey model for the study of flexor tendon repair. *J Orthop Res.* 2018;36(9):2497e2505.
 36. Zhao C, Zobitz ME, Sun YL, et al. Surface treatment with 5-fluorouracil after flexor tendon repair in a canine in vivo model. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(11):2673e2682.
 37. Zhao C, Sun YL, Kirk RL, et al. Effects of a lubricin-containing compound on the results of flexor tendon repair in a canine model in vivo. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(6):1453e1461.
 38. Zhao C, Ozasa Y, Reisdorf RL, et al. CORR® ORS Richard A. Brand award for outstanding orthopaedic research: engineering flexor tendon repair with lubricant, cells, and cytokines in a canine model. *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472(9):2569e2578.
 39. Tsubone T, Moran SL, Amadio PC, Zhao C, An KN. Expression of growth factors in canine flexor tendon after laceration in vivo. *Ann Plast Surg.* 2004;53(4):393e397.
 40. Fufa DT, Osei DA, Calfee RP, Silva MJ, Thomopoulos S, Gelberman RH. The effect of core and epitendinous suture modifications on repair of intrasynovial flexor tendons in an in vivo canine model. *J Hand Surg Am.* 2012;37(12):2526e2531.