

Kadavra Fleksör Tendon Onarım Modelinde Yeni Bir Mesh Sütürün Biyomekanik Özellikleri

Stephen J. Wallace, MD,* Lauren M. Mioton, MD,† Robert M. Havey, MS,‡ Muturi G. Muriuki, PhD,‡ Jason H. Ko, MD†

Amaç: Geleneksel dikiş onarımları, gerildiğinde, dikiş araya giren dokuyu kestiğinde dikiş kopması, düğüm kayması veya dikiş çekme ile başarısız olur. Bu çalışmanın amacı, yeni bir mesh sütür kullanarak fleksör tendon onarımlarının biyomekanik özelliklerini geleneksel sütür onarımları ile karşılaştırmaktır.

Yöntemler: Altmış insan kadavra fleksör digitorum profundus tendonu toplandı ve 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend sütür veya 1 mm çapında mesh sütür olmak üzere 3 sütür onarım grubundan 1'ine atandı. Tüm tendonlar 4 telli çekirdek çapraz dikiş konfigürasyonu kullanılarak onarıldı. Her tendon onarımı, arızalanana kadar doğrusal yükleme veya dögüsel yükleme işlemine tabi tutuldu. Sonuç ölçütleri arasında akma dayanımı, nihai dayanım, 1 mm ve 2 mm boşluk oluşumu için gereken devir sayısı, yük ve arıza sayılabilir.

Sonuçlar: Örgü sütür onarımları, doğrusal test altında 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend sütür onarımlarına kıyasla belirgin derecede daha yüksek verim ve nihai kuvvet değerlerine sahipti. Onarım boşlukları üretmek için gereken ortalama kuvvet, mesh sütür onarımlarında geleneksel dikişlere göre belirgin derecede yüksekti. Mesh sütür onarımları, hem 3-0 hem de 4-0 geleneksel dikişlere kıyasla, başarısızlıktan önce uygulanan çok daha fazla sayıda dögü ve kuvvete dayandı.

Sonuç: Yeni bir mesh sütür kullanılarak fleksör tendon onarımlarının bu ex vivo biyomekanik çalışması, geleneksel dikişlere kıyasla mesh sütür onarımlarında boşluk oluşumu ve onarım arızası için gereken ortalama akma mukavemeti, nihai mukavemet ve ortalama kuvvette önemli artışlar olduğunu ortaya koymaktadır.

Kliniksel ilişki : Mesh sütür-bazlı fleksör tendon onarımları daha erken zaman noktalarında iyileşmenin gelişmesine neden olabilir. Bulgular fleksör tendon onarımlarından sonra daha erken mobilizasyona, adezyon oluşumunun azalmasına ve kopma oranlarının düşmesine olanak sağlayabilir. (*J Hand Surg Am. 2019; telif hakkı Amerikan El Cerrahisi Derneği tarafından © 2018. Tüm hakları saklıdır.*)

Anahtar kelimeler: Fleksör tendon onarımı, Mesh sütür, sütür malzemeleri, nihai gerilme mukavemeti biyomekaniği.

* Loyola Üniversitesi —Chicago, Maywood Ortopedik Cerrahi Bölümü'nden; † Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Bölümü, Northwestern Üniversitesi, Chicago; ve ‡ Kas-İskelet Biyomekanik Laboratuvarı, Edward Hines Jr. VA Hastanesi, Hines, IL.

13 Kasım 2017'de yayınlanmak üzere alındı; 23 Kasım 2018'de revize edilmiş olarak kabul edildi. Bu maddenin konusu ile doğrudan veya dolaylı olarak ilgili hiçbir biçimde fayda sağlanmamış veya alınmayacaktır.

İlgili yazar: Jason H. Ko, MD, Northwestern Üniversitesi Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Bölümü,

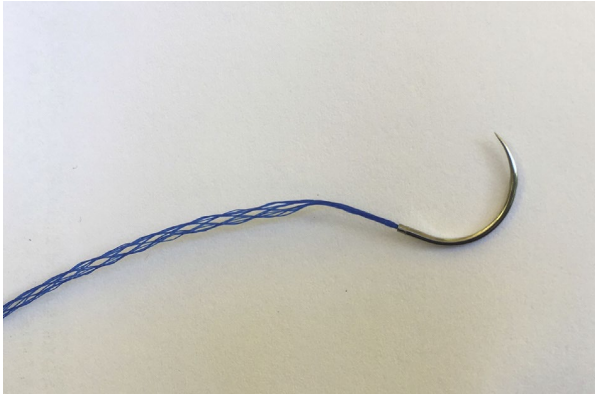
University, 675 N. St. Clair Suite #19-250, Chicago, IL 60611; e-mail: Jason.Ko@nm.org.

<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2018.11.016>

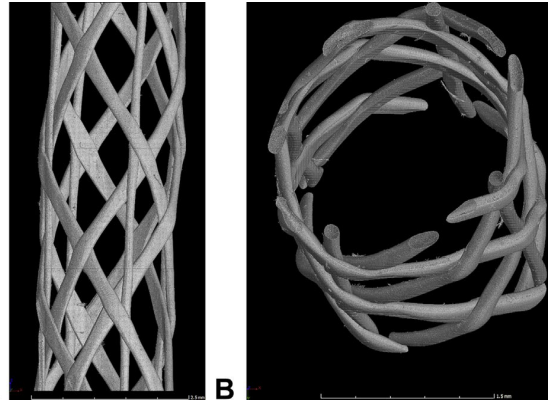
Çeviren: Ercan KILIC, MD

© 2018 ASSH . Elsevier, Inc. tarafından yayınlanmıştır. Tüm hakları saklıdır.

FLEKSÖR TENDON ONARIMLARI yapışma oluşumu, eklem sertliği ve onarım arızası ile komplike olabilir, bu da el hareketi, kavrama ve tutamda eksikliklere neden olabilir. Erken hareket rehabilitasyon protokollerinin adezyon oluşumunu ve eklem sertliğini azalttığı gösterilmiştir.¹⁻⁴ Bu nedenle, el cerrahlarına, ilk postoperatif (ameliyat sonrası) dönemde harekete dayanacak kadar dayanıklı bir onarım yaratmaları için meydan okunmuştur. Birçok tendon onarım tekniği önerilmiş olmasına rağmen, geleneksel dikişler kapalı çekirdek konfigürasyonları nedeniyle doğal sınırlamalara sahip olabilir. Tendon onarımları, dikiş kopması ve düğüm kayması ile başarısız olabilir ve tendonların fasiküler yapısı, bu dokuyu, sütürün yaklaşmakta olan dokuyu kestiği zaman, sütür çekme olarak bilinen bir olguya özellikle duyarlı hale getirir.^{5,6} Bu oluşumu azaltmak için, fleksör tendon onarımı için katı çekirdekli dikiş yapıları genellikle tendon liflerine göre çeşitli yönlere yerleştirilmiş dikişleri içerir. Bununla birlikte, tendon onarımını takiben dikiş çekme işlemi bir sorun olmaya devam etmektedir çünkü tendon onarımının başarısızlığının bilinen bir belirleyicisi olan boşluk oluşumuna neden olabilir.⁵



ŞEKİL 1: Çoklu polipropilen filamentli mesh sütür.



ŞEKİL 2: A, B Mikro bilgisayarlı tomografi, çapraz kapak tasarımını ve örgü sütürün artan yüzey alanını göstermektedir.

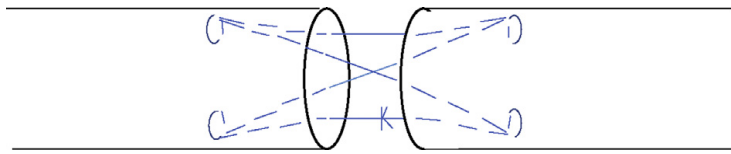
Son zamanlarda, karın duvarı defektlerinin onarımı için yeni bir mesh sütür kullanılmış ve sütür çekilmesinde ve ardından fitik oluşumunda belirgin düşüşler olmuştur (Şekil 1).⁷⁻⁹ Doğrudan test edilmemesine rağmen, bu mesh sütürün başarısı daha geniş yüzey alanı ve makro gözenekli tasarımından kaynaklanıyor olabilir. Bu mesh sütür, açık silindirik çapraz kapak konfigürasyonuna dokunmuş çoklu polipropilen filamentlerden yapılmıştır (Şekil 2). Bu açık örgü tasarımı, bağlandıktan sonra çöken daha büyük bir dikiş çapına izin vererek nispeten daha küçük bir iplikçik ve düğüm profili oluşturur. Büyük dikiş çapına ek olarak, örgü dikiş kuvvet yönüne dik olarak düzleşir ve onarılan doku ile interdigitates (birbirine kenetlenir). Bu özellik teorik olarak dikiş ve doku arasındaki statik sürtünmeyi artırır ve dikiş malzemesinin çekme kuvvetlerini daha geniş bir yüzey alanı boyunca daha iyi dağıtarak çekilmeye karşı direnç göstermesini sağlar. Ayrıca, prelinik biyomateryal araştırmaları mesh sütürün makro gözenekli yapısal tasarımının, doku büyümesi yoluyla daha güçlü ve daha biyoyumlu onarımları kolaylaştırdığını göstermiştir.⁷ Tendonlar ve karın fasyası şekil ve hareket bakımından farklılık gösterse de, mesh sütür dikişini karın duvarı fasyasının yaklaştırılması için uygun kılan malzeme özellikleri, eldeki fleksör tendon onarımları için faydalı olabilir.¹⁰

Bu çalışmanın amacı, yeni bir mesh suture kullanılarak fleksör tendon onarımlarının biyomekanik özelliklerini, ortak suture materyali ve boyutları ile yapılan onarımlarla karşılaştırmaktır. Bu mesh suture'nün 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend suture ile karşılaştırıldığında gelişmiş biyomekanik özelliklere sahip olacağını varsaydık.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Çalışmada analiz için yeni bir mesh suture kullanıldı (2-0 Tetra Mesh Suture; Mesh Suture Inc., Dorado, Porto Riko; şu anda ticari olarak temin edilemez). Mesh suture dikişine tayin edilen çap, üzerine dokunduğu ve kapatıldığı mandrel çapına dayanır. Bu Suture, her biri 0.10 mm çapında 12 polipropilen filamentten oluşan silindirik bir şekle sahiptir. Dört filament dikiş eksenini boyunca doğrusal olarak yönlendirilir ve bir örgü deseni oluşturmak için 4 uzunlamasına dikiş 8 ek filament örgülenir. Her filament, her temas noktasında diğerlerine bağlanır.

Bu çalışma için indeks, orta ve yüzük parmaklarının altmış taze donmuş insan kadavra fleksör digitorum profundus tendonu toplandı. Bu örnekler, ayrı doğrusal testler ve dairesel testler için eşit gruplara (her biri 30 örnek) randomize edildi. Her test grubunda, mesh suture veya örgülü poli-blend suture kullanılarak 3 ayrı suture onarım grubundan 1'ine rastgele 10 tendon atandı (3-0 veya 4-0 FiberWire; Arthrex, Inc, Naples, FL).^{11,12} Numune torbasından çıkarılan ilk 10 tendon mesh suture atandı, bundan sonra bir sonraki 10 dizi 3-0 örgülü poli-karışım suture atandı ve kalan 10 tanesi 4-0 örgülü poli-karışım suture tahsis edildi. Atama sırasında numuneler dondurulduğunda, tendon kalitesi ve büyüklüğü açısından inceleme yapılmadı.



Şekil 3: 4 telli çekirdek çapraz tendon onarım tekniğinin diyagramı.

Örneklem büyüklüğü tayini

Örneklem büyüklüğü pilot testlere göre belirlendi. Deney grubu başına üç tendon onarımı ön testlere dahil edildi. 1 mm'ye kadar olan onarım boşlukları için gereken ortalama yük, örgü dikiş onarımları için 3-0 örgülü poliblend suture göre % 33 daha yüksekti — şu anda kurumlarımızda tendon onarımı için kullanılan en yaygın 2 suture'den daha güçlüydü. Grup başına 5 tendon örneklem büyüklüğü tahmini 0.05 alfa ve 0.80 güç kullanılarak yapıldı.

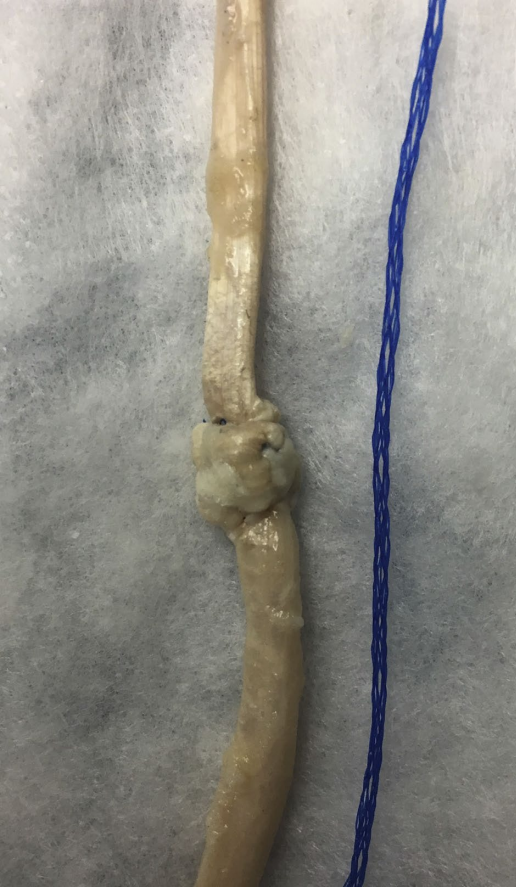
Numune hazırlama

Her numune hazırlanmadan önce 30 dakika boyunca çözüldü ve tuzlu suyla ıslatılmış gazlı bezde nemli tutuldu. Tendonlar standartlaştırılmış 10 cm uzunluğa kadar kesilmiş ve tendon orta noktasında tam, enine bir yırtılma oluşturmak için bir neşter kullanılarak kesilmiştir. Tüm tendonlar, 4 iplikçikli çekirdek çapraz konfigürasyonu kullanılarak 3 dikiş malzemesinden 1'i ile onarıldı (Şekil. 3, 4).¹³ Her onarım için ilk 1'i cerrah düğümü olmak üzere toplam 3 kare düğüm yerleştirildi. Bölünmeden önce ve onarımdan sonra orta noktadaki her bir tendonun genişliğini ve

kalınlığını ölçmek için bir dijital kumpas kullanıldı, bu da ön ve son onarım kesit alanı hesaplamalarına izin verdi. Biyomekanik testler tendon onarımından hemen sonra yapıldı.

Biyomekanik test: doğrusal protokol

Otuz tendon, daha önce yayınlanmış protokollere dayanan doğrusal bir test protokolüne tabi tutuldu.^{14,15} Her bir tendon, (MTS Insight Eden Prairie, MN) zımpara kağıdı ile güçlendirilmiş özel kavrama kelepçeleri kullanılarak bir çekme test makinesine bağlandı ve daha sonra 0.1 mm / s'lik sabit bir yer değiştirme oranı uygulanmadan önce 10 döngü boyunca 5 N'ye ön koşullandırıldı. Başarısızlık modunun yanı sıra Kuvvet (N) ve çapraz-kafa uzaması (mm) kaydedildi. Onarımın başarısızlığı dikiş kırılması, dikiş çekme veya düğüm kayması olarak nitelendirildi. Çekme kuvveti 1 N'nin altına düştüğünde test sonlandırıldı.



Şekil 4: İnsan fleksörü digitorum profundus tendon durumu, yeni mesh sütür ile 4 telli çekirdek çapraz onarımı sonrası. Çekirdek iplikler ve iç düğüm tendon kollajen lifleri ile kaplıdır. Karşılaştırma için onarılan tendonun yanında 1 mm'lik yeni örgü sütürün bir parçası bulunur.

Biyomekanik testler: dögüsel protokol

Otuz tendon, önceki protokollere benzer bir artımlı dögüsel yükleme kullanılarak test edildi.¹⁶⁻¹⁸ Numune testi, her tendon 11.5 N'ye önceden yüklendiğinde başladı ve daha sonra 0.2 Hz'de 20 döngü için 3 N'den 20 N kuvvetine çevrildi. Uygulanan maksimum kuvvet, 17 N'lik sabit bir kuvvet

genliğini koruyarak 5 N'lik artışlarla art arda arttırıldı. Her yeni yükleme büyüklüğü, 80 N tepe yüküne ulaşılan veya onarım başarısız olana kadar 20 döngü boyunca tekrarlandı.

İzole sütün materyali tensiyometrisi

Her sütün tipinin izole tensiyometri testi tek kolonlu masa üstü test sistemi kullanılarak yapıldı (Instron, Norwood, MA). Dikiş kopması ile gösterildiği gibi dikiş kopmasına kadar 1000 N/dk'da kuvvet uygulandı. Her dikiş tipi için üç çalışma yapıldı ve başarısızlık (N) için gereken kuvvetin ortalaması alındı.

İstatistiksel analiz

Doğrusal ve döngüsel test verileri Test-Works yazılımı (MTS Insight Eden Prairie, MN) ile elde edildi ve yüksek çözünürlüklü bir video kamera ile kaydedildi. Toplanan veriler arasında doğrusal testler için akma dayanımı, nihai dayanım ve sertlik ile döngüsel testler için 1 mm ve 2 mm boşluk oluşumu ve arızası ile onarım arızası modu elde etmek için gereken döngü ve yük sayısı yer aldı. Sertlik (N /mm), kuvvet-uzama eğrisi üzerindeki elastik kademenin orta bölüm eğimi olarak tanımlandı. Kalibrasyon için bir cetvel kullanılarak, videoda 1 mm ve 2 mm boşluk oluşumu ölçülmüş ve her zaman noktasında döngü sayısı ve anlık yük ile ilişkilendirilmiştir. Toplam Newton döngüleri, uygulanan yükün artımlı ürünlerinin toplamı olarak, kuvvetin her tendona 1 mm ve 2 mm boşluklarda ve arızada (yani dayanıklılığını yitirme mukavemeti) uygulandığı döngü sayısı ile çarpılarak hesaplandı. 1 mm ve 2 mm boşluklardaki ve onarım başarısızlığındaki döngü sayısı, kuvvet ve toplam Newton döngüsü, P 'nin .05 veya daha az önem düzeyine sahip, bir Student t testi kullanılarak sütün tipleri arasında karşılaştırıldı.

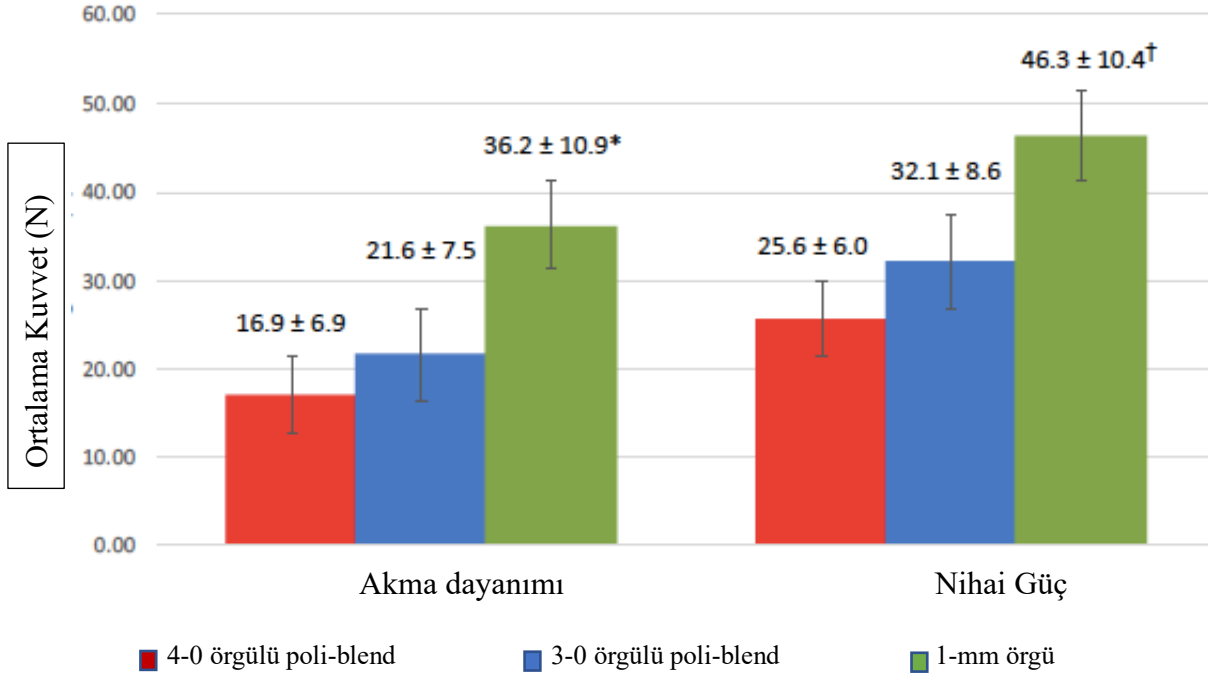
SONUÇLAR

Doğrusal Test

Akma dayanımı ve nihai dayanım **Şekil 5'** te özetlenmiştir. Başarısızlık, her onarım grubunda düğüm kayması-1 ile başarısızlığın meydana geldiği 3 örnek hariç, dikiş çekme yoluyla gerçekleşti. Bu mesh sütün onarımı, 4-0 ve 3-0 örgülü poli-blend sütün onarımlarına kıyasla belirgin derecede daha yüksek ortalama akma mukavemetine ve nihai mukavemete sahipti. 3-0 ve 4-0 örgülü polyblend sütün gruplarını karşılaştıran akma dayanımı veya nihai dayanım açısından belirgin fark yoktu.

Yapı sertliği, örgü onarımı ile 3-0 örgülü poli-karışım dikişi arasında belirgin olarak farklıydı (5.2 ± 1.3 N/mm vs 3.8 ± 1.0 N/mm). Sertlik, örgü ve 4-0 örgülü poli-blend sütün arasında belirgin olarak farklı değildi ($P = .20$) veya 3-0 örgülü poliblend sütün ile 4-0 örgülü poliblend sütün arasında belirgin olarak farklı değildi (4.4 ± 1.2 N/mm; $P = .36$).

Statik Test



* örgü sütür, hem 4-0 hem de 3-0 örgülü poli-blend sütürden belirgin derecede daha yüksek ortalama akma dayanımına sahipti, $P < .05$.

† örgü sütür, hem 4-0 hem de 3-0 örgülü poli-blend sütürden önemli ölçüde daha yüksek bir ortalama nihai mukavemete sahipti, $P < .05$.

Şekil 5: Her onarım türü için ortalama akma dayanımı ve nihai dayanım.

Döngüsel Test

30 onarımın yirmi dokuzu dikiş çekme ile başarısız oldu, 1 örgü dikiş onarımı dikiş kopmasıyla başarısız oldu (60 N'lik son yükte 170 döngüden sonra). Hiçbir onarım, 80-N kuvvetinden daha büyük bir maksimum yüke ulaşmadı.

Mesh sütür onarımları, hem 4-0 hem de 3-0 örgülü poli-karışım sütürüne kıyasla 1 mm ve 2 mm boşluk bırakmadan önce ortalama döngü sayısı, uygulanan kuvvet ve toplam Newton döngülerinden önemli ölçüde daha fazla dayandı (Tablo 1; $P < .05$). Bu parametrelerde 4-0 ile 3-0 örgülü poli-blend sütür arasında belirgin fark yoktu. 1 mm'lik bir boşluk oluşturmak için minimum kuvvet, mesh sütür grubunda sırasıyla 4-0 örgülü poli-karışım sütür ve 3-0 örgülü poli-karışım sütür onarımları için 20 N ve 35 N'ye kıyasla 45 N (ortalama 58 ± 7 N) idi ($P < .05$).

Mesh sütür onarımları, felaket başarısızlığından önce hem 4-0 örgülü poli karışım sütürü ($P < .05$) hem de 3-0 örgülü poli-blend sütürden çok daha fazla sayıda döngü, uygulanan kuvvet ve toplam Newton döngüsüne dayandı (**Şekil 5**; $P < .05$). 3-0 Örgülü poliblend sütür ile yapılan onarımlar, başarısızlıktan önce 4-0 örgülü poliblend sütürden çok daha fazla sayıda döngü, uygulanan kuvvet ve Newton döngüsü sürdürdü.

Kesit alanı analizi

Onarım sonrası hem mesh sütünde hem de 3-0 örgülü poli-blend sütünde onarım alanı kesit alanı ortalama % 158 oranında artmıştır (sırasıyla 14.8 mm²'den 37.9 mm²'ye ve 10.6 mm²'den 26.8 mm²'ye). Hem 3-0 örgülü poli-blend sütün onarımlarına hem de örgü sütün bazlı onarımlara benzer şekilde, 4-0 örgülü poli-blend sütün onarımlarını (11.9 mm²'den 28.9 mm²'ye) takiben kesit alanında % 141'lik bir artış oldu.

İzole sütün materyali tensiyometrisi

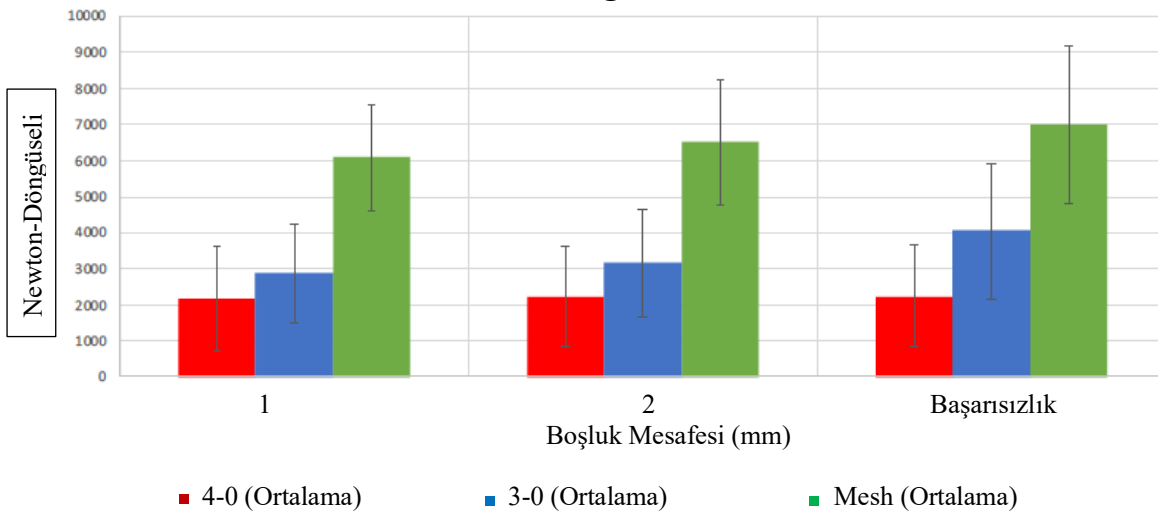
1 mm mesh sütün, hem 3-0 örgülü poli-blend sütün (38.1 ± 2.8 MPa) hem de 4-0 örgülü poli-blend sütün (30.3 ± 1.0 MPa) sütün ile karşılaştırıldığında 19.4 ± 2.6 MPa'da en düşük ortalama elastik modüle sahipti (**Tablo 2**). Mesh sütün ayrıca 3-0 örgülü poliblend sütün ile 73.2 ± 3.3 N ve 4-0 örgülü poli-blend sütün ile 53.8 ± 1.5 N ile karşılaştırıldığında 36.4 ± 1.5 N'de en düşük ortalama mekanik dayanıma (sütün arızası için gereken yük olarak tanımlandı) sahipti.

Tablo 1. Tendon Onarımında Boşluk Oluşumu ve Kuvvet Dayanımı

Sütün Tipi	1-mm Boşluk			2-mm Boşluk			Başarısızlık		
	Ortalama Döngü	Ortalama Kuvvet (N)	Toplam Newton-Döngü	Ortalama Döngü	Ortalama Kuvvet (N)	Toplam Newton-Döngü	Ortalama Döngü	Ortalama Kuvvet (N)	Toplam Newton-Döngü
4-0 örgülü poli-blend	75 ± 38	37 ± 10	2,176 ± 1,437	76 ± 36	38 ± 9	2,213 ± 1402	77 ± 36*	38 ± 9 *	2,243 ± 1,405*
3-0 örgülü poli-blend	94 ± 31	42 ± 7	2,872 ± 1,365	101 ± 33	44 ± 9	3,163 ± 1,500	120 ± 37*	49 ± 8*	4,041 ± 1,899*
1 -mm mesh†	160 ± 26	58 ± 7	6,096 ± 1,466	167 ± 30	59 ± 7	6,517 ± 1,744	174 ± 36	61 ± 9	6,989 ± 2,199

* 3-0 örgülü poli-blend, yalnızca Başarısızlıkta 4-0 örgülü poli-blend ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha fazla sayıda Döngü, Kuvvet ve Toplam Newton Döngüsünü sürdürdü (P ≤ .05)
† 1 mm'lik örgü dikiş, 1 mm Boşluk ve 2 mm Boşluk Oluşumunda ve Başarısızlıkta hem 4-0 örgülü poli-blend hem de 3-0 örgülü poli-blend ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha fazla sayıda Döngü, Kuvvet ve Toplam Newton Döngüsünü sürdürdü (P ≤ .05)

Döngüsel Test



Şekil 6: Her onarım türü için 1 mm boşluk oluşumu (en solda), 2 mm boşluk oluşumu (ortada) ve arıza (en sağda) için gereken ortalama Newton döngüsü.

Tablo 2. İzole Sütür Testinin Biyomekanik Özellikleri

Sütür Tipi	Elastik Modül (MPa)	Akma Dayanımı (N)	Mekanik Dayanım (N)
4-0 örgülü poli-blend	30.3 ± 1.0	44. ± 1.8	53.8 ± 1.5
3-0 örgülü poli-blend	38.1 ± 2.8	62.8 ± 1.7	73.2 ± 3.3
1 -mm mesh	19.4 ± 2.6*	27.6 ± 24†	35.4 ± 1.5††

* Mesh sütür, 4-0 ve 3-0 örgülü poli-blend ile karşılaştırıldığında belirgin derecede daha düşük bir elastik modüle sahipti, $P < .05$.
† Mesh sütür, hem 4-0 hem de 3-0 örgülü poli-blende kıyasla daha düşük ortalama akma dayanımına sahipti, $P < .05$.
†† Mesh sütür, hem 4-0 hem de 3-0 örgülü poli-blend ile karşılaştırıldığında daha düşük bir ortalama mekanik mukavemete sahipti, $P < .05$.

TARTIŞMA

Fleksör tendon onarımının temel amacı, yırtılmaya dayanırken erken aktif harekete izin veren güçlü bir sütür-tendon yapısı oluşturmaktır. Erken mobilizasyonun peritendinöz adezyon oluşumunu azalttığı ve içsel tendon iyileşmesini uyardığı gösterilmiştir.¹⁻⁴ Bununla birlikte, erken aktif hareket protokolleri dikkatli kullanılmalıdır, çünkü onarım sahasındaki kuvvetler boşluk oluşumu ve onarım arızası riskini artırır. Onarım arızası, tipik dikiş malzemelerinde gözlenen çekme fenomenine bağlanabilir.⁵⁻⁶ Bu zorluğun üstesinden gelmek için çeşitli tendon onarım desenleri, dikiş malzemesi ve boyutu kullanılarak çok sayıda tendon onarım tekniği önerilmiştir.¹⁹⁻²⁸

Bu çalışma, insan kadavra fleksör digitorum profundus tendonlarında döngüsel ve doğrusal test protokolleri altında 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend sütür ile yapılanlara 1 mm çapında mesh sütür ile yapılan tendon onarımlarının biyomekanik özelliklerini analiz etmiştir. 1 mm çaplı mesh sütürün seçimi, türünün mevcut en küçük çaplı sütür olmasına dayanıyordu. Karşılaştırma için 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend sütürlerin kullanımı, kurumlarımızda fleksör tendon onarımı için en sık kullanılan sütürler oldukları için seçilmiştir. Doğrusal tensiyometri basitleştirilmiş kuvvet sonuçları sağladı ve döngüsel tensiyometri testi, aktif bir rehabilitasyon protokolü altında fizyolojik postoperatif koşulları taklit eden klinik olarak daha alakalı bir model olarak kullanıldı.²⁹

Doğrusal test sonuçları, mesh sütür bazlı onarımlarda hem 3-0 hem de 4-0 örgülü poli-karışım sütür onarımlarına göre belirgin derecede daha yüksek ortalama akma dayanımı ve nihai dayanım değerleri göstermiştir. Mesh sütür onarımları, ortalama akma dayanımının iki katına ve 4-0 örgülü poli-blend sütür onarımlarından % 80 daha fazla ortalama nihai mukavemete ve 3-0 örgülü poli-blend sütür bazlı onarımlardan % 67 daha fazla ortalama akma dayanımına ve % 45 daha fazla ortalama nihai mukavemete sahipti. Akma dayanımı, yapının kalıcı deformasyonundan önceki kuvvetin üst sınırını temsil ettiği için, bozulmamış onarım kompozitinin maksimum mukavemeti olarak kabul edilir.³⁰ Döngüsel tensiyometri sonuçları, 1 mm çapında mesh sütür kullanılarak yapılan onarımların istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla gerilme mukavemetine sahip olduğunu göstermiştir. Spesifik olarak, 4-0 örgülü poli-blend sütür tendon onarımları ile karşılaştırıldığında, mesh sütür onarımları, 1 mm'lik bir boşluk, 2 mm'lik bir boşluk veya arıza geliştirmek için ortalama olarak iki kat daha fazla döngü ve % 50 daha fazla yük (Newton cinsinden)

gerektiriyordu. 3-0 Örgülü poli-blend sütün ile karşılaştırıldığında, yeni mesh sütün onarımları, 1 mm'lik bir boşluk, 2 mm'lik bir boşluk geliştirmek için veya başarısızlık için ortalama olarak en az 50 döngü ve% 25 daha fazla kuvvet gerektiriyordu.

Sonuçlarımızı diğer *ex vivo* çalışmalarınkilerle doğrudan karşılaştırmak zordur çünkü biyomekanik test protokolleri, tensiyometri kurulumu ve tendon onarım yöntemleri büyük farklılıklar göstermektedir. Lawrence ve Davis¹⁴ ve Wong ve arkadaşları¹⁵ tarafından yapılan çalışmalar, tendon onarımı ve doğrusal tensiyometri metodolojimize en yakın şekilde yaklaşmıştır. Bununla birlikte, bu çalışmalar domuz tendonlarını test etti ve onarım alanı kuvvetine katkıda bulunduğu gösterilen 4 telli çekirdek çapraz onarım konfigürasyonunu kullandı.¹⁶ Xie ve arkadaşları tarafından yapılan diğer çalışmalar³¹ ve Angeles ve arkadaşları³² benzer tendon modellerini kullandılar, ancak farklı tensiyometri protokolleri ve onarım teknikleri kullandılar.

Çok sayıda *in vivo* çalışma, pasif ve aktif hareket sırasında sağlam insan fleksör tendonları boyunca uygulanan kuvvetleri ölçmüştür.³³⁻³⁷ Powell ve Trail³³ tarafından yapılan bir araştırma, aktif ve pasif hareket sırasında 0.2 N ila 50 N arasında değişen kuvvetlere ve 500 g'a (~ 5 N) kadar dirence karşı harekete dikkat çekti. Kuvvet ölçümlerindeki geniş aralık, çalışmalar arasında yaygındı ve kuvvetler% 50'ye kadar değişiyordu.³³⁻³⁷ Bu tür bir varyasyon muhtemelen içsel hasta değişkenliğinin ve bu kuvvetleri doğru bir şekilde yakalamadaki teknik zorlukların bir birleşimidir. Bu çalışmada mesh sütün onarımları, boşluk ve başarısızlıktan önce hem 3-0 hem de 4-0 örgülü poli-karışım sütününden daha yüksek ortalama kuvvetler elde ederken, mesh sütünün erken aktif hareket rehabilitasyon protokolleri sırasında onarım alanı boyunca kuvvete daha iyi direnç gösterip göstermediğini görmek için *in vivo* verilere ihtiyaç vardır.

İzole edilen her bir dikiş malzemesinin başarısızlığa karşı doğrusal tensiyometri testi, 1 mm'lik örgü sütünün hem 3-0 hem de 4-0 örgülü poli-karışım sütününden daha düşük bir ortalama elastik modüle (MPa) sahip olduğunu ortaya koydu (Tablo 2). Bu bulgu tensiyometri tendon onarım sonuçlarımızla çelişse de, örgü dikiş onarımlarının döngüsel kuvvetlere örgülü poli-karışım dikiş onarımlarından nasıl daha dirençli olabileceğini açıklayabilir. Spesifik olarak, örgü sütünün dokunmuş, silindirik yapısı elastik özelliklerini hesaba katar ve sütünün kuvvet yönüne dik olarak düzleşmesini sağlar, böylece kuvvetleri daha geniş bir yüzey alanına daha iyi dağıtır. Örgü dikiş, onarım alanı boyunca dinamik kuvvetler uygulandığında gerilebilir ve geri tepebilir. 1 mm'lik mesh sütün, izole sütünün lineer tensiyometrisinde ortalama mekanik mukavemeti (N) daha düşüktü, ancak tendon onarımlarının lineer ve döngüsel testlerinde 3-0 ve 4-0 örgülü poli-blend sütünlerden belirgin derecede daha yüksek ortalama yorulma mukavemetine sahipti. Kanıtlanmamış olmasına rağmen, mesh sütünün bir tendon onarımına dahil edilmesinde görülen yorulma mukavemetindeki artışın, doku-sütün etkileşimi ve açık dokuma tasarım yoluyla oluşturulan potansiyel sürtünmeden kaynaklandığından şüpheleniyoruz.

Bu çalışmada kullanılan mesh dikiş malzemesi, yumuşak fasiküler düzlemleri kesebilen veya aşırı sentetik dikiş kütesine katkıda bulunabilen mevcut dikişlerin eksikliklerini azaltmak için tasarlanmıştır. Tüm cerrahi materyallerin bazı dezavantajlar taşıdığını kabul ediyoruz. Mesh sütün şu anda tendon onarımları için klinik kullanımda olmadığından, bu malzemeye ilişkili potansiyel dezavantajlardan bazıları, onarım alanı hacminin artması, kayma direncinin artması, erken sütün bozulması ve etkilenen basamağın fleksiyonunun azalmasıdır. Onarım alanı hacmini anlamak için her örnek için tenorafı öncesi ve sonrası kesit alanındaki yüzde değişimi ölçtük. Tüm onarım

grupları, onarımdan sonra kesit alanında benzer artışlar üretti, ancak *in vivo* çalışmalar bu dezavantajları değerlendirilmenin standart yoludur. Preklinik örgü sütür çalışmalarında onarımdan 8 gün sonra görülen gelişmiş doku büyümesinin,⁷ örgü sütür tendon onarımlarının daha erken zaman noktalarındaki mukavemetini artıracığını ve böylece fleksör tendon onarımından sonra erken, muhtemelen acil hareket protokollerine izin vereceğini varsayıyoruz.

BİLGİLENDİRME

Bu materyal, Edward Hines Jr. VA Hastanesi'ndeki kaynaklar ve tesislerin kullanımı ile desteklenen çalışmaların sonucudur.

REFERANSLAR

1. Dy CJ, Hernandez-Soria A, Ma Y, Roberts TR, Daluiski A. Complications after flexor tendon repair: a systematic review and metaanalysis. *J Hand Surg Am.* 2012;37(3):543e551.
2. Rigo IZ, Rokkum M. Predictors of outcome after primary flexor tendon repair in zone 1, 2 and 3. *J Hand Surg Eur Vol.* 2016;41(8):793e801.
3. Wu YF, Tang JB. Apoptosis in adhesions and the adhesion-tendon gliding interface: relationship to adhesion-tendon gliding mechanics. *J Hand Surg Am.* 2013;38(6):1071e1078.
4. Wu YF, Tang JB. Tendon healing, edema, and resistance to flexor tendon gliding. *Hand Clin.* 2013;29(2):167e178.
5. Mason ML, Allen HS. The rate of healing of tendons: an experimental study of tensile strength. *Ann Surg.* 1941;113(3):424e459.
6. Lambrechts M, Nazari B, Dini A, et al. Comparison of the cheesewiring effects among three sutures used in rotator cuff repair. *Int J Shoulder Surg.* 2014;8(3):81e85.
7. Dumanian GA, Tulaimat A, Dumanian ZP. Experimental study of the characteristics of a novel mesh suture. *Br J Surg.* 2015;102(10):1285e1292.
8. Souza JM, Dumanian ZP, Gurjala AN, Dumanian GA. In vivo evaluation of a novel mesh suture design for abdominal wall closure. *Plastr Reconstr Surg.* 2015;135(2):322e330e.
9. 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.
10. Zhang T, Hatta T, Thoreson AR, et al. Rotator cuff repair with a novel mesh suture: an ex vivo assessment of mechanical properties. *J Orthop Res.* 2018;36(3):987e992.
11. Miller B, Dodds SD, deMars A, Zagoreas N, Thanapong W, Trumble TE. Flexor tendon repairs: the impact of FiberWire on grasping and locking core sutures. *J Hand Surg Am.* 2007;32(5):591e596.
12. Silva J, Zhao C, An K, Zobitz ME, Amadio PC. Gliding resistance and strength of composite sutures in human flexor digitorum profundus tendon repair: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg Am.* 2009;34(1):87e92.
13. McLarney E, Hoffman H, Wolfe SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 1999;24(2):295e301.
14. Lawrence TM, Davis TRC. A biomechanical analysis of suture materials and their influence on a four-strand flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2005;30(4):836e841.
15. Wong YR, Lee CS, Loke AM, Liu X, Suzana MJ, Tay SC. Comparison of flexor tendon repair between 6-strand Lim-Tsai with 4-strand cruciate and Becker technique. *J Hand Surg Am.* 2015;40(9):1806e1811.
16. 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.
17. 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.
18. Wolfe SW, Willis AA, Campbell D, Clabeaux J, Wright TM. Biomechanical comparison of the Teno Fix tendon repair device with the cruciate and modified Kessler techniques. *J Hand Surg Am.* 2007;32(3):356e366.
19. 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.
20. Gill RS, Lim BH, Shatford RA, Toth E, Voor MJ, Tsai TM. A comparative analysis of the six-strand double-loop flexor tendon repair and three other techniques: a human cadaveric study. *J Hand Surg Am.* 1999;24(6):1315e1322.
21. Savage R, Risitano G. Flexor tendon repair using a "six strand" method of repair and early active mobilization. *J Hand Surg Br.* 1989;14(4):396e399.
22. Diao E, Hariharan JS, Soejima O, Lotz JC. Effect of peripheral suture depth on strength of tendon repairs. *J Hand Surg Am.* 1996;21(2):234e239.

23. McDonald E, Gordon JA, Buckley JM, Gordon L. Comparison of a new multifilament stainless steel suture with frequently used sutures for flexor tendon repair. *J Hand Surg Am.* 2011;36(6):1028e1034.
24. Momose T, Amadio PC, Zhao C, Zobitz ME, An KN. The effect of knot location, suture material, and suture size on the gliding resistance of flexor tendons. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(6): 806e811.
25. Savage R. In vitro studies of a new method of flexor tendon repair. *J Hand Surg Br.* 1985;10(2):135e141.
26. Waitayawinyu T, Martineau PA, Luria S, Hanel DP, Trumble TE. Comparative biomechanic study of flexor tendon repair using braided poly-blend suture. *J Hand Surg Am.* 2008;33(5):701e708.
27. Wu YF, Tang JB. How much does a Pennington lock add to strength of a tendon repair? *J Hand Surg Eur Vol.* 2011;36(6):476e484.
28. Wu YF, Tang JB. Effects of tension across the tendon repair site on tendon gap and ultimate strength. *J Hand Surg Am.* 2012;37(5):906e912.
29. Viinikainen A, Göransson H, Huovinen K, Kellomäki M, Rokkanen P. A comparative analysis of the biomechanical behaviour of five flexor tendon core sutures. *J Hand Surg Br.* 2004;29(6):536e543.
30. Linnanmäki L, Göransson H, Havulinna J, Sippola P, Karjalainen T, Leppänen OV. Validity of parameters in static linear testing of flexor tendon repair. *J Biomech.* 2016;49(13):2785e2790.
31. Xie RG, Cao Y, Xu XF, Zhu B. The gliding force and work of flexion in the early days after primary repair of lacerated flexor tendons: an experimental study. *J Hand Surg Eur Vol.* 2008;33(2): 192e196.
32. Angeles JG, Heminger H, Mass DP. Comparative biomechanical performances of 4-strand core suture repairs for zone II flexor tendon lacerations. *J Hand Surg Am.* 2002;27(3):508e517.
33. Powell ES, Trail IA. Forces transmitted along human flexor tendons during passive and active movements of the fingers. *J Hand Surg Eur Vol.* 2004;29(4):386e389.
34. Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA. Tendon suturing methods: analysis of tensile strengths. In: Hunter JM, Schneider LH, eds. *AAOS Symposium on Tendon Surgery in the Hand.* St. Louis: CV Mosby Company; 1975:70e80.
35. Schuind F, Garcia-Elias M, Cooney WP, An K-N. Flexor tendon forces, in vivo measurements. *J Hand Surg Am.* 1992;17(2):291e298.
36. Dennerlein JT, Diao E, Mote CD, Rempel DM. In vivo finger flexor tendon force while tapping on a keyswitch. *J Orthop Res.* 1999;17(2):178e184.
37. Nelson GN, Potter R, Ntouvali E, et al. Intrasynovial flexor tendon repair: a biomechanical study of variations in suture application in human cadavers. *J Orthop Res.* 2012;30(10):1652e1659.