



## Aşil tendonu tamirinde kullanılan dikiş materyallerinin tendonu tutma kapasiteleri

### *Tendon holding capacities of the suture materials used in repairing Achilles tendon rupture*

Yakup YILDIRIM,<sup>1</sup> Baransel SAYGI,<sup>2</sup> Hasan KARA,<sup>2</sup> Cengiz ÇABUKOĞLU,<sup>3</sup> Tanıl ESEMENLİ<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Acıbadem Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü; <sup>2</sup>Maltepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı; <sup>3</sup>Pendik Şifa Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü; <sup>4</sup>Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

**Amaç:** Bu çalışmada Aşil tendonu tamirinde sık kullanılan dikiş materyallerinin tendonu tutma kapasiteleri değerlendirildi.

**Çalışma planı:** Altmış adet koyun Aşil tendonu, muskulotendinöz bileşenin 1 cm distalinden ve kalkaneus yapışma yerinin 2 cm proksimalinden kesilerek hazırlandı. Rastgele altı gruba ayrılan tendonların distal ucuna, dikiş materyalinin ucu boşta kalacak şekilde, 2 polidoksanon (PDS), 1 PDS, 2 vikril, 1 vikril, 2 etibond ve 1 prolen dikiş materyallerinden biri kullanılarak Kessler konfigürasyonu yapıldı. Hazırlanan örnekler Instron germe cihazına, tendon üst çeneye, dikiş materyali alt çeneye gelecek şekilde yerleştirildi. Cihaz 20 mm/dk germe hızına ayarlanarak yükleme yapıldı.

**Sonuçlar:** Tüm deneylerde yetersizlik nedeni dikiş materyalinin tendondan sıyırılmasıydı. Dikiş materyali kopmasına bağlı yetersizlik oluşmadı. Tendonu tutma kapasitesi en yüksek dikiş materyali 2 PDS, en düşük dikiş materyali 2 etibond olarak bulundu.

**Çıkarımlar:** Aşil tendonu tamiri sonrasında iyileşmenin özellikle ilk üç haftası, dikiş materyalinin tendondan sıyırılmasıyla tamir dokusunun bozulması açısından riskli bir dönemdir. Bu nedenle, tamirde kullanılan dikiş materyalinin tendonu tutma kapasitesi önemli bir faktördür. Çalışmamızda tendonu tutma kapasitesi en yüksek dikiş materyalinin 2 PDS olduğu görüldü.

**Anahtar sözcükler:** Aşil tendonu/yaralanma/cerrahi; biyomekanik; materyal testi; polidoksanon; dikiş tekniği; tendon yaralanması/cerrahi; yara iyileşmesi.

**Objectives:** We evaluated tendon holding capacities of suture materials that are commonly used in repair of Achilles tendon ruptures.

**Methods:** Achilles tendons of 60 sheep were removed by incisions 2-cm proximal to the calcaneal insertion and 1-cm distal to the musculotendinous junction. The tendons were randomly divided into six groups and sutures were placed with the Kessler technique at the distal end of the tendons using one of the following suture materials: 2 polydioxanone (PDS), 1 PDS, 2 Vicryl, 1 Vicryl, 2 Ethibond, and 1 Prolene. The distal end of the suture material was left free. Each specimen was mounted in an Instron machine, with the tendon being placed proximally and the suture material distally. The system was loaded with a displacement rate of 20 mm/min.

**Results:** Failure of all the specimens was due to pull-out of the suture material through the tendon. There were no failures due to suture breakage. The highest and the lowest tendon holding capacities were found with 2 PDS and 2 Ethibond sutures, respectively.

**Conclusion:** Following Achilles tendon repair, the healing period, in particular the first three weeks, is precarious for pull-out of the suture material through the tendon. Thus, tendon holding capacity of the suture material is an important factor for the strength of the repair. Among the tested suture materials, 2 PDS was found to have the highest tendon holding capacity.

**Key words:** Achilles tendon/injuries/surgery; biomechanics; materials testing; polydioxanone; suture techniques; tendon injuries/surgery; wound healing.

Aşil tendonu yırtığında cerrahi veya konservatif tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Konservatif tedavi sonrasında, tekrarlayan yırtılmalar ve tendon boyunun uzamasına bağlı gelişen güç kaybı sık görülen sorunlardır.<sup>[1]</sup> Bu nedenle, aktif ve genç hastalarda tercih edilen tedavi yöntemi cerrahi tamirdir.<sup>[2]</sup>

Aşil tendonunun cerrahi tedavisinde, basit uç uca tamirden, daha kompleks onarımlara kadar birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin bir bölümünün karşılaştırmalı biyomekanik incelemeleri yapılmıştır.<sup>[3-6]</sup> Bunlar, tamirin başlangıç gücünü ölçen *in vitro* çalışmalardır. Farklı dikiş konfigürasyonlarının tamir gücünde farklılıklar oluşturduğu görülmüştür.

Aşil tendonu tamiri sonrasındaki ilk üç hafta içinde tendon uçlarında yumuşama (tendomalazi) ve buna bağlı olarak dikiş materyalinin tendondan sıyrılması tamir gücünde düşmeye neden olmaktadır.<sup>[7-9]</sup> Tamirin dördüncü haftasından sonra başlayan intrinsek iyileşme nedeniyle tendonun dikiş tutma kapasitesi artmaktadır.<sup>[9]</sup> Tendonun zayıf olduğu ilk üç-dört haftalık dönemde, tamirin gücünü belirlemede seçilen dikiş tekniği ve kullanılan dikiş materyalinin tendonu tutma kapasitesi önemlidir.<sup>[9-11]</sup> Dikiş materyalinin dayanma gücüyle tendonu tutma gücü farklı kavramlardır. Dikişin tendonu tutma kapasitesini dikiş materyaliyle doku (tendon) arasındaki sürtünme katsayısı belirler.<sup>[11]</sup> Güçlü bir dikiş materyalinin dayanma gücü fazla, fakat tendonu tutma gücü az olabilir. Bu durumda, yüklenme sırasındaki yetersizlik nedeni, dikiş materyalinin kopması değil tendondan sıyrılması olacaktır.<sup>[6]</sup> Aşil tendonu tamirinde kullanılan farklı dikiş konfigürasyonlarının tendonu tutma kapasiteleri bilinmemektedir;<sup>[6]</sup> fakat, tamirde sıklıkla kullanılan dikiş materyallerinin tendonu tutma kapasiteleri bilinmemektedir.

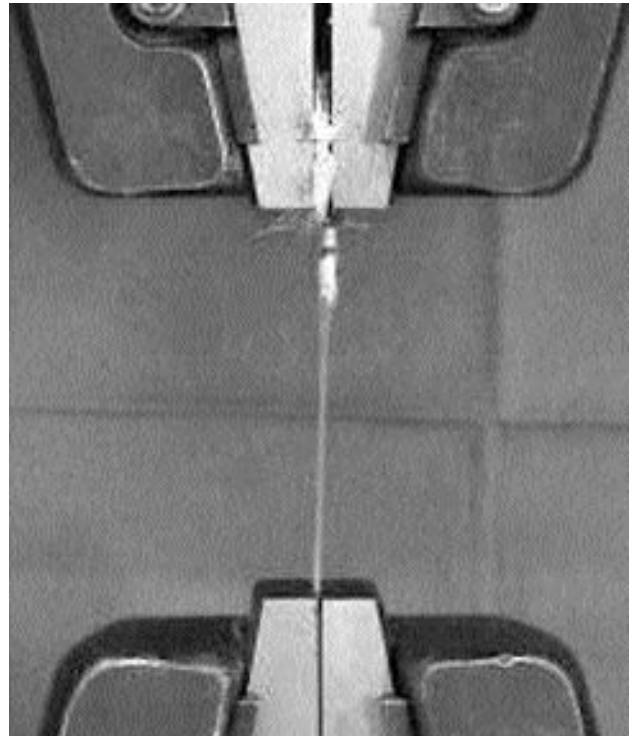
Bu çalışmada, Aşil tendonu tamirinde sıklıkla kullanılan,<sup>[1,12-22]</sup> abzorbe olan ve olmayan dikiş materyallerinden polidioksanon (PDS), vikril (poliglaktin), etibond (*braided* polyester) ve prolenin (polipropilen) tendonu tutma kapasiteleri ölçüldü.



Şekil 1. Kessler dikiş tekniği.

## Gereç ve yöntem

Çalışmada 60 adet taze koyun Aşil tendonu kullanıldı. Biyomekanik incelemeler İstanbul Teknik Üniversitesi Metalürji Fakültesi Instron Laboratuvarı'nda Instron cihazı (model 1321B Canton MA, ABD) kullanılarak yapıldı. Koyun Aşil tendonları muskülotendinöz bileşkenin 1 cm distalinden ve kalkaneus yapışma yerinin 2 cm proksimalinden kesilerek hazırlandı. Tendonlar rastgele altı gruba ayrıldı. Tüm tendonların distal ucuna 2 PDS, 1 PDS, 2 vikril, 1 vikril, 2 etibond ve 1 prolen dikiş materyallerinden biri kullanılarak Kessler konfigürasyonu yapıldı (Şekil 1). Dikiş materyallerinin distal uçları serbest bırakıldı. Tendonun proksimal ucu alüminyum klempler kullanılarak cihazın üst bölümüne, dikiş materyalleri ise cihazın alt bölümüne yerleştirildi (Şekil 2). Cihaz 20 mm/dk çekme hızına ayarlanarak gerdirme işlemine başlandı. Yükleme özellikleriyle X-Y eğrisi üzerinde güç-ayrılma grafiği oluşturuldu. Grafik kağıdı üzerindeki ani düşüşün başlamasından önceki son nokta nihai güç olarak kaydedildi. Sonuçlar, gruplar arasında Kruskal-Wallis tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı. Sonucun anlamlı olması durumunda ( $p < 0.05$ ), ikili grup karşılaştırmalarında Mann-Whitney U-testi kullanıldı.



Şekil 2. Tendonların Instron cihazına yerleştirilmesi.

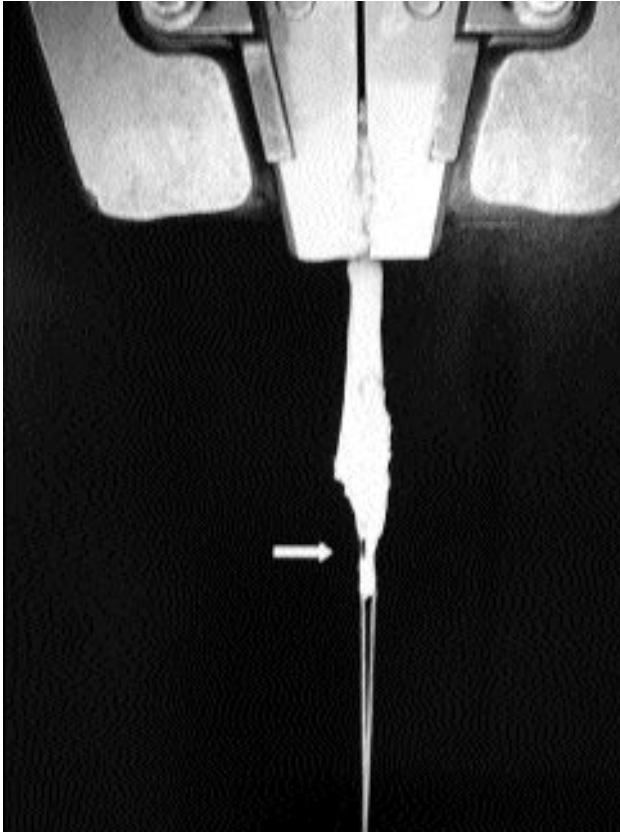
## Sonuçlar

Tüm gruplardaki yetersizlik nedeni dikiş materyalinin tendondan sıyrılmasıydı (Şekil 3). Dikiş materyalinin kopmasına veya tendonun yırtılmasına bağlı yetersizlik olmadı. Dikişlerin tendondan sıyrılma değerleri sırasıyla 2 PDS için 174.4 N (Newton), 1 PDS için 161.7 N, 2 vikril için 160.5 N, 1 prolend için 115.6 N, 1 vikril için 102.9 N ve 2 etibond için 101.8 N olarak bulundu. Gruplar arasında Kruskal Wallis testiyle yapılan analizde anlamlı farklılık gözlemlendi ( $p < 0.0001$ , Tablo 1).

Grupların ikili kıyaslamasında 2 PDS ile 1 PDS arasında anlamlı farklılık olduğu görüldü ( $p < 0.05$ ). 2 PDS ile 2 vikril arasında da anlamlı farklılık varken ( $p < 0.05$ ), 1 PDS ile 2 vikril arasında fark yoktu. Bir vikril ve 2 etibond arasında fark yokken, her ikisinin tendon tutma kapasitesi de 1 prolenden anlamlı olarak daha az idi ( $p < 0.05$ ).

## Tartışma

Aşil tendonu tamirinde onarımın başlangıç gücünü seçilen konfigürasyon ve kullanılan dikiş materyali



Şekil 3. Tüm denemelerde yetersizlik nedeni dikiş materyalinin tendondan sıyrılması idi.

Tablo 1. Dikiş materyallerinin tendon tutma kapasiteleri

Dikiş materyali	Tendon tutma kapasitesi (N) (Ort.±SS)	Dağılım
2 PDS	174.4±20.7	161.7-186.2
1 PDS	161.7±19.0	137.2-181.3
2 Vikril	160.5±27.4	130.4-176.4
1 Prolen	115.6±9.9	107.8-122.5
1 Vikril	102.9±17.4	88.2-125.5
2 Etibond	101.8±16.0	78.4-127.4

PDS: Polidioksanon.

belirler.<sup>[10]</sup> Farklı konfigürasyonların gücünü ölçmek için *in vitro* biyomekanik çalışmalar yapılmıştır. Mortensen ve Saether<sup>[3]</sup> Mason (Kessler benzeri bir dikiş tekniği), Bunnell ve Savage tekniklerini; Watson ve ark.<sup>[4]</sup> Kessler, Bunnell ve Krackow *locking-loop*'u ve Jaakkola ve ark.<sup>[5]</sup> *triple bundle* tekniğiyle Krackow *locking-loop* tekniğini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmaların sonucunda, farklı dikiş tekniklerinin farklı onarım güçlerine sahip olduğu ortaya çıkmıştır. Bu çalışmalarda, tüm deneklerdeki yetersizlik nedeni dikiş materyallerinin kopması olduğu için, konfigürasyonların gücünden ziyade, dikiş materyalinin gücü ölçülmüştür. Yıldırım ve Esemeli<sup>[6]</sup> tarafından yapılan çalışmada, dikiş materyalleri tendondan sıyrıldığı için tek başına konfigürasyonun gücünü ve tendonu tutma kapasitesini ölçmek mümkün olabilmştir. Tamir gücünü belirlemede konfigürasyonun tendonu tutma kapasitesinin önemli bir faktör olduğu gösterilmiştir.

Aşil tendonu onarımından sonraki iyileşme sürecinde tamir gücünün değişkenlik gösterdiği bilinmektedir. Nystrom ve Holmlund,<sup>[7,8]</sup> tendon uçlarında, ilki birinci hafta içinde, ikincisi ise üçüncü hafta civarında oluşan iki aşamalı bir ayrılma olduğunu belirtmişlerdir. Yazarlar, birinci aşamadaki ayrılma nedenini tendon uçlarındaki ödem ve yumuşama olarak gösterirken, ikinci aşamadaki ayrılmanın tendon liflerinde zaman içinde gelişen rejenerasyon ve buna bağlı kasılmadan kaynaklandığını belirtmişlerdir. Yıldırım ve ark.<sup>[9]</sup> tarafından tavşan Aşil tendonunda yapılan *in vivo* çalışmada ise, tendonun dikiş tutma kapasitesinin tamir sonrasındaki üç hafta boyunca oldukça düşük seyrettiği ve kontrol tendonunun ancak %30'una ulaşabildiği bildirilmiştir. Tamirin dördüncü haftasından sonra, tendondaki intrensek iyileşmeye bağlı olarak tendonun dikiş tutma kapasitesinin iki kat artarak kontrol tendonunun %60'ına ulaştığı görülmüştür. Anılan çalışmada, tamir sonrasındaki üç

hafta içindeki yumuşamaya bağlı olarak Aşil tendonunun dikiş tutma kapasitesinin son derece düştüğü gösterilmiştir. Bu nedenle, onarımda seçilen dikiş konfigürasyonunun ve kullanılan dikiş materyalinin tendonu tutma kapasitesinin, tamir gücünü belirlemede son derece önemli olduğu ortaya çıkmıştır. Farklı dikiş konfigürasyonlarının Aşil tendonunu tutma kapasiteleri bilinmemektedir.<sup>[6]</sup> Fakat, Aşil tendonu tamirinde sıklıkla kullanılan dikiş materyallerinin tendonu tutma kapasiteleri bilinmemektedir. Güçlü olarak bilinen dikiş materyalleri, iyileşme sürecinde tendonda gelişen yumuşama nedeniyle kopmayarak tendondan sıyrılabilir. Bu da önemli bir yetersizlik nedenidir. Materyallerin tendonu tutma kapasitelerinin bilinmesi, iyileşme sürecindeki onarım gücü üzerine olan etkileri açısından önemlidir.

Çalışmamızda Aşil tendonu tamirinde sıklıkla kullanılan abzorbe olan dikiş materyallerinden PDS ve vikril ve abzorbe olmayanlardan etibond ve prolenin tendonu tutma kapasiteleri ölçüldü. Dikiş tekniği olarak, Aşil tendonu tamirinde klinik kullanıma sahip Kessler konfigürasyonu tercih edildi.<sup>[1,15,17,20]</sup> Kessler, diğer konfigürasyonlara göre (örneğin, Bunnell, *locking-loop*) tendonu tutma kapasitesi daha az olan bir tekniktir.<sup>[6]</sup> Germe cihazına yerleştirilen tüm deneklerdeki yetersizlik nedeni, dikiş materyalinin tendondan sıyrılmasıydı. Dikiş materyali kopmasına bağlı yetersizlik olmaması nedeniyle, dikiş materyalinin sağlamlığının değil tendonu tutma kapasitesinin ölçülmesi mümkün oldu.

Karşılaştırılan dikiş materyallerinden 2 PDS, tendonu tutma kapasitesi en yüksek dikiş materyali olarak bulundu. İkinci sıradaki 1 PDS ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı. Polidioksanon abzorbe olabilen monofilaman bir dikiş materyalidir (üretici firma bilgisi). Ortalama hidroliz süresi 180-210 gün aralığındadır. Esnekliğinin düşük olması nedeniyle cerrahi sırasındaki manipülasyonu göreceli olarak zordur. Sürtünme katsayısının düşük olmasına karşın, bu çalışmada tendonu tutma kapasitesi en yüksek dikiş materyali olarak bulunması şaşırtıcı bir sonuçtur. Polidioksanonun düşük elastikliği ve yüksek plastik özellikleri bu sonuca yol açmış olabilir. Plastik özelliği yüksek dikiş materyallerinin deformasyona uğradıktan sonra eski hallerine dönmeleri daha uzun zaman almaktadır.<sup>[23-26]</sup> Bu nedenle, plastisitesi yüksek olan PDS'nin gerdirilme sırasın-

da ortama adaptasyonu ile birlikte tendonu tutma kapasitesi artmış olabilir.

Tendonu tutma kapasitesi açısından PDS'den sonra en yüksek ölçüme 2 vikrilin sahip olduğu gözlemlendi. Poliglaktin yapısı olan vikril de abzorbe olan fakat, multifilaman bir dikiş materyalidir (üretici firma bilgisi). Polidioksanona göre hidroliz süreci daha hızlıdır (60-90 gün). Multifilaman özelliği sayesinde sürtünme katsayısı daha fazladır ve tendonu tutma kapasitesi yüksektir.<sup>[25,27]</sup> Kalınlığının ve dolayısıyla tendonla temas yüzeyinin 2 vikrile göre daha az olması, 1 vikrilin tendonu tutma kapasitesinin 2 vikrile göre düşük bulunmasının nedenlerinden biri olabilir.

Prolen (polipropilen), abzorbe olmayan monofilaman, sentetik bir dikiş materyalidir. Elastikiyetinin az olması nedeniyle bir miktar kullanım zorluğu vardır. Sürtünme katsayısının oldukça düşük olması ve monofilaman yapısı nedeniyle tendonu tutma kapasitesi oldukça düşüktür.

Tendonu tutma kapasitesi en düşük dikiş materyali şaşırtıcı bir şekilde 2 etibond olarak bulundu. Aşil tendonu tamirinde ve diğer ortopedik cerrahi girişimlerde sağlam yapısı nedeniyle sık kullanılmasına karşın, tendonu tutma kapasitesinin düşük olduğu gözlemlendi. Etibond, abzorbe olmayan polyester yapıda multifilaman bir dikiş materyalidir. İlk kuşak etibond dikişler sadece polyester yapıda iken, sonradan geliştirilenler, kullanımı kolaylaştırmak ve doku kayganlığını artırmak amacıyla polibutirat veya poli maddeleleriyle kaplanmıştır (Ethibond Excel; üretici firma bilgisi). Muhtemelen bu özelliği tendonu tutma kapasitesi en düşük dikiş materyali olmasında bir etkenidir. Ketchum ve ark.<sup>[10]</sup> tarafından yapılan bir çalışmada, etibonda benzer polyester yapıda olan 4/0 tevedek, dayanma gücü açısından 4/0 monofilaman çelikten sonra en güçlü dikiş materyali olmasına karşın, tendon uçlarında aralanmaya karşı en dayanıksız materyal olarak bulunmuştur.<sup>[10]</sup> Bu bulgu, çalışmamızda etibondun tendon tutma kapasitesi en düşük dikiş materyali olarak bulunmasını destekler niteliktedir.

Bu çalışmanın sonucunda 1 ve 2 PDS, tendonu tutma kapasitesi en yüksek dikiş materyalleri olarak bulunmuştur. Aşil tendonu tamiri sonrasındaki iyileşme döneminde tendon uçlarında ayrılma olduğu, klinik ve deneysel çalışmalarda belirtilmiştir.<sup>[7,8,28]</sup> Bu olay dikiş tekniğinden bağımsız olarak ve özellikle tamirin ilk üç haftasında gelişmektedir.<sup>[28]</sup> Klinik sonuçları olumsuz etkileyen tendon uçlarındaki ayrılmanın en önemli ne-



deni, tamir sonrasında tendonda yumuşama gelişmesidir.<sup>[9]</sup> Aşil tendonu tamiri sonrası, özellikle ilk üç haftanın dikiş sıyrılması açısından riskli dönem olduğu göz önüne alınırsa, yüksek tendon tutma kapasitesiyle klinik sonucu etkileyebilecek PDS dikiş materyali tendon tamirinde güvenle kullanılabilir. Abzorbe olması ve bu nedenle iyileşme süreci içerisinde gücünü kaybetmesi PDS için bir dezavantaj olabilir; fakat, bu materyal doku içerisinde bir ayın sonunda gücünün %75-80'ini korumaktadır.<sup>[23]</sup> Aşil tendonu tamirinde intrensek doku iyileşmesinin üçüncü hafta sonunda başladığı düşünüldüğünde, PDS'nin bu dönem boyunca tamir gücünü koruyacağı açıktır.<sup>[9,29]</sup> Zamanla abzorbe olması, yüzeyel bir yapıda olan Aşil tendonunda, iyileşme sonunda dikişin yol açacağı iritasyonun azalmasıyla ve dikiş materyalinin hissedilmemesiyle bir avantaj olacaktır. Aşil tendonu tamirinde klinik kullanımını bulan PDS dikiş materyalinin, diğer dikiş materyalleriyle karşılaştırıldığında yüksek tendon tutma kapasitesiyle, cerrahi onarımda tercih nedeni olabileceği söylenebilir. Bu bilgilerin koyun Aşil tendonlarında yapılmış *in vitro* bir çalışma sonucunda elde edildiğini unutmamak gerekir. Verilerin klinik uygulamasında bu faktör de göz önüne alınmalıdır.

### Kaynaklar

- Bradley JP, Tibone JE. Percutaneous and open surgical repairs of Achilles tendon ruptures. A comparative study. *Am J Sports Med* 1990;18:188-95.
- Maffulli N. Rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg [Am]* 1999;81:1019-36.
- Mortensen NH, Saether J. Achilles tendon repair: a new method of Achilles tendon repair tested on cadaverous materials. *J Trauma* 1991;31:381-4.
- Watson TW, Jurist KA, Yang KH, Shen KL. The strength of Achilles tendon repair: an *in vitro* study of the biomechanical behavior in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int* 1995;16:191-5.
- 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 Int* 2000;21:14-7.
- Yildirim Y, Esemeli T. Initial pull-out strength of tendon sutures: an *in vitro* study in sheep Achilles tendon. *Foot Ankle Int* 2002;23:1126-30.
- Nystrom B, Holmlund D. Separation of sutured tendon ends when different suture techniques and different suture materials are used. An experimental study in rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1983;17:19-23.
- Nystrom B, Holmlund D. Separation of tendon ends after suture of achilles tendon. *Acta Orthop Scand* 1983;54:620-1.
- Yildirim Y, Kara H, Cabukoglu C, Esemeli T. Suture holding capacity of the Achilles tendon during the healing period: an *in vivo* experimental study in rabbits. *Foot Ankle Int* 2006;27:121-4.
- Ketchum LD, Martin NL, Kappel DA. Experimental evaluation of factors affecting the strength of tendon repairs. *Plast Reconstr Surg* 1977;59:708-19.
- Holmlund DE. Suture technic and suture-holding capacity. A model study and a theoretical analysis. *Am J Surg* 1977;134:616-21.
- Speck M, Klaue K. Early full weightbearing and functional treatment after surgical repair of acute achilles tendon rupture. *Am J Sports Med* 1998;26:789-93.
- Troop RL, Losse GM, Lane JG, Robertson DB, Hastings PS, Howard ME. Early motion after repair of Achilles tendon ruptures. *Foot Ankle Int* 1995;16:705-9.
- Zell RA, Santoro VM. Augmented repair of acute Achilles tendon ruptures. *Foot Ankle Int* 2000;21:469-74.
- Soldatis JJ, Goodfellow DB, Wilber JH. End-to-end operative repair of Achilles tendon rupture. *Am J Sports Med* 1997;25:90-5.
- Leppilahti J, Forsman K, Puranen J, Orava S. Outcome and prognostic factors of achilles rupture repair using a new scoring method. *Clin Orthop Relat Res* 1998;(346):152-61.
- Aldam CH. Repair of calcaneal tendon ruptures. A safe technique. *J Bone Joint Surg [Br]* 1989;71:486-8.
- Mandelbaum BR, Myerson MS, Forster R. Achilles tendon ruptures. A new method of repair, early range of motion, and functional rehabilitation. *Am J Sports Med* 1995;23:392-5.
- Aoki M, Ogiwara N, Ohta T, Nabeta Y. Early active motion and weightbearing after cross-stitch achilles tendon repair. *Am J Sports Med* 1998;26:794-800.
- Ma GW, Griffith TG. Percutaneous repair of acute closed ruptured achilles tendon: a new technique. *Clin Orthop Relat Res* 1977;(128):247-55.
- Kellam JF, Hunter GA, McElwain JP. Review of the operative treatment of Achilles tendon rupture. *Clin Orthop Relat Res* 1985;(201):80-3.
- Mortensen HM, Skov O, Jensen PE. Early motion of the ankle after operative treatment of a rupture of the Achilles tendon. A prospective, randomized clinical and radiographic study. *J Bone Joint Surg [Am]* 1999;81:983-90.
- Chantarasak ND, Milner RH. A comparison of scar quality in wounds closed under tension with PGA (Dexon) and Polydioxanone (PDS). *Br J Plast Surg* 1989;42:687-91.
- LaBagnara J Jr. A review of absorbable suture materials in head & neck surgery and introduction of monocryl: a new absorbable suture. *Ear Nose Throat J* 1995;74:409-15.
- Moy RL, Waldman B, Hein DW. A review of sutures and suturing techniques. *J Dermatol Surg Oncol* 1992;18:785-95.
- Metz SA, Chegini N, Masterson BJ. *In vivo* and *in vitro* degradation of monofilament absorbable sutures, PDS and Maxon. *Biomaterials* 1990;11:41-5.
- Craig PH, Williams JA, Davis KW, Magoun AD, Levy AJ, Bogdansky S, et al. A biologic comparison of polyglactin 910 and polyglycolic acid synthetic absorbable sutures. *Surg Gynecol Obstet* 1975;141:1-10.
- Mortensen NH, Saether J, Steinke MS, Staehr H, Mikkelsen SS. Separation of tendon ends after Achilles tendon repair: a prospective, randomized, multicenter study. *Orthopedics* 1992;15:899-903.
- Enwemeka CS. Inflammation, cellularity, and fibrillogenesis in regenerating tendon: implications for tendon rehabilitation. *Phys Ther* 1989;69:816-25.