



T.C.

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KOYUN AŞİL TENDON MODELİNDE FARKLI DİKİŞ TEKNİK VE
MATERYALLERİNİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI
(DENEYSEL ÇALIŞMA)**

UZMANLIK TEZİ

DR. NUH DÜNDAR

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. MURAT ÜZEL

KAHRAMANMARAŞ - 2016

T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

KOYUN AŞİL TENDON MODELİNDE FARKLI DİKİŞ TEKNİK VE
MATERYALLERİNİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI
(DENEYSEL ÇALIŞMA)

UZMANLIK TEZİ
DR. NUH DÜNDAR

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. MURAT ÜZEL

KAHRAMANMARAŞ – 2016

TEŞEKKÜR

Eserleri olacağımdan gurur duyduğum...

Yetişmemizde büyük katkıları olan, bize farklı bakış açılarını öğreten, her zaman yol gösteren Saygıdeğer Hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Murat ÜZEL'e,

Asistanlığım boyunca bizlere hep yardımcı olmuş, bizlere özgüven kazandırmış Saygıdeğer Hocam Doç. Dr. Ali Murat KALENDER'e,

Kliniğimizde aramıza katıldığı günden beri kendisine has tarzı ile farklılık oluşturmuş Saygıdeğer Hocam Yrd. Doç. Dr. Ökkeş BİLAL'e,

Tecrübe ve desteklerini biz asistanlarından esirgemeyen Saygıdeğer Hocam Yrd. Doç. Dr. Volkan KILINÇOĞLU'na,

Bu çalışmamda büyük yardımları olan, kendisiyle çalışmaktan zevk aldığım Değerli Hocam Yrd. Doç. Dr. Bülent GÜNERİ'ye...

teşekkürlerimi sunarım...

Asistanlığım boyunca desteklerini esirgemeyen..

Sayın kıdemlilerim Dr. Reşit SEVİMLİ, Dr. Barış AYRANCI, Dr. İbrahim KURT, Dr. Ahmet AKAY, Dr. H. Ozan TÜRKMEN'e,

Asistan arkadaşlarım Dr. Mustafa KINAŞ, Dr. Hakan ŞİRİN, Dr. Muhammed YILDIZ ve Dr. Burak KUŞÇU'ya,

Destekleri hep yanımda olan babam Recep DÜNDAR'a, annem Veciha DÜNDAR'a, tabi ki sevgili eşim ve kızıma..

teşekkürlerimi sunarım...

Dr. Nuh DÜNDAR

ÖZET

Aşil tendon yaralanmalarında aşilin minimal invaziv tekniklerle onarılması, tendon biyolojisinin korunarak erken hareket sağlanabilmesi ve daha iyi kozmetik sonuçlar elde edilebilmesi nedeniyle gittikçe yaygınlaşmaktadır. Bu çalışmamızda minimal invaziv aşil tendon onarımında sıklıkla kullanılan modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri ile yeni olarak Tsuge tekniğinin, örgülü poliester (PE) ve polidioksanon (PDS) dikiş materyalleri kullanılarak karşılaştırılması amaçlanmıştır. El cerrahisinde fleksör tendon onarımında kullanılan Tsuge tekniğinin aşil tendon onarımında kullanılmasıyla ilgili literatürde çok az klinik çalışma olup, biyomekanik çalışmaya ise rastlanmamıştır.

8-12 aylık erkek koyunlardan alınan soğuk ortamda korunmuş, yaklaşık olarak aynı ebatta 60 adet taze aşil tendonu Kessler, Bunnel ve Tsuge teknikleri için rastgele üç eşit gruba ayrıldı. Rastgele seçimle üç gruptaki 20'şer tendonun yarısı 2 numara örgülü poliester (Ethibond®, Ethicon, Somerville, NJ) ve diğer yarısı 2 numara polidioksanon (PDS II®, Ethicon, Somerville, NJ) dikiş materyali ile dikildi. Universal mekanik test cihazı (Zwick Roell Z100, Ulm, Germany) kullanılarak her bir tendon için kuvvete karşı uzama (stress-strain) eğrisi çıkarıldı. Her bir tendon için maksimum kuvvet değeri, kesi hattında 2 mm ve 5 mm ayrılma esnasındaki kuvvet değeri, gerilme dayanıklılığı (tensile strength) ve Young birimi değerleri kaydedildi. Yetmezlik sebebi not edildi. İstatistiksel değerlendirmede çoklu grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (Anova), ikili karşılaştırmalar için post-hoc testlerden Tukey testi kullanıldı. Bağımsız grupların karşılaştırılmasında bağımsız iki örnek t testi uygulandı.

Tsuge dikiş tekniğinin biyomekanik olarak modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri ile karşılaştırılmasında maksimum kuvvet, gerilme dayanıklılığı (tensile strength) açısından aralarında istatistiksel fark tespit edilmedi. Tsuge-PDS grubu 2 mm ve 5 mm ayrılma esnasındaki yüklenme değerlerine göre Kessler-PDS ve Bunnel-PDS ile ayrı ayrı karşılaştırıldığında arada istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı, Tsuge-poliester grubu Kessler-poliester ve Bunnel-poliester ile ayrı ayrı karşılaştırıldığında yine arada istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı görüldü. Dikiş materyallerinden örgülü poliesterin polidioksanona göre maksimum kuvvet ve gerilme dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel anlamlı fark yokken, asıl tendona tutunma kabiliyetini gösteren 2 mm ve 5 mm ayrılma ile Young birimi değerlerinde PE lehine istatistiksel anlamlı fark olduğu saptandı.

Tsuge dikiş tekniğinin biyomekanik testlerde modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri kadar iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Perkütan aşil tendon onarımında sıklıkla kullanılan ve erken aktif harekete de izin veren modifiye Kessler, Bunnel tekniklerine ilaveten tendon içinde görece daha küçük alanda tutunan ve daha kolay uygulanabilen Tsuge tekniği yakın biyomekanik özellikleri nedeniyle aşil tendon onarımında başarı ile kullanılabilir. Aşil tendon onarımında monofilament bir iplik olan polidioksanon (PDS) yerine örgülü bir iplik olan poliesterin (PE) kullanılması ile daha başarılı sonuçlar alınabilir.

ANAHTAR KELİMELER:

Perkütan, minimal invaziv, aşil tendon, modifiye Kessler, Bunnel, Tsuge, polidioksanon, poliester, biyomekanik test

ABSTRACT

Minimally invasive repair techniques of Achilles tendon rupture are becoming more commonly utilized as they achieve better cosmetic outcome and allow early active motion owing to preservation of tendon biology. The aim of this study is to compare the results of commonly used minimally invasive Achilles tendon repair techniques, which are modified Kessler and Bunnel techniques, with more recently preferred Tsuge suture technique while using braided polyester (PE) and monofilament polydioxanone (PDS) suture materials. Few clinical studies and no biomechanical study exist on Tsuge technique, a flexor tendon repair technique traditionally applied in hand surgery.

Sixty freshly harvested and frozen Achilles tendons from male sheep at the age of eight to twelve months, were randomly divided into three equal groups for modified Kessler, Bunnel ve Tsuge suture techniques. Each group was further divided randomly into two groups for no 2 braided polyester (Ethibond®, Ethicon, Somerville, NJ) and no 2 polydioxanone (PDS II®, Ethicon, Somerville, NJ) suture materials. Each tendon underwent mechanical testing to obtain a stress-strain curve as well as to evaluate ultimate strength, tensile strength, Young's modulus, strength to 2 mm and 5 mm gap by utilizing universal testing machine (Zwick Roell Z100, Ulm, Germany). Failure mechanism for each tendon was noted. Statistical analysis was performed by one-way analysis of variance (ANOVA) for the comparison of multiple groups, Tukey test of the post-hoc tests for pairwise comparisons and t test for the comparison of independent groups.

In biomechanical comparison of Tsuge technique to modified Kessler and Bunnel techniques, there was no statistically significant difference between these groups in terms of ultimate strength and tensile strength. When Tsuge technique was compared to modified Kessler and Bunnel techniques by either PE or PDS use regarding strength to 2 mm and 5 mm gap, no statistically significant difference was found. While there was no statistically significant difference between PE and PDS suture materials in terms of ultimate strength and tensile strength, statistically significant difference was found in favor of PE according to the results of Young's modulus, strength to 2 mm and 5 mm gap which indicate actual tendon grip capability of suture materials.

Tsuge suture technique was found to provide good results as well as modified Kessler and Bunnel suture techniques in sheep Achilles tendon models. In addition to modified Kessler and Bunnel technique which are frequently used in percutaneous Achilles tendon repair and allow early motion, Tsuge technique which operates relatively in smaller zone and is more practical in application, can be utilized successfully in Achilles tendon repair owing to its similar biomechanical properties. Better outcome can be achieved by the use of braided PE suture material rather than monofilament PDS suture material in Achilles tendon repair.

KEYWORDS:

Percutaneous, minimally invasive, Achilles tendon, modified Kessler, Bunnel, Tsuge, polydioxanone, polyester, biomechanical testing

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	I
ÖZET	II
İÇİNDEKİLER.....	VI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Aşil Tendonunun Yapısı.....	3
2.1.1. Anatomisi.....	3
2.1.2. Histolojisi.....	4
2.2 Aşil Tendonunun Biyomekaniği	6
2.3. Tendon İyileşmesi ve Tendon Tamiri	7
2.4. Aşil Tendon Rüptürü.....	9
2.4.1. Epidemiyoloji.....	9
2.4.2. Etiyopatogenez.....	10
2.4.3. Klinik Bulgular ve Tanı	11
2.4.4. Tedavi	12
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1 Planlama ve Çalışma Öncesi Hazırlık	23
3.2. Dikiş Tekniklerinin Seçimi	23
3.3. Dikiş Materyallerinin Seçimi	26
3.4. Koyun Aşil Tendonlarının Temini, Saklanması ve Hazırlanması.....	27
3.4.1. Kessler Grubunun Hazırlanması	30
3.4.2. Bunnel Grubunun Hazırlanması	31
3.4.3. Tsuge Grubunun Hazırlanması	32
3.5. Biyomekanik Testler	33
3.6. İstatistiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR	35
4.1. Kessler Poliester Grubu.....	39
4.2. Kessler PDS Grubu	39

4.3. Bunnel Poliester Grubu	39
4.4. Bunnel PDS Grubu.....	40
4.5. Tsuge Poliester Grubu.....	40
4.6. Tsuge PDS Grubu.....	40
4.7. Maksimum Kuvvet Açısından Değerlendirme.....	41
4.8. Gerilme Dayanıklılığı (Tensile Strength) Açısından Değerlendirme	42
4.9. 2 mm Ayrılma Değeri Açısından Değerlendirme	43
4.10. 5 mm Ayrılma Değeri Açısından Değerlendirme	44
4.11. Young Birimi (Elastiki Modülüs) Açısından Değerlendirme	45
4.12. Tamir Sırasında Gerçekleşen Büzülme	47
4.13. İpliklerle İlgili Çalışma	48
4.14. Sağlam Aşil tendonunda çalışma	49
5. TARTIŞMA.....	49
6. SONUÇ.....	57
7. KAYNAKLAR.....	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Tendonun histolojik yapısı	5
Şekil 2: Paratenon ve aşıl tendonunun kanlanması	6
Şekil 3: Krackow tamir tekniği.....	14
Şekil 4: Kessler tekniğiyle tamir sonrası plantaris tendonu ile augmentasyon	15
Şekil 5: Lindholm tamir tekniği	15
Şekil 6: Ma ve Griffith'in onarım tekniği.....	16
Şekil 7: Webb ve Bannister onarım tekniği.....	17
Şekil 8: Park ve ark. Bunnel tekniği ile yaptıkları tamir şekli.....	18
Şekil 9: Aşillon cihazı	19
Şekil 10: Assal ve ark. 'nın Achillon® cihazıyla onarım tekniği.....	19
Şekil 11: Minimal invaziv aşıl onarımında bazı teknikler.....	20
Şekil 12: Endoskopik aşıl onarımı.....	20
Şekil 13: Carmont ve Maffuli'nin perkütan onarım tekniği	21
Şekil 14: Guillo ve ark'nın tarif etmiş olduğu teknik.....	22
Şekil 15: Tsuge tekniğinin minimal invaziv aşıl tendon onarımında uygulanması.....	23
Şekil 16: 1941 yılında Sterling Bunnel tarafından tarif edilen Bunnel tekniği	24
Şekil 17: Isidor Kessler'in 1973'te tarif ettiği teknik.....	25
Şekil 18: Modifiye Tsuge dikiş tekniği	25
Şekil 19: Bunnel, modifiye Kessler ve Krackow teknikleri	26
Şekil 20: Tendonların işaretlenmesi	28
Şekil 21: Dikiş alanı uzunluğu ölçümü	29
Şekil 22: Kessler grubunun onarım tekniği	30
Şekil 23: Bunnel grubunun onarım tekniği	31
Şekil 24: Tsuge grubunun onarım tekniği	32
Şekil 25: Tendonların universal mekanik test cihazına yerleştirilmesi.	33
Şekil 26: Biyomekanik çalışma sırasında yetmezlik meydana geldiği andaki görüntü	34
Şekil 27: Kuvvete karşı uzama (stress-strain) eğrisi..	34
Şekil 28: Maksimum kuvvet ortalama değerlerinin sunulması	41
Şekil 29: Gerilme dayanıklılığı (tensile strength) değerlerinin sunulması	42
Şekil 30: 2 mm ayrılma değerlerinin sunulması.....	43
Şekil 31: 5 mm ayrılma değerlerinin sunulması.....	44
Şekil 32: Young biriminin hesaplanması	45
Şekil 33: Bir numunenin ve sağlam aşılin yüklenmeye karşı gerilme eğrisi.....	46
Şekil 34: Young birimi değerlerinin sunulması.....	47
Şekil 35: Büzülme değerlerinin sunulması.....	48

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Aşil tendon rüptürü için risk faktörleri	11
Tablo 2: Tüm grupların ortalama verilerinin sunulması	35
Tablo 3: Kessler poliester ve Kessler PDS gruplarına ait verilerinin sunulması.....	36
Tablo 4: Bunnel poliester ve Bunnel PDS gruplarına ait verilerinin sunulması	37
Tablo 5: Tsuge poliester ve Tsuge PDS gruplarına ait verilerinin sunulması	38
Tablo 6: PE ve PDS ipliklerinin Newton biriminden kopma değerleri.....	48

KISALTMALAR:

AT: Aşil tendonu

PDS: Polidioksanon dikiş materyali

PE: Poliester dikiş materyali

N: Newton

1. GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanın mobilizasyonunda çok büyük katkısı bulunan, vücudun en büyük ve en güçlü tendonu olan aşil tendon rüptürlerinin klinik seyri de aynı derecede büyük olmaktadır [1].

Yirminci yüzyılın başına kadar aşil tendon rüptürünün tedavisi çeşitli immobilizasyon yöntemleriyle konservatif olarak yapılmaktayken, 1923 yılında Abrahamsen'in, 1929 yılında Stoianovitch'in, 1959 yılında Arner ve Lindholm'ün çalışmaları sonrasında cerrahi tedavi daha çok ön plana çıkmaya başlamıştır [2, 3].

Aşil tendon rüptürünün ideal tedavisi konusunda hala bir uzlaşma olmayıp tedavi hasta ve hekimin tercihiyle göre planlanmaktadır [4]. Günümüzde Kuzey Amerika'da yeniden rüptür oluşma oranlarının daha düşük olduğu düşüncesiyle sıklıkla cerrahi tedavi tercih edilmektedir [5].

Yapılan çalışmalarda aşil tendon rüptürlerinin konservatif ve cerrahi tedavisinde fonksiyonel sonuçların aynı olduğu, cerrahi tedavide yeniden rüptür oranlarının daha az olduğu, daha kısa sürede tedavi imkanı sağladığı, daha az kas atrofisi, daha güçlü bir itme (push-off) fazının sağlandığı, buna karşılık cerrahi tedavinin büyük insizyonlar, yara komplikasyonları, ağırlı skarlar gibi dezavantajlarının bulunduğu belirtilmiştir [6-8].

Günümüzde kozmetik nedenler ve yaraya bağlı cerrahi komplikasyonları azaltmak amacıyla minimal invaziv cerrahi tedavi seçeneği ön plana çıkmaya başlamıştır.

Yapılan çalışmalarda aşil tendonunun minimal invaziv olarak onarımının klinik olarak açık cerrahi tamir kadar etkili olduğu ve düşük komplikasyon oranlarının bulunduğu gösterilmiştir [9, 10]. Minimal invaziv tekniğin dezavantajının ise sural sinirin hasarlanma riskinin olduğu [11], fakat bu komplikasyondan kaçınmanın mümkün olup, minimal invaziv aşil onarımının yaşlılarda, diyabetiklerde, yüksek performanslı atletlerde güvenli ve etkili olduğu bildirilmiştir [12].

Aşil tendon rüptüründe cerrahi tedavi sonrası hasta ve hekimi uzun bir iyileşme süreci beklemekte olup, olabildiğince erken aktif hareket verilmesi geniş kabul gören bir rehabilitasyon yaklaşımıdır [13, 14].

Buradan hareketle, yaralanan aşilin minimal invaziv olarak onarılması ve erken aktif harekete izin verilmesi aşil tendon rüptürlerine en akılcı yaklaşım olduğu söylenebilir.

Aşil tendon rüptürlerinin minimal invaziv cerrahi tedavisi konusunda şimdiye kadar birçok tamir tekniği tanımlanmış olup modifiye Kessler ve Bunnel tamir teknikleri sık tercih edilenler arasındadır [15, 16].

Bu çalışmamızda koyun aşil tendon modeli üzerinde üç farklı dikiş tekniği ile iki farklı dikiş materyali biyomekanik olarak değerlendirilmiştir. Perkütan aşil tendon onarımında kullanılan modifiye Kessler, Bunnel ve yeni olarak Tsuge tamir teknikleri, aşil onarımında yaygın kullanılan dikiş materyalleri olan 2 numara poliester (Ethibond Excel®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA) ve 2 numara polidioksanon (PDSII®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA) kullanılarak biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır.

Tsuge dikiş tekniği fleksör tendon onarımında kullanılan, göreceli olarak tendonda daha az hacim işgal eden bir dikiş tekniğidir [17]. Tendonu tam kat transvers olarak geçmediğinden tendon biyolojisini diğer dikiş tekniklerine göre daha az bozduğu düşünülebilir.

Bu çalışmamızın amacı;

Tsuge dikiş tekniğinin aşil tendon tamirinde kullanılması durumunda diğer yaygın kullanılan modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri kadar biyomekanik olarak etkili olup olmadığını anlamak,

Aşil tendon tamirinde modifiye Kessler, Bunnel ve Tsuge tekniklerinin arasında biyomekanik karşılaştırma yapmak,

Aşil tendon onarımında yaygın olarak kullanılan poliester (PE) ve polidioksanon (PDS) dikiş materyallerinden hangisinin biyomekanik olarak daha iyi performans gösterdiğini gözlemlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Aşil Tendonunun Yapısı

2.1.1. Anatomisi

Aşil tendonu (tendo calcaneus, tendo achillis), bacak posterior yüzeysel kompartmanda yer alan triceps surae (gastroknemius ve soleus) kaslarının tendinöz kısımlarının birleşmesiyle oluşur [18]. Aynı kompartmanda bulunan plantaris kası, %47 oranında aşilin medialinde ayrı bir tendon olarak seyrederek kalkaneus medialine yapışırken, %36 oranında aşilin medialinden aşile katılır [19]. Yaklaşık 15 cm uzunluğunda [18], en ince yerinde ortalama olarak anteroposterior kesitlerde 4-7 mm, transvers kesitlerde 11-16 mm kalınlığında [20] insan vücudundaki en büyük ve en güçlü tendondur [18]. Bacağın yaklaşık olarak ortasından gastroknemius ve soleus kaslarının devamı olarak başlar fakat anterior kısmından soleus miyofibrilleri neredeyse tendonun sonuna kadar uzanır [18]. Kalkaneusa insersiyosunun yaklaşık 4 cm proksimalinde kesiti yuvarlak bir hal alır ve kalkaneus posterioru orta noktasına (kalkaneal tüberkül) yapışır [18]. Kalsifiye ve kalsifiye olmayan fibröz kıkırdaklardan oluşan osteotendinöz bileşke yerine entesis denir [21].

Aşil tendonunun lifleri vertikal yönde hafif spiral yaparak uzanır [22]. Gastroknemiustan kaynaklanan lifler kalkaneus laterale yapışırken soleustan kaynaklanan lifler kalkaneus medialine yapışırlar. Bu sayede aşil tendonunun hafif spiral hareket yapma kabiliyeti söz konusudur [22]. Gastroknemiusun medial ve lateral başı femoral kondillerden başlarken soleus kası tamamen diz altından tibia ve fibula posteriorundan başlar [23]. Başlangıçta gastroknemius ve soleus bir fasya ile birbirinden ayrılırken kalkaneusa insersiyosunun 8-10 cm proksimalinde bu fasya kaybolur. İki tendon birbirine inkorpore olabildiği gibi insersiyoye kadar ayrı da seyredebilirler [23].

Aşil tendonunu oluşturan kasların farklı fonksiyon ve fizyolojik özellikleri mevcuttur. Soleus kası ayak bileğine plantar fleksiyon yaptırır. Soleus kası Tip 1 yavaş kasılan miyofibrillerden daha zengindir ve daha çok postürde, ayakta durma esnasında gövdenin öne düşmesini engelleyici rolü vardır [24]. Gastroknemius kası ayak bileğinin yanı sıra dize de fleksiyon yaptırır. Gastroknemius kası hızlı kasılan Tip 2B miyofibrillerden daha zengin olup ani hareket gerektiren koşma zıplama gibi durumlarda daha etkindir [24]. Aşil tendonu yalnız tibiotalar ekleminde değil subtalar ekleminde de

etkindir [25]. Subtalar eklemin aksı yukarı-medial tarafa olduğundan [26] aşıl tendonu aynı zamanda ayağa supinasyon da yaptırır [25].

Sural sinir aşıl tendon kılıfına yakın seyretmekte olup insersiyosunun yaklaşık 10 cm proksimalinde aşıl lateral kenarıyla yakın bir komşuluğu vardır [25].

Aşıl tendonu büyük maymunlarda ya çok kısadır ya da yoktur. İyi gelişmemiş aşıl tendonuna sahip bu maymunlar efektif bir şekilde hızlı ve uzak mesafelere koşamazlar [27]. Aşıl tendonu insanlarda ise uzun ve gelişmiştir [27, 28].

Aşıl tendonunun kanlanması paratenon üzerindeki posterior tibial arter ve peroneal arterden kaynaklanan damar ağı sayesinde olur [29-31] (Şekil 2). Tendonun insersiyon proksimalinden 2-6 cm'lik orta kısmı vaskülarite açısından göreceli olarak zayıftır. Bu durum aşıl tendonunun 2-6 cm'lik orta kısmının neden yaralanmaya daha yatkın olduğuyla ilgili olabilir. Tendonun proksimali kaslardan ilave damarlar da alırken tendonun distali kalkaneus posteriorundaki arteriyel pleksustan ilave damarlar alır [32]. Entezis avasküler bir yapıdır ve osteotendinöz bileşke yerinde kemik-tendon arasında vasküler geçiş yoktur [33, 34].

Aşıl tendonunun inervasyonu kendisini oluşturan kaslardan ve komşu kutanöz dokulardan, özellikle sural sinirden gelen duyu dalları sayesinde olur [35]. Özellikle osteotendinöz birleşkeye yakın yerlerde serbest afferent lifler, Ruffini cisimcikleri, Paccini cisimcikleri, Golgi tendon organları gibi reseptörler bulunur [1, 36].

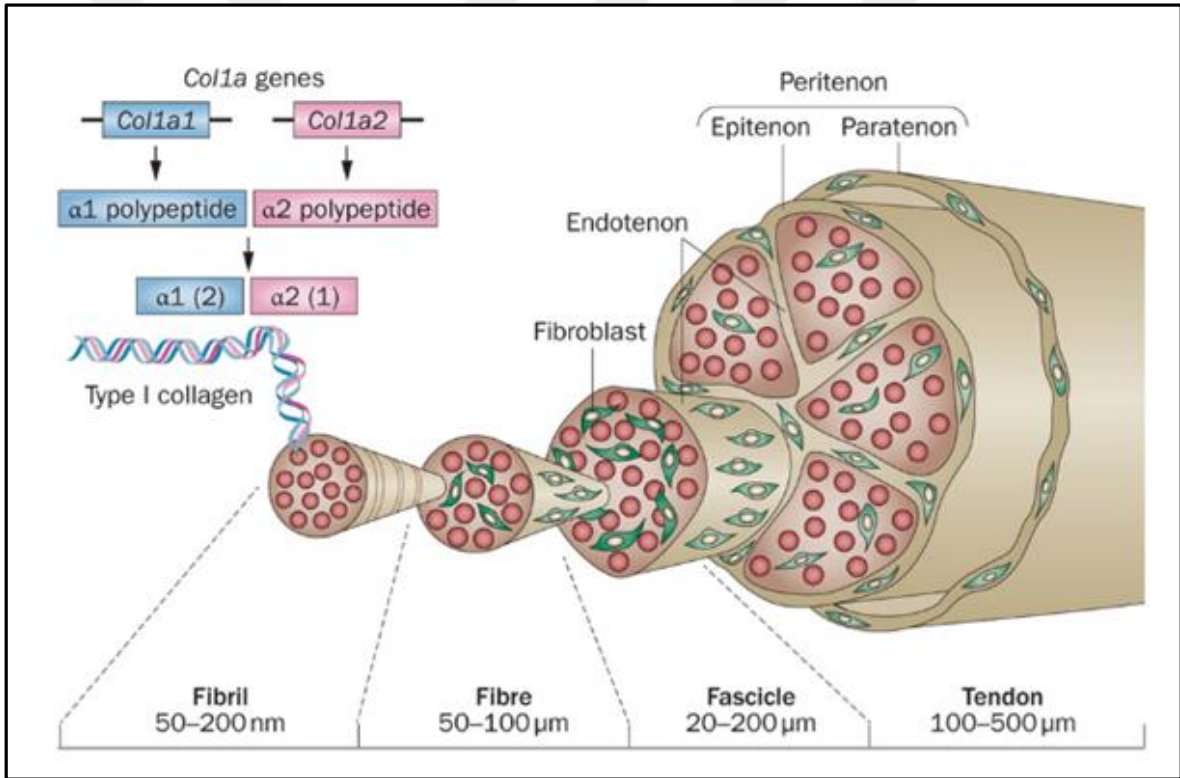
2.1.2. Histolojisi

Tenositler (özelleşmiş fibrositler) ve tenoblastlar tendonun selüler kısmının %90-95'ini oluştururken, geri kalan %5-10'luk kısmını vasküler hücreler, sinovyal hücreler, düz kas hücreleri oluşturur [37]. Ekstraselüler matriksin kuru ağırlığının %70'ini kollajen, %2'sini ise elastin oluşturur [36]. Elastin yüklenme halinde kendi boyunun %200'üne kadar uzayabilme yeteneğine sahiptir ve tendondaki bu az olan oranının artması güç aktarımı konusunda tendonun fonksiyonel kapasitesini düşürür [38]. Aynı zamanda bu hassas oran sayesinde aşıl tendonu hasarlanmadan kendi boyunun %4'üne kadar uzayabilir, ancak uzunluğunun %8'inden fazla gerilecek olursa da kopabilir [36].

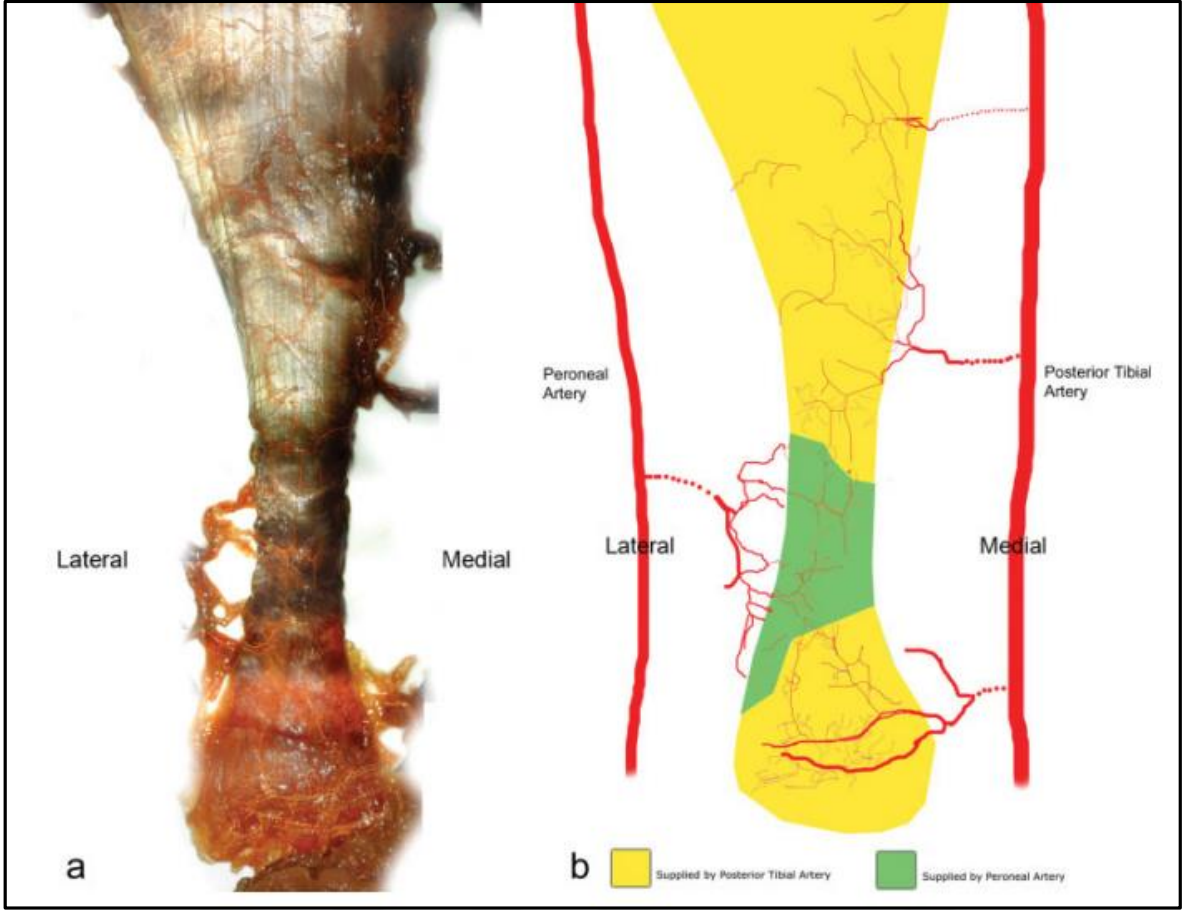
Aşıl tendonu, her biri endotenon ile sarılmış olan kollajen lif demetlerinden oluşmaktadır. Sağlıklı kişilerde aşıl tendonunu meydana getiren kollajen liflerin %95'i tip I kollajendir. Tendon dejenere oldukça tip III kollajen daha baskın hale gelir. Yaşın ilerlemesiyle birlikte tip I kollajen doğal olarak azalır ve tendonun çapı ile radyografik

yoğunluğu da düşer. Tip I kollajenin azalması, tendonun elastikiyetinin azalması ve yırtılmaya daha yatkın olması anlamına gelmektedir. Hasar sonrası yeniden sentezlenen kollajen tip III'dür ve tip I kadar esnek ve sağlam değildir [39].

Kollajen lifleri paralel demetler halinde damar, sinir ve lenfatik yapılarla birlikte paketlenerek fasikülleri, fasiküller endotenon ile sarılıp bir araya gelip epitenon ile çevrili tendonu oluştururlar [38] (Şekil 1). Tendon en dışarıdan paratenon ile sarılmıştır ve epitenon ile paratenon arasında içi sıvı dolu kayganlığı sağlayan bir boşluk bulunur [37, 40]. Paratenon üzerinde aynı zamanda aşıl tendonunu besleyen damar ağı bulunur [31] (Şekil 2). Paratenonun uzaklaştırılması durumunda tendonu besleyen tüm damar yapılar uzaklaştırılır [31].



Şekil 1: Tendonun histolojik yapısı (Nourissat, Berenbaum et al. 2015) [41]



Şekil 2: **a.** Aşil tendonunda paratenon üzerindeki besleyici damar ağı **b.** Kanlanmasında peroneal arter ve posterior tibial arterin beslediği alanların şematik görünümü (Chen, Rozen et al. 2009) [31]

2.2 Aşil Tendonunun Biyomekaniği

Aşil tendonunun görevi gastroknemius ve soleus (triceps surae) kası tarafından oluşturulan kuvveti kalkaneusa aktarmaktır. Aşil tendonu yürüme esnasında insanın tüm vücut ağırlığına, bazen fazlasına maruz kalmaktadır.

Yürüme döngüsünde basma (stance) fazının topuğun yükselmeye başladığı son safha itme (push-off) fazıdır [42]. Triceps surae kası (gastroknemius ve soleus) yürümede itme fazında gerekli olan kuvvetin %70-80'ini üretir [43]. Aşil tendonunun maruz kaldığı gerilme, hızlı koşma esnasında vücut ağırlığının 12,5 katına [44], zıplama esnasında da vücut ağırlığının 6 ile 8 katına kadar çıkmaktadır [45].

Aşil tendonunun dayanıklılığı yaklaşık olarak mm^2 başına 100 N olarak hesaplanmıştır [46]. Sağlıklı bir insanda aşilin ortalama olarak 60-70 mm^2 olduğu düşünülürse, yaklaşık olarak 6000-7000 N'luk gerilme kuvvetine dayanabilecek kapasitededir [20]. Değişik aktivitelerde aşil tendonuna uygulanan yaklaşık kuvvetler;

pasif egzersiz sırasında 400 N, ayak bileği nötralde ortez ile yürürken 590 N, normal yürümeye 1500-2000 N, koşmada 3790 olarak hesaplanmıştır [47].

Tendonlar kastan aldıkları kuvveti kemiğe aktarmak için ideal özelliklere sahiptir. Bu görevi gerçekleştirebilmek için tendonlar yüksek gerilme kuvvetine ve yüklenmelere az esnemeyle beraber dayanabilmeleri şarttır [48]. Bu yüzden tendonlar sağlam olduğu kadar yüksek gerilme kuvvetine sahip olup aynı zamanda hasarlanmadan %4 esneme kabiliyetine sahiptir [36].

Aşıl tendonunun gastroknemius ve soleus kaslarının medial ve lateralinden köken alan tendon lifleri fasiküller halinde ayrı hareket etme kabiliyetine sahiptir [43, 49], bu da güç üretmede esnekliği artırır [50]. Yaşlı tendonlarda genç tendonlara kıyasla bu fasiküller arası kaymaların cross-linking ve interfasiküler adezyonlar nedeniyle azaldığı düşünülmektedir [51].

Egzersiz tendon metabolizmasını, yenilenmesini ve iyileşmesini olumlu yönde etkilerken hareketsizlik olumsuz yönde etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda egzersiz ve mekanik yüklenmeyle birlikte tendonda kan akımının, oksijen ihtiyacının, matriks döngüsünün, metalloproteinaz enzimlerinin en nihayetinde kollajen sentezinin arttığı gösterilmiştir [52]. Hayvanlarda yapılan birçok çalışmada egzersizle birlikte tendon kalınlığının, ağırlığının, kuvvetinin ve elastiki dayanımının arttığı gösterilmiştir [53-55].

Yaşla birlikte tendon sağlamlığında, tendon metabolizmasında, tendon elastisitesinde, kas kuvvetlerinde gerileme görülmektedir [56]. Genç hayvanlarda egzersizle tendondaki değişim daha çok boyut ve kalınlık artışı olurken, erişkin hayvanlarda tendonlarda yapısal değişikliklerle adaptasyon sağlandığı görülmüştür [54]. İmmobilizasyon uygulanan tendonların mekanik özelliklerinde gerileme görülmekteyken [57, 58], yaralanmış tendonun iyileşmesi için de mekanik yüklenme gerekmektedir [59, 60].

2.3. Tendon İyileşmesi ve Tendon Tamiri

Tendonun iyileşme süreci her ne kadar keskin sınırlarla ayrılmasa da 3 evrede incelenir. İlk evre infalamasyon evresidir. Yaralanmayla birlikte başlayıp ilk 24-48 saat arasında, öncelikle vazodilatasyon ve kan akımında lokal artış, ardından damarlarda geçirgenlik artışı, ödem ve staz oluşur. Bütün bunları lökositlerin diapedezi, kemotaksisi ve fagositozu izler [61]. Nötrofiller dört saat ile altı saat içerisinde yara bölgesine ulaşır ve 24

saat ile 48 saat arasında yerlerini daha kalıcı olan makrofajlara bırakır [62]. Yara gerilme gücü olmayan granülasyon dokusu ile dolmaya başlar. Bu süreç, yaklaşık yedi gün ile on gün sürer [61, 62].

İkinci evre rejenerasyon evresi olup iki gün ile 28 gün arasında meydana gelir. Bu safhada fibroblast proliferasyonu ve tip 3 kollajen sentezi hakimdir [63]. Yara bölgesi, 14. gün fibroblast ve kollajen fibrilleri ile dolar. Ancak yaranın gerilme dayanıklılığı hala sınırlıdır. Fibroblastik aktivite ise 3 hafta ile 6 hafta kadar sürer ve giderek azalır [63].

Üçüncü evre olan yeniden yapılanma (remodelling) evresi 3. haftanın sonunda başlayıp 6 ay ile 12 ay kadar süren, iyileşme dokusunun olgunlaştığı ve yeniden yapılandığı evredir. Bu evrede tenosit metabolizması ve tip 1 kollajen üretimi yoğundur, kollajen fibrilleri giderek stres yönüne paralel daha düzenli hale gelir [64, 65]. Kollajen fibrillerinin yapısında yer alan kovalent çapraz bağların sayısı artar. Bu süreçte, gerilme gücü de giderek artar [63].

Tendon tamirinde zamanlama primer, geç primer, sekonder ve geç sekonder olmak üzere sınıflandırılır. Primer tamir hasarlanmadan itibaren 12 saat içerisinde yapılan tamir iken geç primer tamir 14 gün içerisinde yapılan tendon tamiridir [66]. Sekonder tamir 2-4 hafta arasında yapılan tendon tamiri iken geç sekonder tamir dört haftadan sonra yapılan tendon tamiridir. Tendon tamiri uygun olan en kısa süre içerisinde yapılmalıdır.

Tendon tamirinden sonra cerrah, ne şekilde ve ne süreyle harekete izin vereceği konusunda tereddüt yaşayabilmektedir. Bu konuda önemli olan tamir edilen tendonun yeniden kopmasına veya tamir hattında ayrılmaya neden olmadan adezyon oluşumunu önlemek, tendona eski kuvvet ve hareket kabiliyetini kazandırmaktır. Bu durumda tamir sonrası adezyonları önlemek için en uygun önlem, biyolojik süreci hızlandırmak için cerrahi onarım ile elde edilen tendon stabilitesini bozmayacak şekilde erken, hafif ve yavaş yük verilmesidir [67, 68].

Tendonun hareketsiz bırakılmasının özellikle tamir sonrası ilk günlerde hematoma şekillenmesi, kollajen proliferasyonu ve matürasyonu üzerinde olumlu etkisi varken, uzun süre hareketsizliğin eklemde sertleşme, kas atrofisi, tendon yapışıklıkları, derin ven trombozu, eklem kıkırdağında atrofi ve ülserasyon gibi sakıncaları mevcuttur [69].

Aşil tendonu konservatif veya cerrahi olarak tedavi edilirken klasik olarak yaygın uygulama 6-8 hafta alçı veya breys ile immobilizasyondur [69]. Erken aktif-pasif hareketin tendon iyileşmesini olumlu yönde etkilediğine dair yapılmış birçok çalışma mevcuttur [70-

72] fakat hareketin zamanlaması ve süresi hakkında görüş birliği yoktur. Calder ve ark. (2005) minimal invaziv tekniklerle minimum 12 ay takipli 46 hastalarını ilk iki haftada 20 derece ekinusta kısıtlı breys, ardından dört hafta nötralde kısıtlı breys ile erken aktif hareket uygulamışlar, 42 hastada mükemmel, 4 hastada iyi sonuç elde ettiklerini bildirmişlerdir [73].

Tendon tamiri sonrası erken aktif harekete izin verilebilmesi için tamir sahasını geçen bant (strand) sayısı, seçilen dikiş materyali, dikiş sahasının büyüklüğü, düğümün şekli ve yeri gibi faktörler önemlidir [74]. Tendonda yapılan tamirin gücü üzerine yapılan çalışmalarda tamir sahasını geçen bant sayısı ile tamirin gücü arasında doğru orantı olduğu gösterilmiştir [75-77]. Dikiş sayısının fazla olması durumunda ise tamir sahasında tendon içi kan dolaşımının bozularak iyileşmenin olumsuz yönde etkilenebileceği unutulmamalıdır [78].

Diğer yandan erken aktif-pasif hareket tamir sahasında ayrılmaya neden olabilir [77]. Tamir sahasında oluşan ayrılma kötü iyileşme, yapışıklık, azalmış tendon kuvvetiyle sonuçlanır ve bu durum tendon tamirinde kabul edilemez [66]. Onarım sonrası 3 mm'den fazla ayrılma meydana gelmesi sonucu uzamış tendonların kuvvetinin, iyileşmenin ilerlemesi ile artmadığı (düzemediği) gösterilmiştir [79, 80].

Tamir edilmiş tendon aşırı zorlandığı takdirde kopma ihtimali vardır. Tamir edilmiş tendonlar en sık ilk 10 gün içerisinde koparlar [81]. Kopma nedeni cerrahi tekniğe veya hastaya bağlı olabilir. Harris ve ark. (1999) tamir ettikleri fleksör tendon yeniden kopmalarında %50 olguda nedenin hasta uyumsuzluğu olduğunu bildirmişlerdir [82].

2.4. Aşil Tendon Rüptürü

2.4.1. Epidemiyoloji

Aşil tendon rüptürü orta yaş grubunda spor ile uğraşan bireylerde daha yaygındır [83]. 1986 yılında 2/100.000 olarak bildirilen insidansın 2010 yılı itibari ile 10/100.000 olarak bildirilmesi, sportif aktivitelerin artışına paralel olarak insidansın yıllar içinde arttığını göstermektedir [83]. Aşil tendonu 3. en sık rüptüre olan tendondur [83]. Erkeklerde ve solda daha sıktır. Yaralanmanın sol tarafta sağa göre daha sık meydana gelmesi sağ dominant bireylerin prevalansının yüksek olması, dolayısı ile *push-off* fazının sol tarafta daha güçlü olmasına bağlanmaktadır [84]. Aşil tendon rüptüründe pik yaş 30-40 yaş arası olup tipik olarak düzensiz spor yapan erkeklerde görülür [84].

2.4.2. Etiyopatogenez

Aşil tendon rüptürlerinin etiopatogenezi henüz aydınlığa kavuşmamış olmakla birlikte oluşumunda tendonun görece hipovasküler yapısı, meydana gelen dejenerasyon ve mikrotravmalara bağlı ödem suçlanmaktadır [85, 86]. Aşil tendonunda kanlanmanın en zayıf olduğu insersiyon proksimalindeki 2 cm ile 6 cm arasındaki bölge, aynı zamanda rüptürlerin de en sık görüldüğü bölgedir [87]. Tendonda meydana gelen kronik dejenerasyon aşırı yüklenmeler olmaksızın tendonun rüptürüne yol açabilir. McMaster sağlıklı bir tendonun şiddetli gerilmelere maruz kalsa dahi yırtılmayacağını öne sürmüştür [88]. Barfred ise yaptığı deneysel çalışmalar sonucunda, aşırı yüklenmeler uygulandığı takdirde normal tendonda da yırtılma meydana gelebileceğini belirtmiştir [89, 90]. Yapılan çalışmalarda aktif sporcularda %24, aktif koşucularda %50 oranında aşilde tendinopati tespit edilmiştir [83]. Diz tam ekstansiyonda iken ön ayaktan destek alarak yapılan ani itme hareketi ve plantar fleksiyondaki ayak bileğinin aniden beklenmedik bir şekilde dorsifleksiyona getirilmesi, aşil tendonunda yırtık oluşturan en önemli mekanizmadır [87].

Aşil tendon rüptürü için birçok intrinsik ve ekstrinsik risk faktörü tanımlanmıştır (Tablo 1). Gut, romatoid artrit, sistemik lupus eritematozus (SLE) gibi hastalıklar, sistemik veya lokal kortikosteroidler, kinolon grubu antibiyotik kullanımı bunların başlıcalarıdır [83]. Kortikosteroidler, aşil tendon rüptürlerinin oluşumundan sıklıkla sorumlu tutulmuşlardır. Tavşanların aşil tendonlarına hidrokortizon enjeksiyonu yapılması sonucu enjeksiyon bölgesinde nekroz geliştiği ve kortikosteroid enjeksiyonun bu tendonlarda iyileşme sürecini geciktirdiği gösterilmiştir [91]. Tendon komşuluğuna yapılan steroid enjeksiyonu, tendonda yaklaşık 14 gün süren bir zayıflama sürecini başlatır. Bu yüzden, aşil tendonu komşuluğunda yapılan kortikosteroid enjeksiyonlarını takiben en az iki hafta süreyle kuvvetli aktiviteden kaçınılmalıdır [92].

Aşıl Tendon Ruptürü İçin Risk Faktörleri
A - İntresik Faktörler (Anatomik Predispozisyon)
<ul style="list-style-type: none"> - Subtalar hiperfleksiyon - Aşırı varus / valgus deformitesi - Artmış femoral anteverisyon - Bacak uzunluk farkları - Müsküler bozukluklar - Yüksek BMI - Yaşlılık
B - Ekstrinsik (Çevresel) Faktörler
<ul style="list-style-type: none"> - Uygunsuz ve aşırı egzersiz - Alışılmadık zeminde egzersiz ve koşma - İlaçlar : Florokinolonlar, steroidler

Tablo 1: Aşıl tendon ruptürü için risk faktörleri (BMI: Vücut kitle indeksi) (S Terry Canale, Campbell's Operative Orthopaedics, 2013) [83]

2.4.3. Klinik Bulgular ve Tanı

Aşıl tendon ruptüründe hikaye çoğu olguda oldukça tipiktir. Genellikle orta yaş erkeklerde sportif aktiviteler sırasında meydana gelir. Hastalar genellikle etkilenen bacakta ani, keskin bir ağrı; topukta kopma veya bacak arkasından vurulma hissi tariflerler [93, 94]. Aşıl tendonuyla ilgili daha öncesine ait şikayetler nadiren mevcuttur. Aşıl tendon ruptürü sonrası görülen en belirgin klinik bulgu, bacak üzerine yüklenilmesi ile belirginleşen ağrıdır. Bunu yürümeye güçlük veya yürüme şeklinde bozukluk takip eder [95].

Fizik muayenede, tendon trasesi boyunca şişlik ve ödem saptanır. Eğer şişlik ileri düzeyde değilse, ruptür bölgesinde oluşan boşluk, özellikle tam kat ruptürlerde rahatlıkla palpe edilebilir. Her iki malleol alt ucuna ve fasya altından parmak uçlarına doğru uzanan ekimoz alanları gözlenebilir [95].

Yırtıklar genellikle aşıl tendonunun kanlanması en zayıf olduğu kalkaneusa yapışma yerinin 2-6 cm proksimalinde meydana gelir [87, 94]. Yaralanma kalkaneusa

inersiyo yerinden kalkaneal çıkıntı avülziyon kırıklarıyla birlikte olabileceği gibi nadiren kas-tendon birleşke yerinden de olabilir [96].

Aşil rüptürü sonrası hastalarda ayak bileği plantar fleksiyon kuvveti azalmakla birlikte tibialis posterior ve uzun parmak fleksörlerinin etkisiyle ayakta aktif plantar fleksiyon hareketi devam eder. Bu durum bazen yanılığlara sebep olabilir [95].

Thompson ve Matles testleri tanıda yardımcıdır. Thompson testi "squeezing test" olarak da bilinir. Hasta yüz üstü pozisyonda iken gastrosoleus kasları sıkılarak ayak bileğine pasif plantar fleksiyon yaptırılması amaçlanır. Aşil tendonunda tam kat rüptür varsa ayak bileğinde plantar fleksiyon hareketi meydana gelmez [83]. Bu durumda test pozitifdir. Matles testinde aynı şekilde hasta yüz üstü pozisyonda her iki diz 90 derece fleksiyonda, ayak bilekleri nötral pozisyonda tutması istenir. Aşil tendonunda total rüptür varsa etkilenen taraftaki ayak sağlam taraftakine göre hafif dorsifleksiyon postürü alır [83].

Klinik semptomlar ve fizik muayene bulguları, aşil tendon rüptürü tanısının konulmasında genellikle yeterlidir [95]. Nadiren, özellikle geç tanı almış uzun süreli olgularda, yardımcı radyolojik tetkiklere ihtiyaç duyulabilir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve ultrasonografi (USG) tanının desteklenmesinde faydalıdır. Bu söz konusu tetkikler tedavi öncesi rüptüre tendon uçlarının pozisyonunun belirlenmesinde, konservatif tedavinin takip edilmesinde ve iyileşmenin değerlendirilmesinde de kullanılabilirler [97]. Geç aşil tendon rüptürlerinde MRG ile doğru tanıya rahatlıkla ulaşılabilir; fakat USG'de, özellikle tam kat olmayan rüptürlerde, %20 oranında yanıltıcı sonuçlar bildirilmiştir [95].

2.4.4. Tedavi

Aşil tendon yaralanmalarının ideal tedavisi konusunda henüz fikirbirliği oluşmamıştır. Tedavi hasta ve hekimin tercihinine göre planlanmakta olup [4], konservatif, endoskopik cerrahi, minimal invaziv cerrahi, açık cerrahi gibi tedavi seçenekleri vardır.

Yapılan çalışmalarda aşil tendon rüptürlerinin konservatif ve cerrahi tedavisinde fonksiyonel sonuçlarının benzer olduğu, cerrahi tedavide yeniden rüptür oranlarının daha az olup daha kısa sürede iyileşme imkanı sağladığı, daha az kas atrofisine yol açtığı, daha güçlü bir itme (push-off) fazı sağladığı; buna karşılık cerrahi tedavinin büyük insizyonlar, yara komplikasyonları, ağırlı skarlar gibi dezavantajlarının bulunduğu belirtilmiştir [6-8].

Wilkins ve ark. (2012) aşil yaralanmalarında konservaif ve cerrahi tedavi sonuçlarını karşılaştırdıkları meta-analizlerinde; her iki tedavi seçeneğinin fonksiyonel sonuçlarının

benzer olduğunu, cerrahi tedavi almış hastalarda yeniden rüptür oranının belirgin derecede az olduğunu, buna karşın cerrahi tedavide yara yeri komplikasyonlarının nispeten yüksek olduğunu bildirmişleridir [7]. McCormack ve ark. (2015) yaptıkları meta analizde aşıl onarımı sonrası post-operatif alçı ile immobilizasyon uygulanan hastalar ile breyslemeyle erken aktif hareket verilen hastaların sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Her iki grupta da yüksek oranda eski aktivitelerine dönebilme, benzer komplikasyon oranlarına karşın breysleme uygulanan grupların işlerine daha erken dönebildikleri, hasta memnuniyetinin daha iyi olduğu, breysleme ile erken aktif hareketin güvenli olduğunu bildirmişlerdir [98].

2.4.4.1. Konservatif Tedavi

Aşıl tendon rüptürü, ayak bileğini plantar fleksiyonda tutan alçı veya diğer immobilizasyon yöntemleri ile konservatif olarak başarıyla tedavi edilebilmektedir [99]. Konservatif tedavide alçılamanın diz altı veya diz üstü mü olması gerektiği, immobilizasyonun süresi, ne zaman yük verilebileceği konusunda tam bir görüş birliği yoktur [99]. Diz üstü alçılar gastroknemius kasını da immobilize eder [100]. Sekiya ve ark. (1999) yaptıkları kadavra çalışmasında ayak bileğinin maksimum plantar fleksiyonda tutulması durumunda dizin hareketinin aşıl gerginliği üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını [101], Trickett ve ark. (2011) ise yaptıkları klinik çalışmada dizin pozisyonunun tamir edilmiş aşıldaki kesi hattında meydana gelebilecek bir ayrılmaya etkisinin olmadığını [102] belirtmişler, her iki çalışmada da diz üstü alçılamanın gereksiz olduğu iddia etmişlerdir.

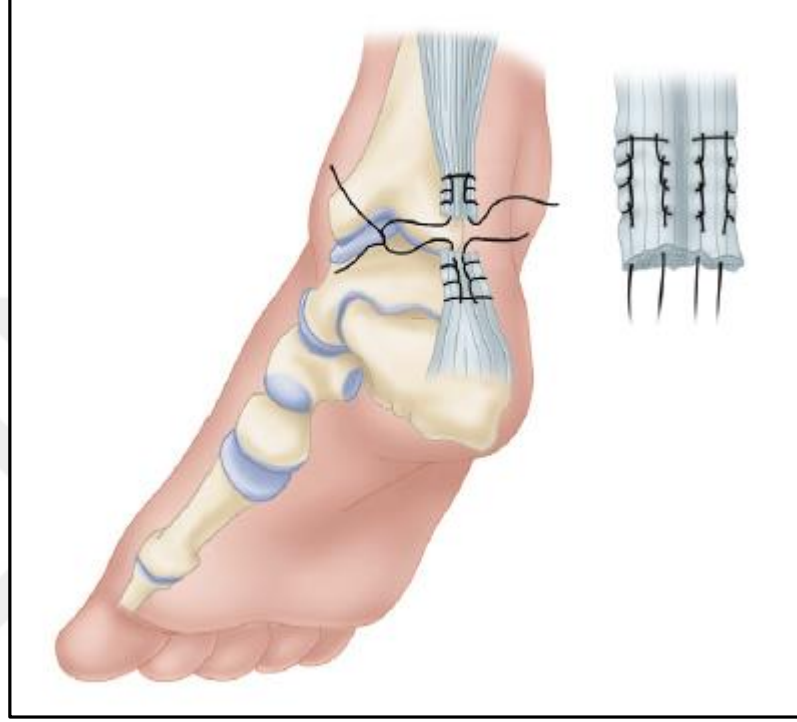
İmmobilizasyonun süresi konusunda daha yaygın olan görüş ayak bileği tam plantar fleksiyonda (30 derece ekinus) alçılama ile birlikte 8-10 hafta içerisinde tedricen nötral pozisyona getirilmesi şeklindedir [103].

Yeniden rüptürlerin büyük kısmı alçı çıkarıldıktan sonra birkaç hafta içerisinde meydana gelmektedir [104]. Alçılama süresi 8 haftadan 12 haftaya çıkarılarak yeniden rüptür oranının %35'den %7'lere kadar düşürülebileceği [104-106], alçı çıkarıldıktan sonra plantar fleksiyona izin veren, ayak bileğinin dorsifleksiyonunu kısıtlayan fonksiyonel breysleme ile bu oranın %0'lara kadar düşürülebileceği belirtilmektedir [99].

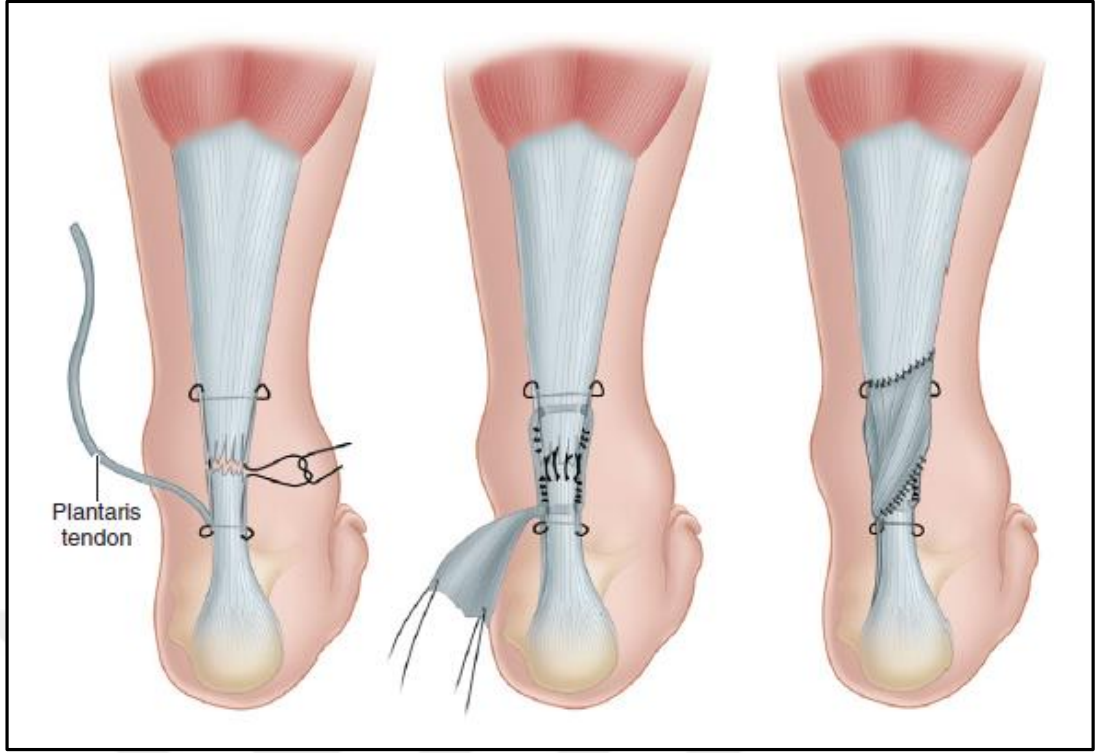
2.4.4.2. Açık Cerrahi Tedavi

Her ne kadar rüptüre aşilin minimal invaziv olarak onarılması giderek popüler hale gelse de açık cerrahi tedavi, özellikle sporcularda düşük yeniden rüptür riski, yüksek spora geri dönme oranları ile hala altın standart olmaya devam etmektedir [83]. Ayrıca kronik

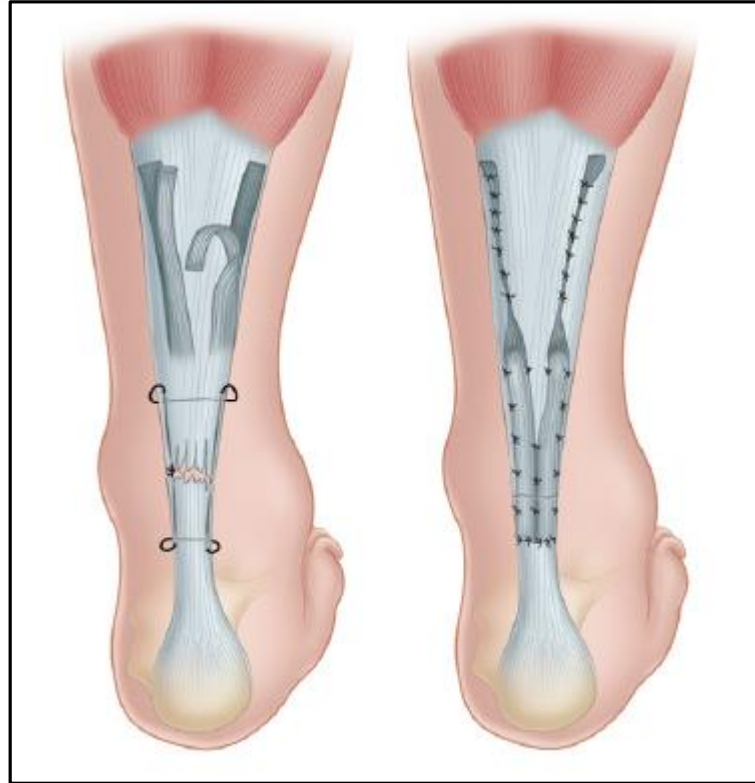
rüptürler, oblik ve perkütan onarımın mümkün olmadığı düzensiz rüptürler, revizyon gereken rüptürler için önemini korumaktadır [83]. Açık cerrahide primer Kessler, Bunnel, Krackow gibi tekniklerle uç uca tamir yanında birçok augmentasyon teknikleriyle birlikte tamir seçenekleri tarif edilmiştir [83] (Şekil 3-5)



Şekil 3: Krackow tamir tekniği (S Terry Canale, Campbell's Operative Orthopaedics, 2013) [83]



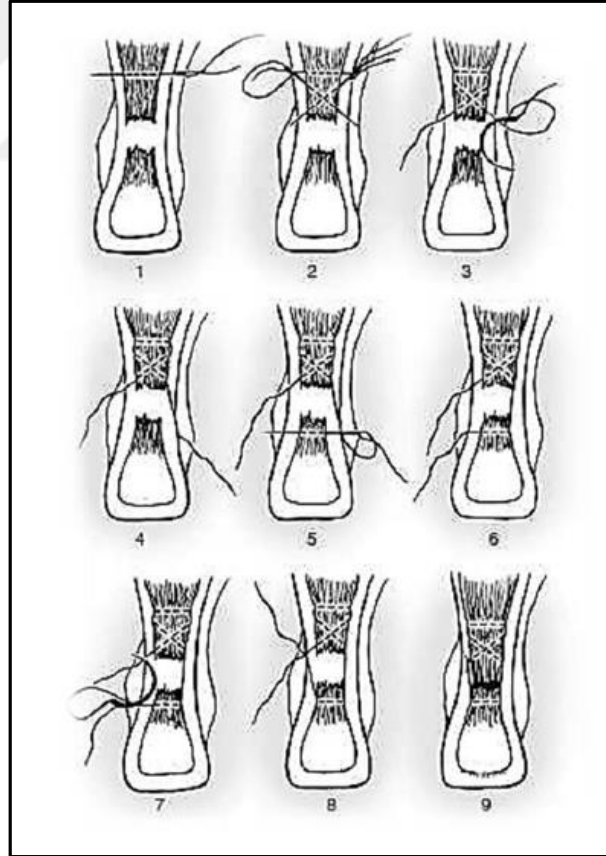
Şekil 4: Kessler tekniğiyle tamir sonrası plantaris tendonu ile augmentasyon (S Terry Canale, Campbell's Operative Orthopaedics, 2013) [83]



Şekil 5: Lindholm tamir tekniği (S Terry Canale, Campbell's Operative Orthopaedics, 2013) [83]

2.4.4.3. Minimal İnvaziv Tekniklerle Cerrahi Tedavi

Perkütan tekniklerle minimal invaziv olarak aşil tendonunun onarılması ve erken aktif harekete izin verilmesi aşil tendon rüptürünün tedavisinde gittikçe daha fazla kabul gören bir tedavi yaklaşımıdır. Minimal invaziv aşil tendon onarımı konusunda birçok teknik tarif edilmiş olup [107-114] literatürde ilk perkütan teknik Ma ve Griffith tarafından 1977 yılında tarif edilmiştir [114]. Ma ve Griffith (1977) lokal anestezi altında aşil üzerinden mini cilt insizyonlarından çapraz olarak geçirdikleri teknikleriyle 18 hastayı başarıyla opere ettiklerini, hiçbir hastalarında yeniden rüptür oluşmadığını, sadece 1 hastada sural sinir sıkışmasına bağlı duyu kusuru geliştiğini bildirmişlerdir [109] (Şekil 6). Ma ve Griffith, akut aşil tendon rüptürlerinin tedavisinde, tendonun devamlılığını yeniden sağlayabilmek, ayak bilek plantar fleksiyon gücünü yaralanma öncesindeki düzeye yeniden çıkarabilmek ve tedavi sonrası gelişen tüm komplikasyonları en aza indirebilmek için perkütan yapılan cerrahi onarım tekniğinin tercih edilmesi gerektiği savunmuşlardır [109].

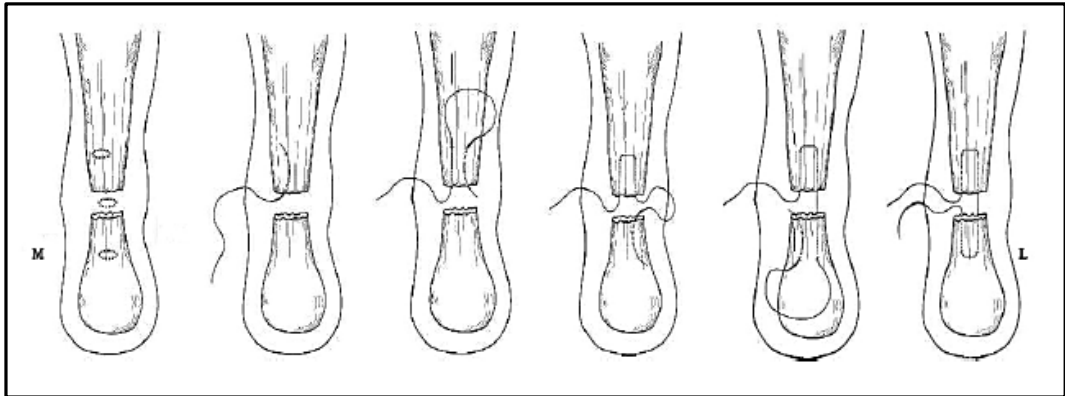


Şekil 6: Ma ve Griffith'in onarım tekniği (Ma ve Griffith 1977) [109]

Perkütan yapılan bu cerrahi onarım tekniğinde, rüptüre aşil tendonunun lateral ve medial kenarı boyunca her biri 1 cm üçer adet, toplam altı adet uzunlamasına cilt kesisi yapılır. Aşil tendonunun rüptüre uçlarını tutan dikiş materyali bu cilt kesileri yardımı ile tendondan geçirilir (Şekil 6). Cilt kesilerinden ilk ikisi, rüptüre olan aşil tendonunun uçları arasındaki boşluk palpe edildikten sonra boşluk referans alınarak, tendonun proksimal ucunun 2,5 cm daha proksimalinde lateral ve medial kenarlarına yapılır. Paratenon, subkütan dokudan bir hemostat klemp yardımı ile künt diseksiyon uygulanarak serbestleştirilir. Böylece aşil tendonunun uzunluğu boyunca bacağın posterolateralinde seyreden sural sinir, olası bir yaralanmadan korunmuş olur [109].

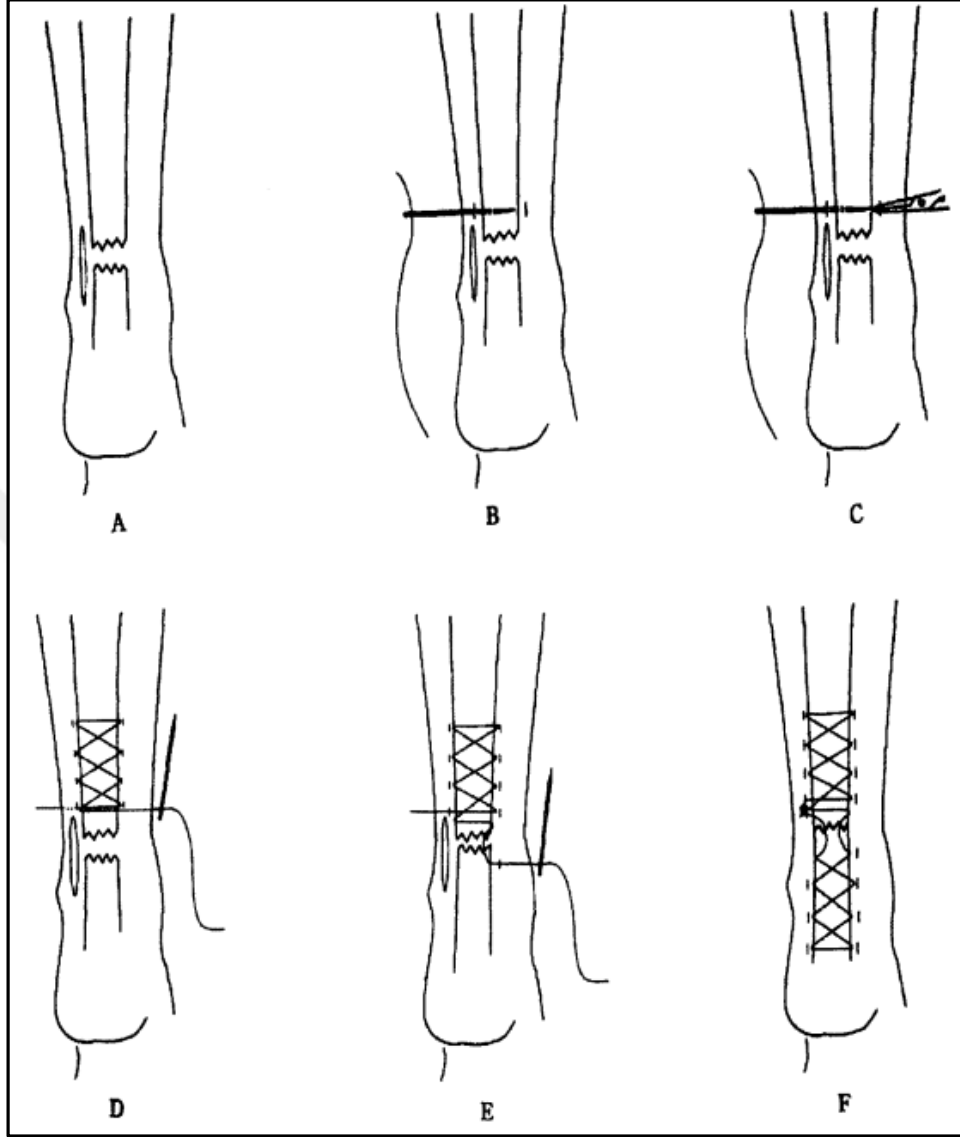
Gorschewsky ve ark. (1999) iğneli tel şeklindeki dikiş materyali ile fibrin yapıştırıcı kullanarak yaptıkları minimal invaziv tekniklerini tarif etmişler, bu yöntemle onardıkları 20 hastadan 1 yıl takiplerinde sadece birinde yeniden rüptür oluştuğunu bildirmişlerdir [111].

Webb ve Bannister (1999) sural sinirden uzak durmak amacıyla medialden yaptıkları dikiş tekniklerini tarif etmişler ve 27 hastalık serideki sonuçlarını yayınlamışlardır [107]. Bu teknikte rüptüre olan aşil tendonunun posterioruna toplam üç adet enine cilt kesisi yapılmıştır (Şekil 7). Cilt kesilerinden ilki, rüptüre olan aşil tendonunun uçları arasındaki boşluğa, diğer iki cilt kesisi de, ilk cilt kesisinin 5 cm proksimaline ve 5 cm distaline yapılarak Şekil 7’de olduğu gibi onarım yapılmıştır. Ortalama 35 aylık takip sonrası hiçbir hastada yeniden rüptür ve sural sinir yaralanması görülmemiştir [107].



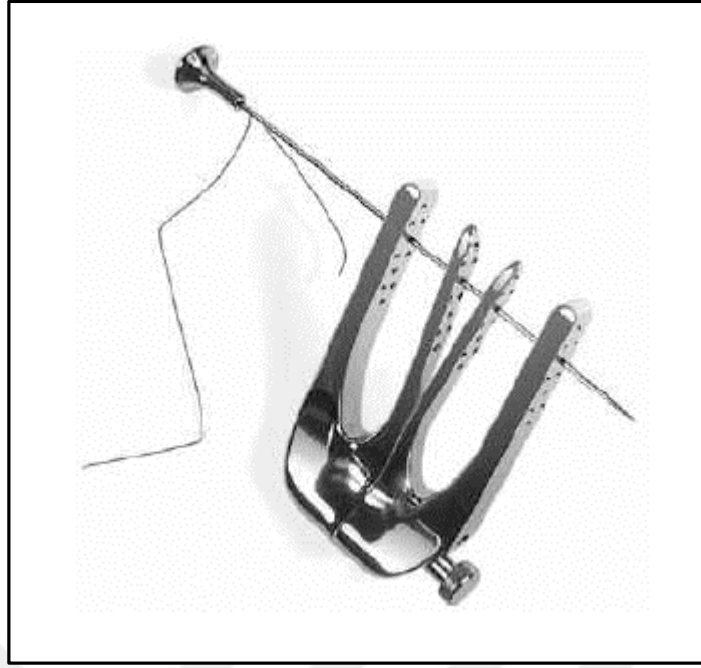
Şekil 7: Webb ve Bannister onarım tekniği (Webb ve Bannister 1999) [107]

Park ve ark. (2001) Bunnel tekniğini kullanarak minimal invaziv teknikle 14 hastanın aşılini onarmışlar, sonuçların tatminkar olduğunu bildirmişlerdir [16] (Şekil 8).

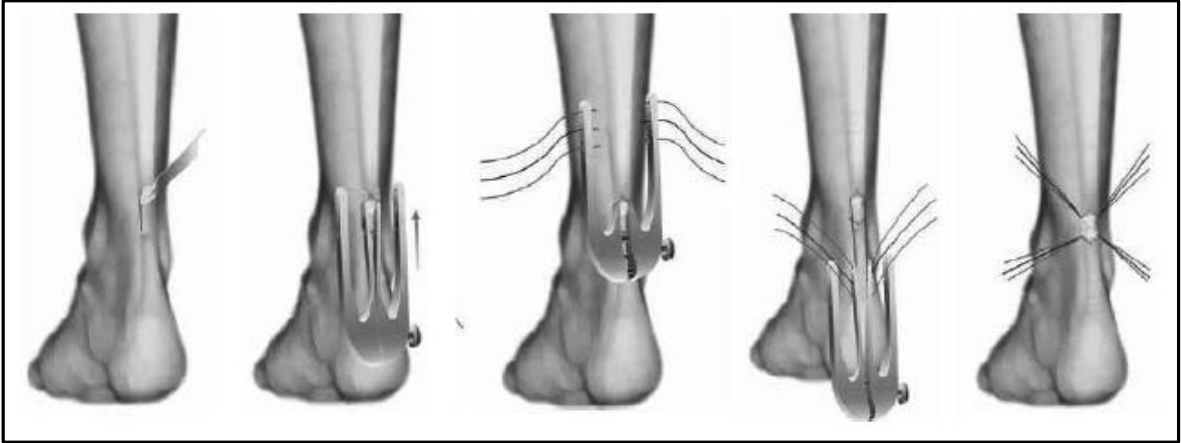


Şekil 8: Park ve ark. Bunnel tekniği ile yaptıkları tamir şekli (Park, Moon et al. 2001) [16]

Assal ve ark. (2002) kendi tasarımları Achillon® cihazıyla 16 kadavra ekstremitesinde yaptıkları minimal invaziv aşil tendon onarımı sonuçlarını yayınlamışlardır [115]. İçeride iki adet, dışarıda iki adet olmak üzere toplam dört adet koldan oluşan Achillon® cihazı, dikiş materyalinin aşil tendonundan minimal invaziv yöntemlerle geçirilmesi işlevini görmektedir (Şekil 9-10).

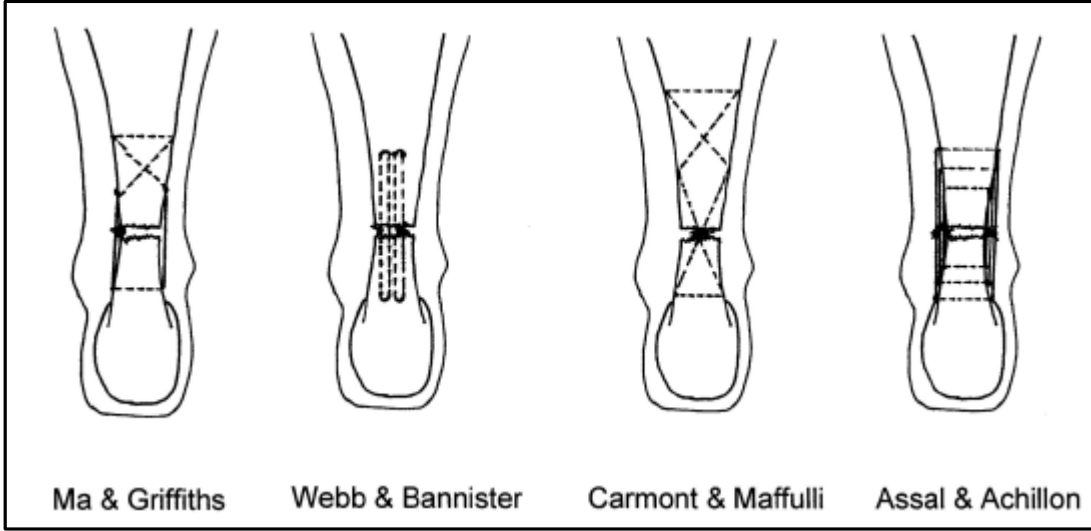


Şekil 9: Aşillon cihazı(Asansu 2015) [42]



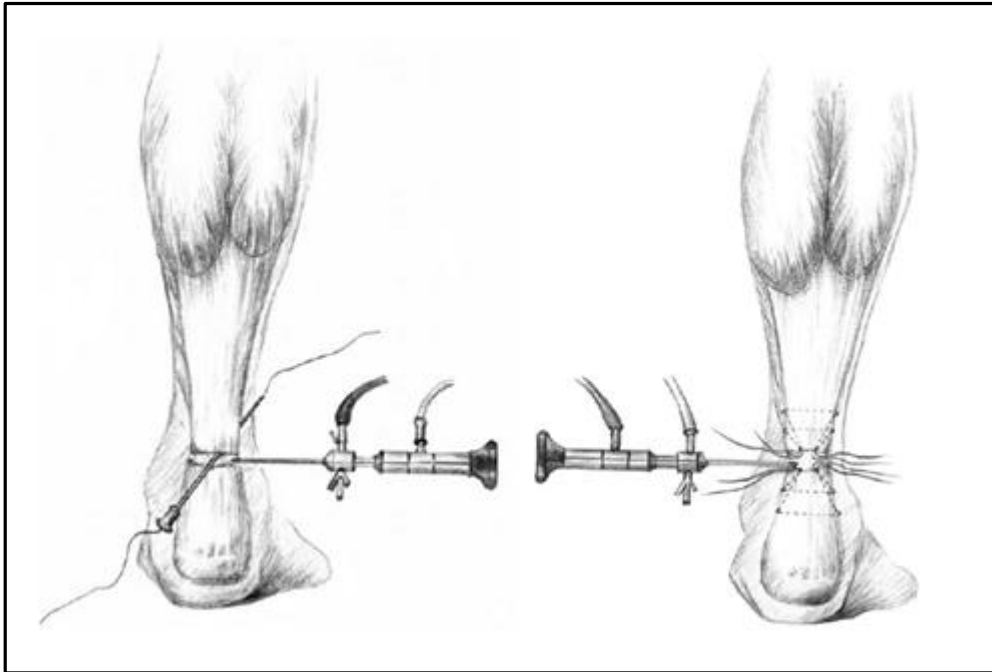
Şekil 10: Assal ve ark. 'nın Achillon® cihazıyla onarım tekniği(Asansu 2015) [42]

Gültekin ve ark. (2015) Assal ve ark.'nın tekniğine benzer şekilde Achillon® cihazı yerine her ameliyathanede bulunabilen over klempini kullanarak 20 hastada minimal invaziv olarak başarıyla aşil tendon onarımı gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir [116].



Şekil 11: Minimal invaziv aşil onarımında bazı teknikler (Carmont, Rossi et al. 2011) [114]

Tang ve ark. (2007) aşil tendonunda rüptür hattına endoskop ile ulaştıktan sonra Kessler dikiş tekniğini kullanarak gerçekleştirdikleri onarımların sonuçlarını yayınlamışlardır (Şekil 12). Bu çalışmada ortalama 12 ay takipli 20 hastalık serilerinde başarılı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişleridir [15].



Şekil 12: Endoskopik aşil onarımı (Tang, Thermann et al. 2007) [15]

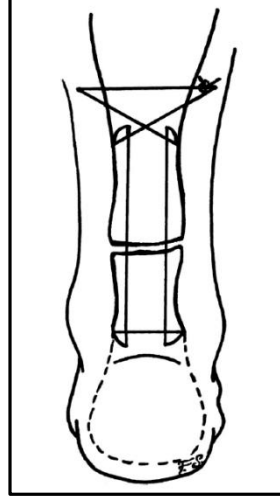
Carmont ve Maffuli (2008) Ma ve Griffith tekniğinin modifikasyonu sayılabilecek tekniklerini tarif etmişleridir (Şekil 13) [117]. Bunnel tekniğinin de modifikasyonu sayılabilecek bu teknik kesi hattından 0,5 cm'lik, kesi hattının proksimalinde 4, distalinde 2 küçük delik kullanılarak aşil onarımı gerçekleştirilir (Şekil 13).



Şekil 13: Carmont ve Maffuli'nin perkütan onarım tekniği (Carmont and Maffulli 2008) [117]

Guillo ve ark. (2013) Kessler'in modifikasyonu sayılabilecek teknikleriyle perkütan aşil tendon onarımı yaptıkları hastalarının sonuçlarını yayınlamışlar, tedavi ettikleri 23 hastanın ortalama 25 aylık takiplerinde tatminkar sonuçlar aldıklarını bildirmişleridir (Şekil 14) [12].

Tsuge tekniğinin minimal invaziv aşil onarımında uygulanmasıyla ilgili klinik çalışmalar mevcuttur [17, 118]. Fu ve ark. (2011) 36 aşil tendon rüptürünü çift Tsuge tekniği ile minimal invaziv olarak tamir etmiş, ortalama 15 aylık takip sonrasında %97,2 iyi-mükemmel sonuç bildirmişlerdir. Tsuge tekniğinin uygulaması kolay, tendon kanlanmasını diğer tekniklere göre daha az etkileyebilecek bir teknik olarak ön plana çıktığını belirtmişlerdir [118]. Bu tamir tekniğinde aşil tendonunda hissettikleri boşluk üzerinde 1,5–2 cm mini longitudinal kesi yapmışlar, distalde 2 mini insizyon, proksimalde yine mini bir insizyon ile onarımı gerçekleştirmişlerdir (Şekil 15).

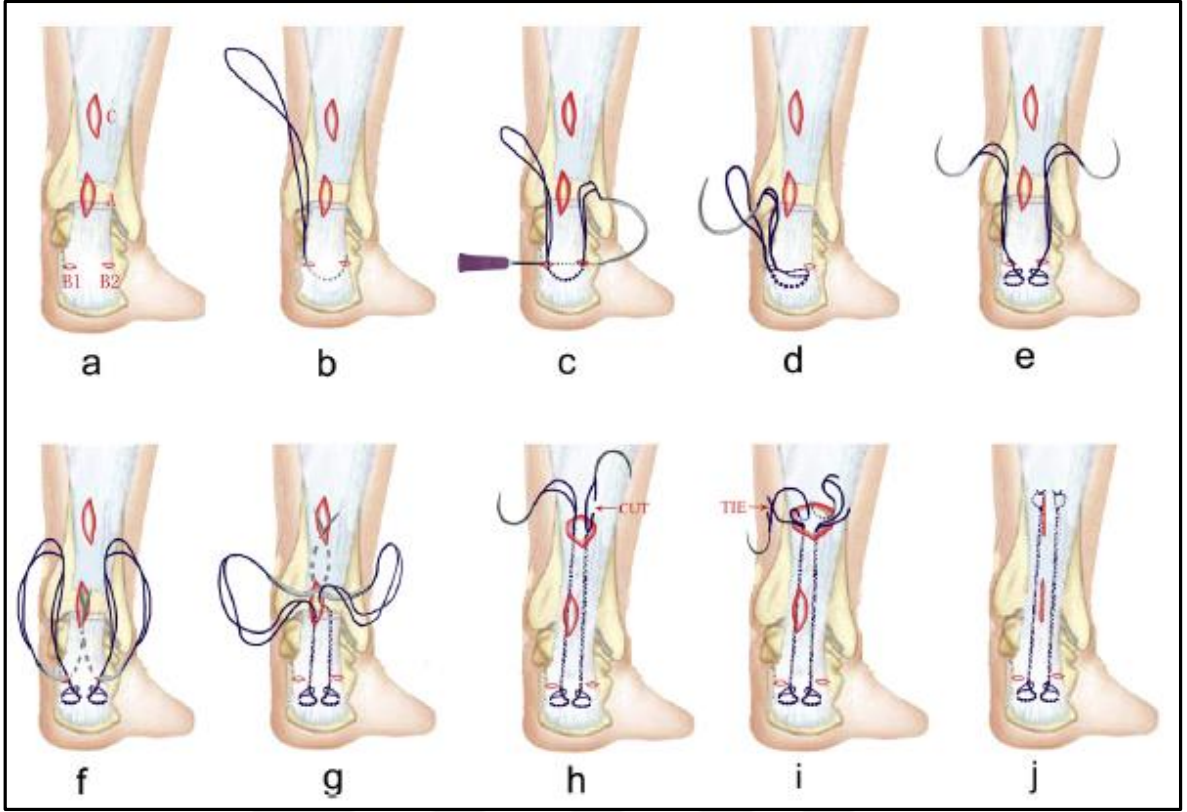


Şekil 14: Guillo ve ark'nın tarif etmiş olduğu teknik (Guillo, Del Buono et al. 2013) [12]

Yine Fu ve ark. (2015) minimal invaziv olarak 2 adet Tsuge dikişi ile 30 hastanın aşilini, modifiye Kessler dikişi ile açık olarak 30 hastanın aşilini onarmışlar, ortalama 25 aylık takip sonrasında mini-open Tsuge grubunun 20 ardışık topuk kaldırma hareketini açık cerrahi olanlara göre çok daha erken yapabildiklerini, bunun yanısıra Tsuge mini-open cerrahinin operasyon süresi, daha küçük yara, düşük komplikasyon oranları ile öne çıktığını belirtmişlerdir [17].

Aşil tendon onarımında dikiş materyali seçiminde mümkün olan en sağlam, en ince ve tendona tutunma kapasitesi en iyi dikiş materyali seçilmelidir [119-121]. Aşil tendon onarımında literatüre bakıldığında günümüzde yaygın tercih edilen dikiş materyalleri poliester, polidioksanon (PDS), polipropilen (Prolene®), naylon (Ethilon®), örgülü polibend (FiberWire®), poliglaktin (Vicryl®) olduğu görülmektedir [119, 120, 122].

Komatsu ve ark. (2006) yaptıkları biyomekanik testlerde hepsi USP 2 numara olmak üzere örgülü poliester (Ethibond®), polidioksanon (PDS II®) ve monofilament naylon (Ethilon®) dikiş materyallerinin ortalama kopma değerlerini sırasıyla 146.9 ± 7.7 N, 192.5 ± 13.9 N, 137.9 ± 7.2 N olarak bildirmişlerdir [120].



Şekil 15: Tsuge tekniğinin minimal invaziv aşil tendon onarımında uygulanması (Fu ve ark. 2015) [17]

3. GEREÇ VE YÖNTEM

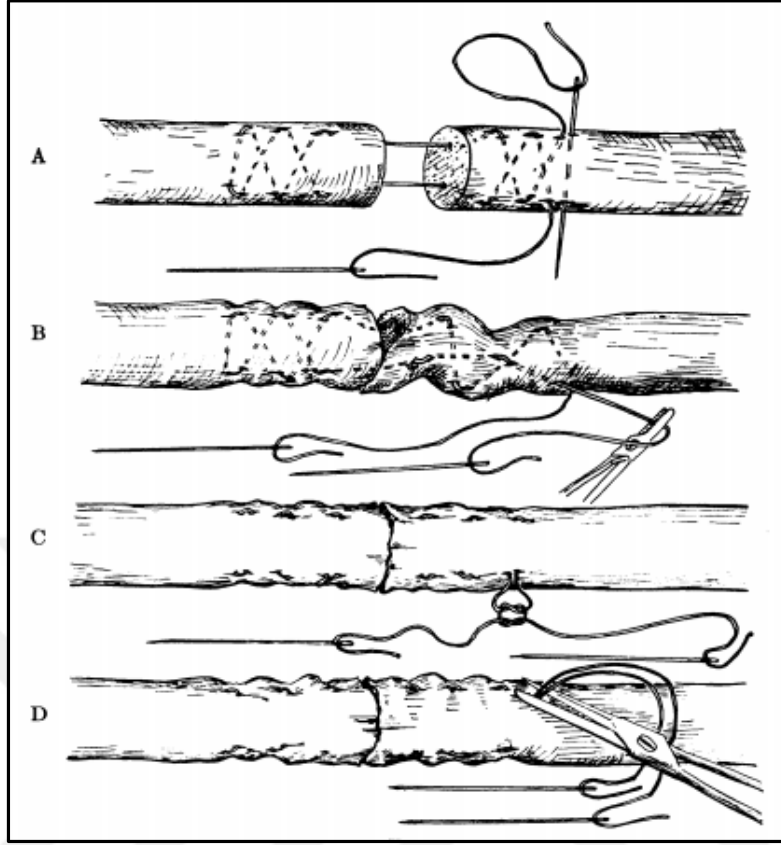
3.1 Planlama ve Çalışma Öncesi Hazırlık

Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'nun 16.11.2015 tarih ve 2015/15-14 sayılı etik kurulu kararı sonrası çalışmalara başlanmıştır. Çalışmamız Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonunun finansmanı ile yapılmıştır.

3.2. Dikiş Tekniklerinin Seçimi

Bu çalışmamızda gerek açık, gerek minimal invaziv aşil onarımında yaygın olarak kullanılan modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri [15, 17, 123] yeni olarak Tsuge tekniği ile kıyaslanmak üzere seçilmiştir.

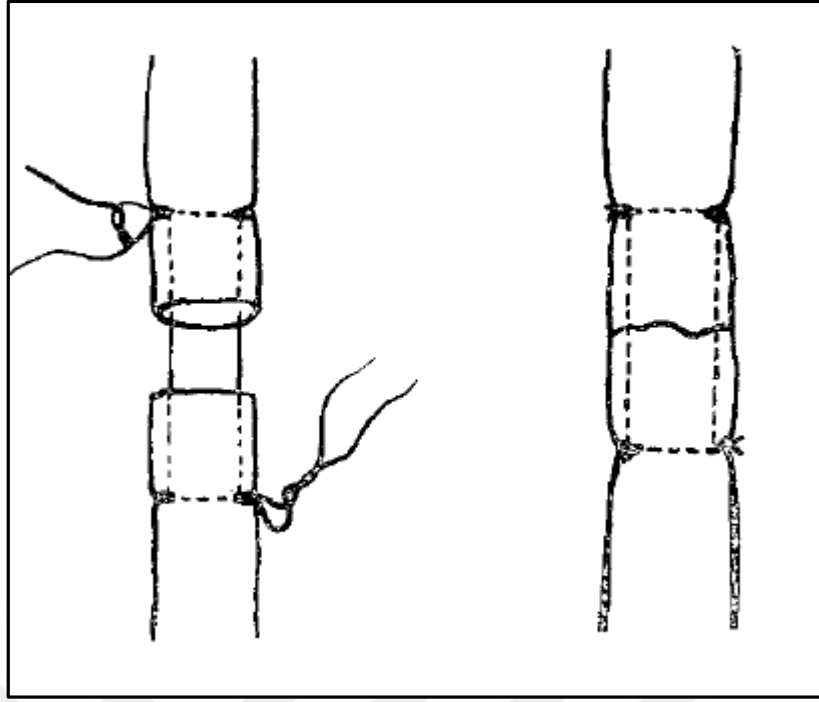
Bunnel dikiş tekniği 1941 yılında Sterling Bunnel tarafından tarif edilmiştir [124] (Şekil 16).



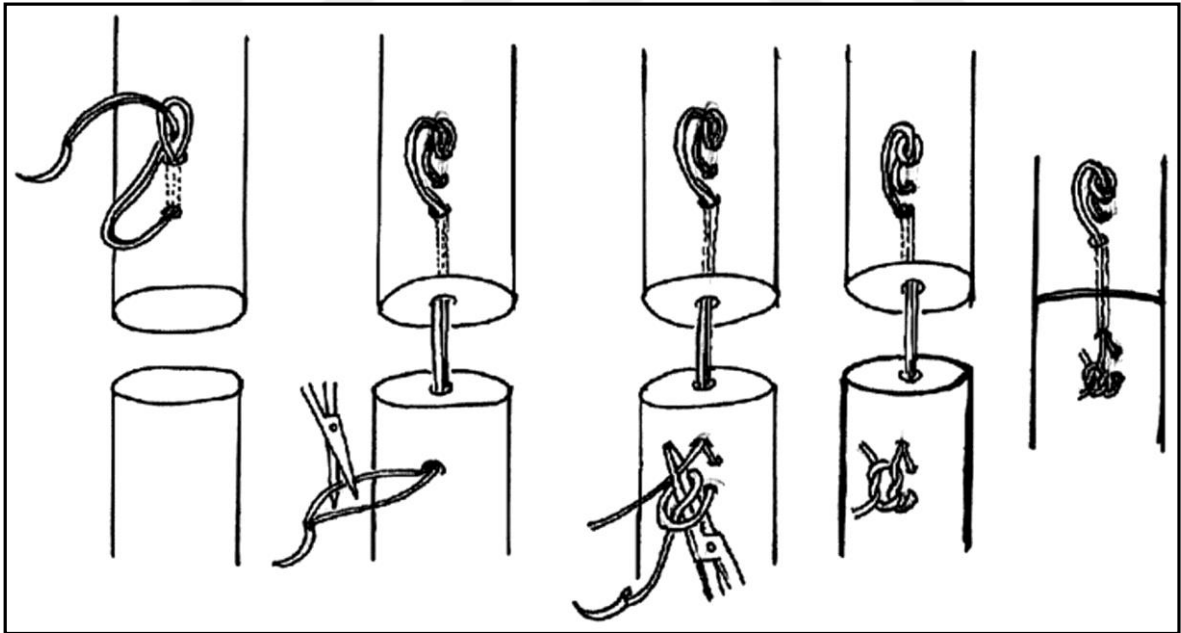
Şekil 16: 1941 yılında Sterling Bunnell tarafından tarif edilen Bunnell tekniği (Bunnell 1941)
[124]

Kessler dikiş tekniğini 1973 yılında Isidor Kessler tarafından fleksör ve ekstensör tendonlarda uygulamak üzere tarif edilmiştir [125], fakat günümüzde daha çok modifiye Kessler kullanılmaktadır (Şekil 17, 19).

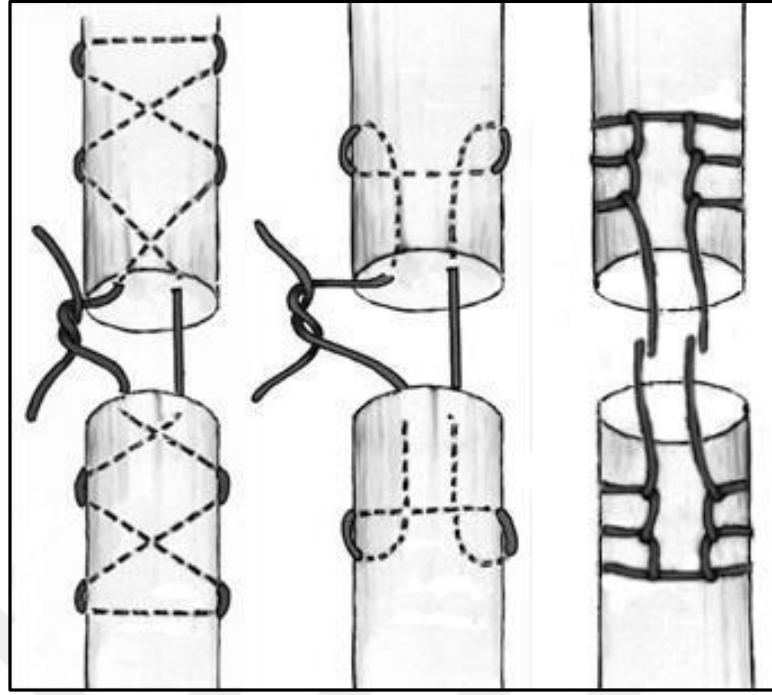
Tsuge dikiş tekniği 1975 yılında elde fleksör tendon onarımında kullanılmak üzere Kenya Tsuge tarafından tarif edilmiş, daha sonra Lim ve Tsai (1996) tarafından modifiye edilmiştir [126, 127].



Şekil 17: Isidor Kessler'in 1973'te tarif ettiği teknik (Kessler 1973) [125]



Şekil 18: Modifiye Tsuge dikiş tekniği (Giesen ve ark. 2009) [126]



Şekil 19: Aşil tendon onarımında yaygın olarak kullanılan Bunnel, modifiye Kessler ve Krackow teknikleri (Asansu 2015) [42]

Bunnel tekniği perkütan aşil onarımında kullanılmakla birlikte bunun bir modifikasyonu olan, Carmont ve Maffuli'nin (2008) tanımladıkları konfigürasyon [117] (Şekil 13) daha yaygın kullanılmaktadır. Carmont ve Maffuli'nin tekniğinde distale 2 yerine 1 defa enine geçiş yapılmaktadır. Her ne kadar sağlamlıktan ödün verdiği düşünülebilirse de distalde daha kısıtlı bir alanda bu konfigürasyonun uygulanması daha kolaydır. Bu çalışmamızda Carmont ve Maffuli'nin tekniği kullanılmıştır. Bunnel'in modifikasyonu olduğundan çalışmamızda Carmont ve Maffuli tekniği değil de Bunnel tekniği olarak anılmıştır.

3.3. Dikiş Materyallerinin Seçimi

Tendon cerrahisi sonrası adezyonları önlemek için erken hareket şarttır. Erken harekete izin verebilecek kadar güçlü bir onarımın sağlanabilmesi için dikiş konfigürasyonu kadar dikiş materyalinin özellikleri de önemlidir.

Bu çalışmamızda aşil tendon onarımında sık kullanılan iki dikiş materyali olan USP (United States Pharmacopeial Convention) 2 numara (0.5–0.599 mm) örgülü, erimeyen poliester (Ethibond Excel®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA) ve USP 2 numara

monofilaman eriyebilen polidioksanon (PDSII®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA) iplikler kullanılmıştır.

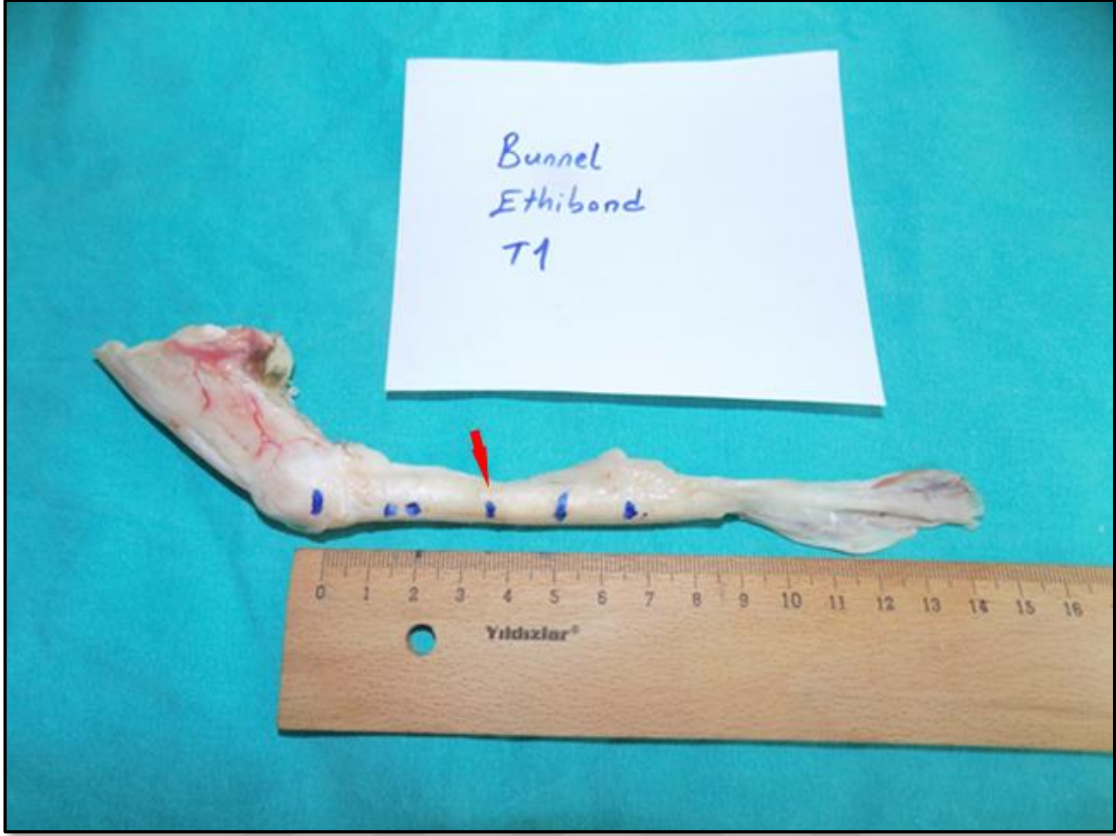
Ethibond Excel® örgülü poliester yapıda emilmeyen dikiş materyalidir. Dokudan geçişini kolaylaştırmak, dokuya tutunumunu artırmak ve yabancı cisim reaksiyonunu azaltmak için polibutilat ile kaplanmıştır [128]. Multifilament yapısı nedeniyle dokuya daha iyi tutunma, daha yüksek bükülme değerleriyle, daha stabil düğüm sağlaması gibi avantajların yanında enfeksiyona daha yatkın olması gibi dezavantajları vardır [129].

PDS II®, polidioksanon yapıda emilebilen bir dikiş materyali olup 3-6 aylar arasında absorbe olur [130]. Absorbe olması nedeniyle iyileşme süreci içerisinde gücünü kaybetmesi PDS için bir dezavantaj olabilir; fakat bu iplik türü doku içerisinde bir ayın sonunda gücünün %75-80'ini korumaktadır [131]. Aşil tendonu tamirinde intrinsek doku iyileşmesinin üçüncü hafta sonunda başladığı düşünüldüğünde, PDS'nin bu dönem boyunca tamir gücünü koruyacağı kabul edilebilir [119,132]. Aşil yüzeysel bir tendon olduğundan, tamir edilmiş aşilin estetik açıdan kalınlaşmış olarak görünmesi bilinen bir komplikasyondur. İpliğe bağlı yabancı cisim reaksiyonu, cilt irritasyonu, ipliğin ciltten hissedilmesi gibi sorunlarla da karşılaşmaktadır. Vücut tarafından emilmesinden ötürü PDS'nin bu tür sorunlara yol açmaması avantajları arasında sayılabilir.

3.4. Koyun Aşil Tendonlarının Temini, Saklanması ve Hazırlanması

Koyun aşil tendonları, Kahramanmaraş'ta kendine ait kesimhanesi bulunan, aynı cins, yaşları ortalama 8-12 ay, kiloları 40-50 kg arası olan erkek besi koyunlarının (koç) kesildiği tek bir kasaptan temin edilmiştir. Altmış koyun aşili kesildikten hemen sonra -20 °C'de taze olarak dondurulup korunmuştur. Tendonlar alınırken kalkaneusuyla birlikte kas-tendon birleşke yerine kadar sıyrılarak alınmasına özen gösterilmiş, yaklaşık olarak aynı boy ve kalınlıktaki tendonlar çalışmaya alınmıştır.

Altmış adet koyun aşil tendonu rastgele Kessler grubu, Bunnel grubu, Tsuge grubu olarak üç ana gruba; her grup da kendi arasında rastgele PDS ve Poliester grubu olmak üzere iki alt gruba ayrılarak toplamda 10'arlı 6 grup oluşturulmuştur. Koyun aşil tendonları oda sıcaklığında bekletilip çözünmesi sağlandıktan sonra her bir tendonun boyu milimetrik cetvelle, en ince yerindeki (isthmus) kalınlığı frontal ve sagittal planda dijital kumpasla ölçülerek işaretlenmiş ve ölçülen değerler kaydedilmiştir. Her bir tendon için dikiş tekniğine göre dikiş giriş ve çıkış noktaları milimetrik cetvelle ölçülüp işaretlenmiştir (Şekil 20).



Şekil 20: Her bir tendon için kesinin yapılacağı en ince yer, dikiş giriş çıkış noktaları ölçülmüş ve işaretlenmiştir. Kesinin yapılacağı en ince yer okla gösterilmiştir.

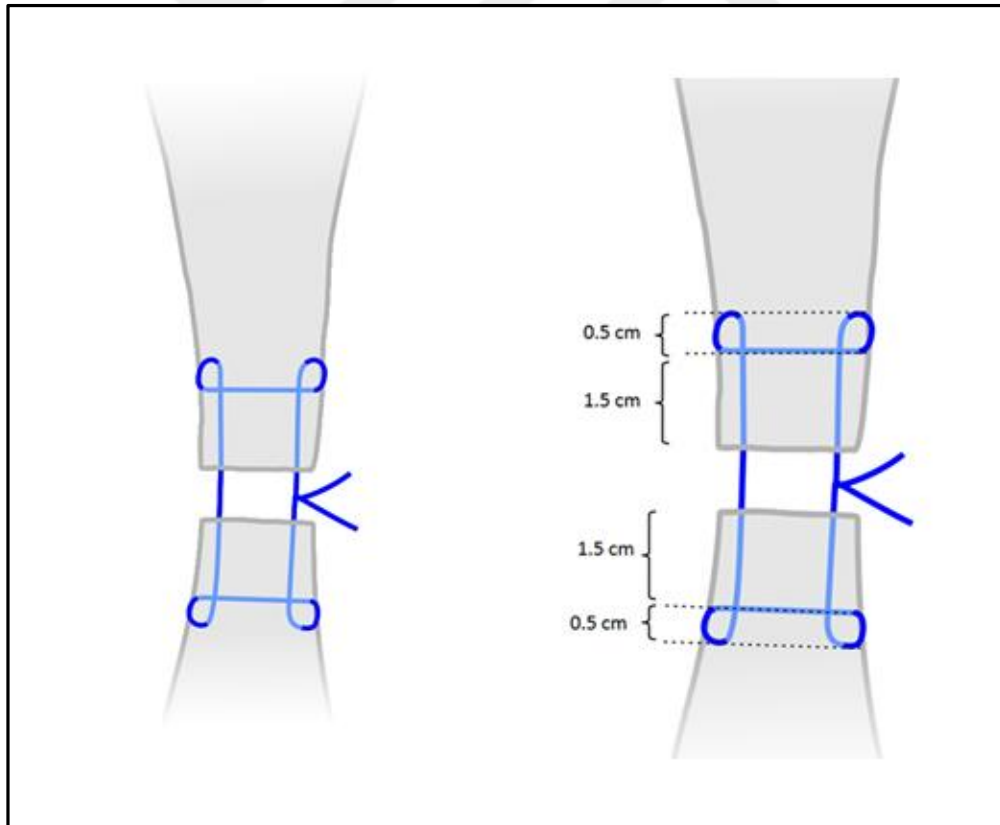
Daha önce işaretlenmiş tendonun en ince yeri 22 numara bistüri kullanılarak enine kesildikten sonra işaretlenmiş giriş ve çıkış noktalarına dikkat edilerek 2 numara polidioksanon (PDS II®) veya 2 numara poliester (Ethibond Excel®) dikiş materyali ile Modifiye Kessler, Bunnel veya Tsuge tekniklerinden biriyle tendon onarımı yapılmıştır. Epitendinöz dikiş atılmamıştır. Onarım sonrası biyomekanik teste başlamadan önce işaretli dikiş giriş-çıkış noktalarından dikiş alanı uzunluğu tekrar ölçülerek tamir sonrası büzülmenin miktarı her bir tendon için kaydedilmiştir. Büzülme, tendon kesi uçları tam olarak yaklaşıp boşluk tam kapanana kadar yapılmıştır. Tüm ölçümler, işaretlemeler, tendon onarımları tek araştırmacı tarafından yapılmıştır. Yapılan işlemler belli aşamalarda fotoğflanmış veya video şeklinde kaydedilmiştir.



Şekil 21: Her bir tendon için büzülme miktarını ölçmek amacıyla tamir sonrası dikiş alanı uzunluğu tekrar ölçülmüştür

3.4.1. Kessler Grubunun Hazırlanması

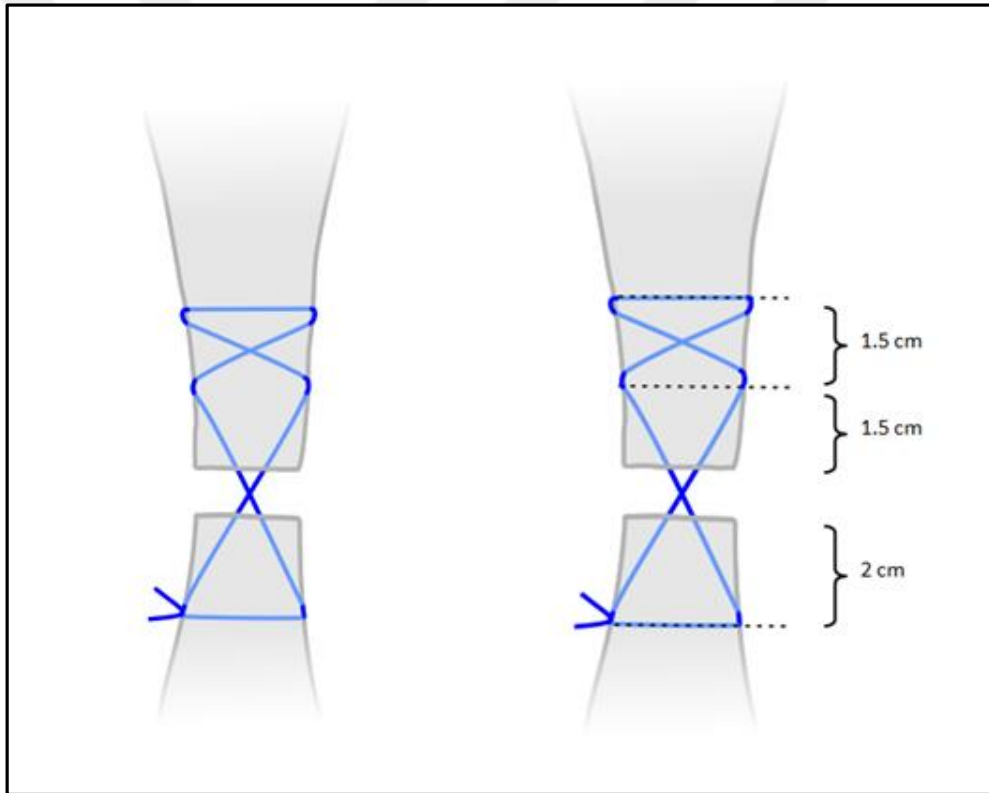
Yirmi adet tendonun her birinin boyu milimetrik cetvelle, tendonun en ince yeri ve en ince yerindeki kalınlığı (sagittal ve frontal planda) dijital kumpasla ölçülmüş ve kaydedilmiştir. En ince yer tenotomi hattı olarak belirlenmiş ve doku kalemi ile işaretlenmiştir. Tenotomi hattının 1.5 cm proksimali ve 1.5 cm distali dikiş giriş-çıkış noktaları olarak, yine tenotomi hattının 2 cm proksimali ve 2 cm distali dikiş giriş-çıkış noktaları olarak işaretlenmiştir (Şekil 22). 22 numara bistüri kullanılarak enine tenotomi yapıldıktan sonra rastgele seçilen 10 numune 2 numara poliester (PE) diğer 10 numune 2 numara polidioksanon (PDS) dikiş materyaliyle giriş çıkış noktalarına dikkat edilerek modifiye Kessler tekniğiyle onarılmıştır (Şekil 22). Tüm tendonlarda düğümün yeri aynı yerde (sağda tenotomi hattında) ve düğüm sayısı (PE için 5, PDS için 6 düğüm) aynı olacak şekilde standart onarım yapılmıştır. Büzülmenin ne kadar olduğunu anlamak için tamir sonrası dikiş alanı mesafesi milimetrik cetvelle ölçülüp kaydedilmiştir (Şekil 20).



Şekil 22: Kessler grubunun onarım tekniği

3.4.2. Bunnel Grubunun Hazırlanması

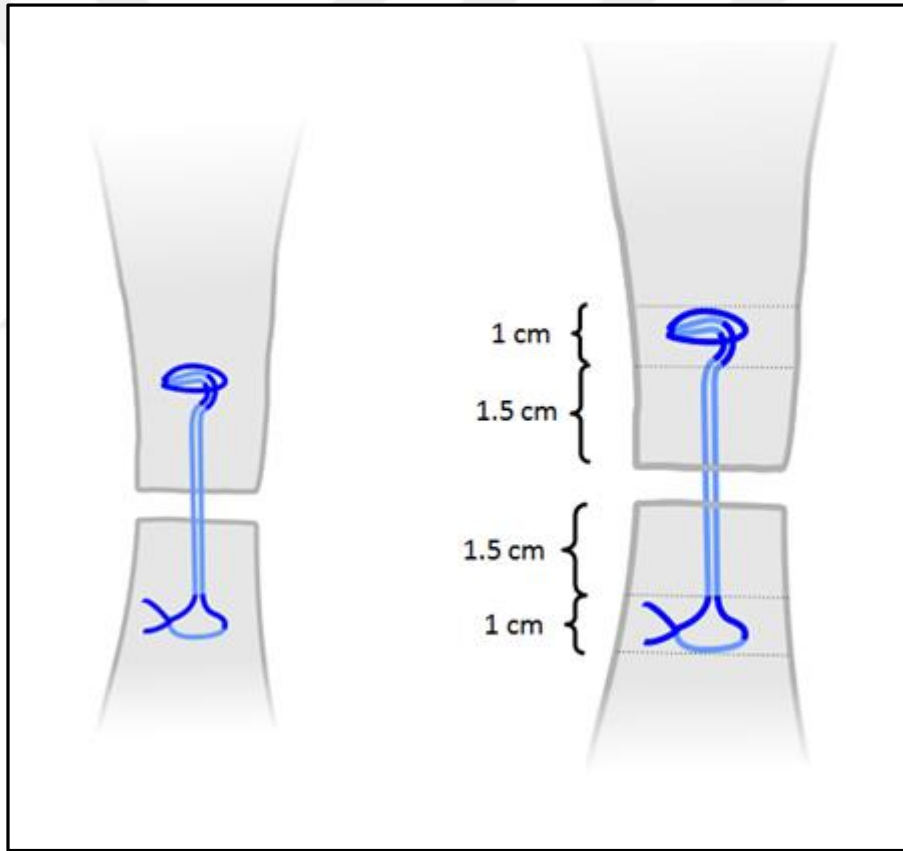
Kessler grubunda olduğu gibi bu gruptaki 20 tendonun her biri için gerekli ölçümler ve kayıtlar yapıldıktan sonra tenotomi hattının 1.5 cm proksimali ve 1.5 cm distali, yine tenotomi hattının 3 cm proksimali ve 2 cm distali dikiş giriş-çıkış noktaları olarak işaretlenmiştir (Şekil 23). 22 numara bistüri kullanılarak tenotomi yapıldıktan sonra rastgele seçilen 10 numune 2 numara PE, diğer 10 numune 2 numara PDS dikiş materyali kullanılarak ve giriş çıkış noktalarına dikkat edilerek Bunnel tekniğiyle onarılmıştır (Şekil 23). Tüm tendonlarda düğümün yeri aynı yerde (sol altta) ve düğüm sayısı (PE için 5, PDS için 6 düğüm) aynı olacak şekilde standart onarım yapılmıştır. Dikiş alanının uzunluğu ölçülmüş, büzülme miktarı hesaplanmış ve kaydedilmiştir.



Şekil 23: Bunnel grubunun onarım tekniği

3.4.3. Tsuge Grubunun Hazırlanması

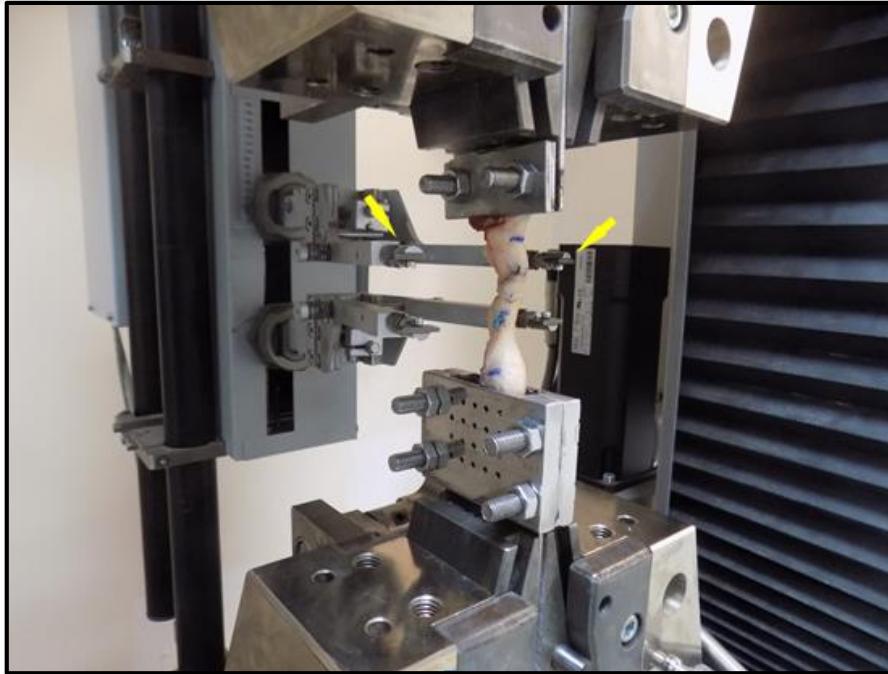
Bu gruptaki 20 aşıl tendonunun her birine diğer gruplardakine benzer gerekli ölçümler sonrası tenotomi hattının 1.5 cm proksimali ve 1.5 cm distali, yine tenotomi hattının 2.5 cm proksimali ve 2.5 cm distali dikiş giriş-çıkış noktaları olarak işaretlenmiştir (Şekil 24). 22 numara bistüri ile tenotomi yapıldıktan sonra rastgele seçimle 10 numune PE, diğer 10 numune PDS dikiş materyaliyle giriş çıkış noktalarına dikkat edilerek Tsuge tekniğiyle onarılmıştır (Şekil 24). Tüm tendonlarda düğümün yeri aynı yerde (sol altta) ve düğüm sayısı (PE için 5, PDS için 6 düğüm) olacak şekilde standart onarım yapılmıştır. Dikiş alanının uzunluğu ölçülmüş, büzülme miktarı hesaplanmış ve bu veriler kaydedilmiştir.



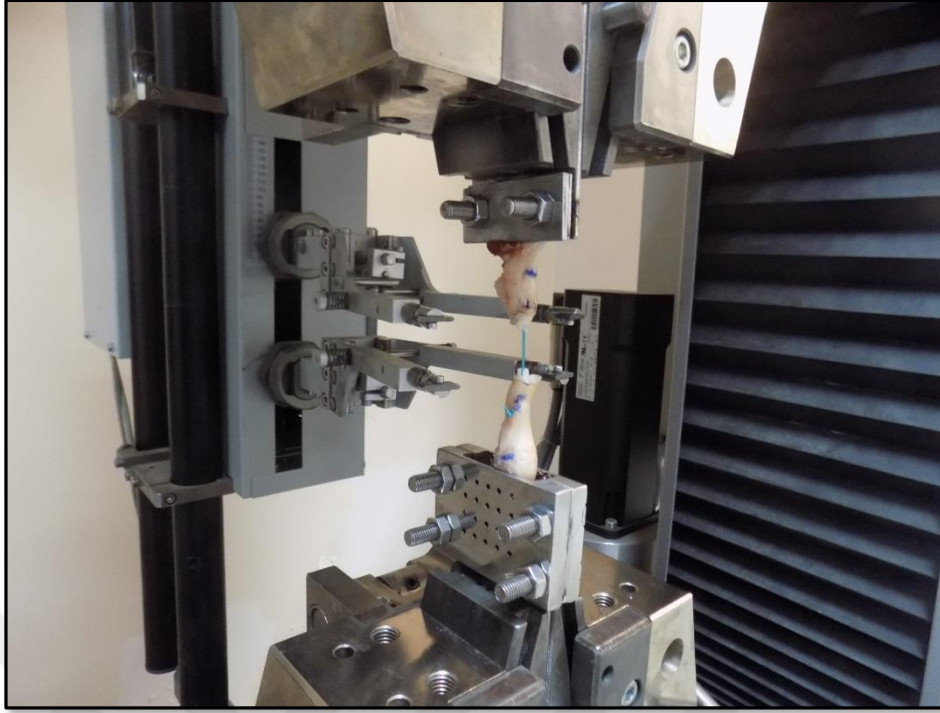
Şekil 24: Tsuge grubunun onarım tekniği

3.5. Biyomekanik Testler

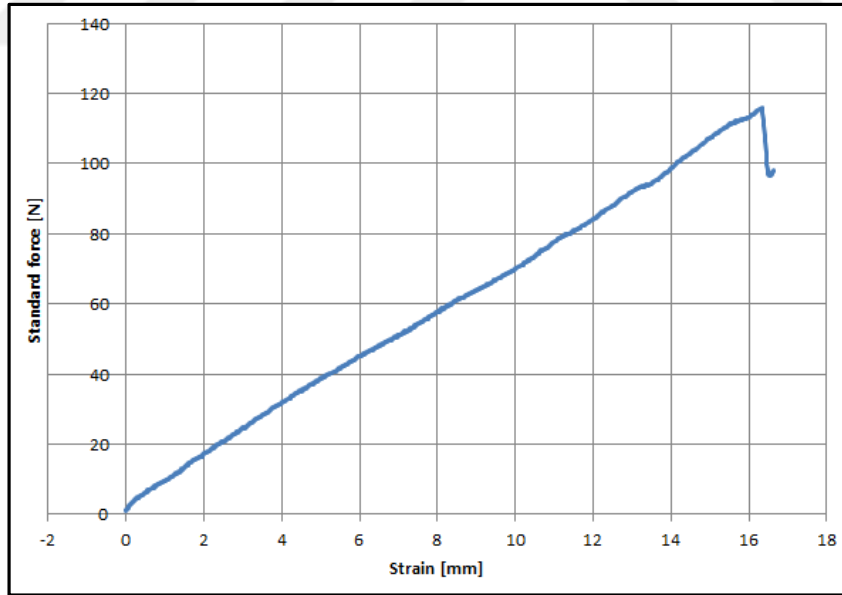
Biyomekanik testlerimiz Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi ÜSKİM Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Her bir tendona ekstansiyonmetreli universal mekanik test cihazı (Zwick Roell Z100, Ulm, Almanya) kullanılarak biyomekanik test uygulanmıştır (Şekil 25). Tendonlar kendi tasarımı olan, proksimalde tendonu, distalde kalkaneusu sıkıca tutan, gerektiğinde kaymaması için kalkaneustan 2.5 mm K teli geçirilmesine izin veren özel klempler yardımıyla mekanik test cihazına yerleştirilmiştir (Şekil 25). Ayrılma hızı (displacement rate) 20 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir tendon için kuvvete karşı uzama (stress-strain) eğrisi elde edilmiş; kesi hattında 2 mm ayrılma (gapping) olduğu andaki Newton cinsinden kuvvet değeri, 5 mm ayrılma olduğu andaki Newton cinsinden kuvvet değeri, ulaşılan maksimum kuvvet (ultimate stress) ölçülmüştür. Young birimi (elastiki modülüs, Young's modulus), gerilme dayanıklılığı (tensile strength) ölçümler sonrası cihazın bünyesinde bulunan yazılım tarafından hesaplanıp kaydedilmiştir. Her bir tendon için yetmezlik noktası (point of failure) ve yetmezlik nedeni (cause of failure) makroskopik inceleme sonrası kaydedilmiştir (Tablo 2). Cihazdaki ekstansiyonmetre sayesinde kesi hattındaki 2 mm ve 5 mm ayrılma değerleri hassas bir şekilde değerlendirilebilmiştir.



Şekil 25: Tendonların ekstansiyonmetreli universal mekanik test cihazına yerleştirilmesi. Kesi hattındaki açılmayı hesaplayan ekstansiyonmetre kolları işaretlenmiştir.



Şekil 26: Biyomekanik çalışma sırasında yetmezlik meydana geldiği andaki görüntü



Şekil 27: Her bir tamir edilmiş tendon için elde edilen kuvvete karşı uzama (stress-strain) eğrisi. Bu numunede uygulanan kuvvet 117 N'a ulaştığında ip kopması nedeniyle yetmezlik meydana gelmiştir. İp kopmadan yaklaşık 16 mm uzama meydana gelmiştir. Her bir numune için yetmezlik öncesi en yüksek kuvvet değeri maksimum kuvvet olarak kabul edilmiştir.

3.6. İstatistiksel Analiz

Ölçümü yapılan gruplar arasındaki farklılıkların karşılaştırılması için SPSS 21.0 yazılımı kullanılarak istatistiksel analiz uygulanmıştır. Verilerin dağılımının denetlenmesinde Shapiro Wilk testi uygulanmış ve verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiştir. Verilerin homojenliği Levene testi ile denetlenmiş, verilerin homojen olduğu belirlenmiştir. Çoklu grupların karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (anova), ikili karşılaştırmalar için post-hoc testlerden Tukey testi kullanılmıştır. Bağımsız grupların karşılaştırılmasında bağımsız iki örnek t testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda toplam 60 adet, ortalama uzunluk ve kalınlıkları birbirine eşit koyun aşıl tendonu 3 ayrı teknik (Kessler, Bunnel ve Tsuge) ve 2 ayrı dikiş materyali (polidioksanon ve poliester) kullanılarak onarıldıktan sonra biyomekanik olarak test edilmiştir.

Altı gruptan elde edilen verilerin ortalamaları Tablo 2’ de, elde edilen tüm veriler Tablo 3-5’de sunulmuştur.

	Uzunluk (mm)	Kalınlık (mm)	Genişlik (mm)	Büzülme (mm)	Ayrılma 2mm (N)	Ayrılma 5mm (N)	Maks. Kuvvet (N)	E modulus (Kpascal)	Gerilme Dayanıkl. (Kpascal)
Kessler-Poliester	145,4	8,37	9,12	6,9	20,195	36,68	104,132	1911	1382
Kessler-PDS	158,6	8,57	9,37	12,4	11,299	22,06	106,362	1192	1294
Bunnel-Poliester	152,7	8,83	9,22	13,6	18,372	35,292	127,2	1929	1616
Bunnel-PDS	148	8,98	9,46	16,8	18,14	35,68	130,85	1473	1561
Tsuge-Poliester	149,7	8,19	9,04	16,9	21,23	38,31	120,91	1594	1601
Tsuge-PDS	144,9	8,27	9,23	23,2	13,10	28,79	110,27	1503	1491

Tablo 2: Kessler-Poliester, Kessler-PDS, Bunnel-Poliester, Bunnel-PDS, Tsuge-Poliester, Tsuge-PDS gruplarına ait ortalama değerler

	Uzunluk (mm)	Kalınlık (Frontal) (mm)	Genişlik (Sagittal) (mm)	Büzülme (mm)	Ayrılma 2mm (N)	Ayrılma 5mm (N)	Maksimum Kuvvet (N)	Young Birimi (Kpascal)	Gerilme Dayanıklılığı	Yetmezlik Noktası	Yetmezlik Şekli
<i>Kessler PE 1</i>	172	8,8	9,4	6	31,79	52,13	93,29	1774	1249	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PE 2</i>	148	7,9	9,3	11	18,01	39,27	100,93	2119	1374	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PE 3</i>	119	8,4	9,2	6	13,04	22,44	100,62	1468	1302	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Kessler PE 4</i>	126	7,4	9,7	7	17,39	35,45	104,94	2360	1462	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PE 5</i>	152	9	9,6	7	21,8	38,14	116,45	1886	1348	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Kessler PE 6</i>	158	8,9	9,7	6	15,41	25,78	112,55	1426	1303	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Kessler PE 7</i>	115	8	8,2	3	19,98	30,25	88,81	1729	1354	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PE 8</i>	168	8,5	8,6	8	18,93	33,15	107,17	1278	1466	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Kessler PE 9</i>	158	8,2	8,2	9	26,78	45,11	108,13	2876	1608	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Kessler PE 10</i>	138	8,6	9,3	6	18,82	45,11	108,43	2202	1356	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
Ortalama	145,4	8,37	9,12	6,9	20,195	36,683	104,132	1911,8	1382,2		
<i>Kessler PDS 1</i>	165	8,1	9,5	5	13,53	29,99	121,34	1434	1576	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 2</i>	153	8,8	9,9	13	8,34	14,34	87,24	644	1001	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 3</i>	175	7,8	8,6	14	11,22	26,16	127,19	1903	1652	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 4</i>	165	8,7	8,7	12	11,66	26,01	116	1649	1533	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 5</i>	162	8,8	9,5	9	8,67	15,6	110,8	782	1325	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 6</i>	165	9,1	9,6	12	12,51	22,31	129,49	1244	1482	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 7</i>	160	8,3	9,8	18	11,31	24,21	98,09	1158	1205	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 8</i>	156	8,3	9,8	12	13,54	26,17	74,8	1521	919	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 9</i>	135	9,1	9,7	13	13,54	24,03	96,78	875	1096	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Kessler PDS 10</i>	150	8,7	8,6	16	8,67	11,78	101,89	707	1154	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
Ortalama	158,6	8,57	9,37	12,4	11,299	22,06	106,362	1191,7	1294,3		

Tablo 3: Kessler poliester ve Kessler PDS gruplarına ait verilerinin sunulması

	Uzunluk (mm)	Kalınlık (Frontal) (mm)	Genişlik (Sagittal) (mm)	Büzülme (mm)	Ayrılma 2mm (N)	Ayrılma 5mm (N)	Maksimum Kuvvet (N)	Young Birimi (Kpascal)	Gerilme Dayanıklılığı	Yetmezlik Noktası	Yetmezlik Şekli
<i>Bunnel PE 1</i>	143	8,8	8,9	14	17,42	38,85	115	2225	1479	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PE 2</i>	160	9,7	9,9	12	15,52	32,09	51	916	540	Düğüm çözülmesi	Düğüm çözülmesi
<i>Bunnel PE 3</i>	154	8,6	8,7	17	46,03	60,32	126	1991	1696	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PE 4</i>	143	8,2	9,2	16	18,47	41,74	171	2676	2268	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PE 5</i>	155	9,9	9,6	14	19,16	39,36	115	1993	1213	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PE 5</i>	150	8,1	9	17	12,28	30,45	188	2332	2588	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PE 7</i>	165	9,4	9,8	12	14,42	37,79	122	1607	1332	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PE 8</i>	150	9,1	9,7	16	11,55	23,13	185	1405	2102	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PE 9</i>	145	7,8	8,7	14	13,42	25,57	77	2298	1137	Proksimalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PE 10</i>	155	8,7	8,7	14	15,45	23,62	122	1856	1808	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
Ortalama	152	8,83	9,22	14,6	18,372	35,292	127,2	1929,9	1616,3		
<i>Bunnel PDS 1</i>	148	8,7	9,7	16	28,21	62,18	121,57	2293	1440	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PDS 2</i>	140	9	9,8	17	22,35	47,13	176,81	1858	2004	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PDS 3</i>	160	9,2	9,5	18	14,18	21,65	49,71	830	568	Düğüm çözülmesi	Düğüm çözülmesi
<i>Bunnel PDS 4</i>	127	9,2	8,8	17	23,28	33,56	101	1608	1251	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PDS 5</i>	145	8,9	9,1	19	11,78	25,27	153,42	1240	1894	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PDS 6</i>	175	8,7	9,1	17	27,34	47,95	113,6	1461	1434	Distalden sıyrılma	Sıyrılma
<i>Bunnel PDS 7</i>	140	8,2	9,2	15	13,71	34,39	204,38	2189	2709	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PDS 8</i>	155	9,1	10,2	18	9,29	17,55	138,8	960	1495	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PDS 9</i>	143	9,1	9,3	15	11,96	32,18	158,22	1586	1869	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Bunnel PDS 10</i>	147	9,7	9,9	16	19,34	35,02	91,06	708	948	Düğüm çözülmesi	Düğüm çözülmesi
Ortalama	148	8,98	9,46	16,8	18,144	35,688	130,857	1473,3	1561,2		

Tablo 4: Bunnel poliester ve Bunnel PDS gruplarına ait verilerinin sunulması

	Uzunluk (mm)	Kalınlık (Frontal) (mm)	Genişlik (Sagittal) (mm)	Büzülme (mm)	Ayrılma 2mm (N)	Ayrılma 5mm (N)	Maksimum Kuvvet (N)	Young Birimi (Kpascal)	Gerilme Dayanıklılığı	Yetmezlik Noktası	Yetmezlik Şekli
<i>Tsuge PE 1</i>	138	8,1	9,5	15	18,68	38,54	122,61	1907	1277	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 2</i>	140	7,8	8,9	19	30,13	55,73	142,91	2158	2058	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 3</i>	135	7,1	8,3	15	15,58	27,33	89,85	1139	1524	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 4</i>	153	7,7	8,8	17	23,12	34,3	123,13	1599	1817	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Tsuge PE 5</i>	145	8,1	9,1	16	23,87	37,95	120,42	1201	1613	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 6</i>	152	8,9	9,9	16	14,04	33,64	138,84	1853	1575	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Tsuge PE 7</i>	155	8,5	7,8	16	22,41	42,02	101,98	1574	1538	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 8</i>	157	8,9	9,9	18	18,12	36,34	147,15	1801	1670	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Tsuge PE 9</i>	165	8	9	18	24,67	40,72	130,9	1254	1818	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PE 10</i>	157	8,8	9,2	19	21,77	42,55	91,31	1460	1127	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
Ortalama	149,7	8,19	9,04	16,9	21,239	38,912	120,91	1594,6	1601,7		
<i>Tsuge PDS 1</i>	145	8,5	9,4	14	9,51	16,96	58,26	883	839	Düğüm çözülmesi	Düğüm çözülmesi
<i>Tsuge PDS 2</i>	148	8,8	9,8	20	13,77	34,15	158	2016	1838	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Tsuge PDS 3</i>	144	8,5	9,5	25	11,16	26,02	145	1270	1265	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
<i>Tsuge PDS 4</i>	124	8,9	9,6	20	8,45	15,49	88,05	742	1301	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 5</i>	144	8,1	9	23	30,06	15,7	82,93	1071	1137	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 6</i>	170	8	9	20	15,06	32,81	111,71	1709	1551	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 7</i>	147	7,7	8,1	29	18,94	33,83	96,19	1628	1542	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 8</i>	139	8,3	9,7	26	13,89	35,28	119,05	1572	1478	Distalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 9</i>	140	7,9	9	29	13,38	39,61	82,55	2571	1774	Proksimalden sıyırılma	Sıyırılma
<i>Tsuge PDS 10</i>	148	8	9,2	26	11,21	23,77	161	1573	2188	Düğüm yerinden ip kopması	İp kopması
Ortalama	144,9	8,27	9,23	23,2	14,543	27,362	110,274	1503,5	1491,3		

Tablo 5: Tsuge poliester ve Tsuge PDS gruplarına ait verilerinin sunulması

4.1. Kessler Poliester Grubu

Kessler Poliester grubundaki 10 numunenin yetmezlik sebebi; 4 numunede tendondan sıyrılma, 6 numunede ip kopması şeklinde olmuştur. İp kopmalarının hepsi 100 N veya üzeri kuvvetlerde düğüm yerinden olmuştur. Ortalama olarak; uygulanan kuvvet 20,19 N'a (13,04-31,79; SD %5,4) geldiğinde kesi hattında 2 mm ayrılma (gapping), 36,68 N'a (22,44-52,13; SD %9,2) geldiğinde 5 mm ayrılma oluşmuştur. Ortalama maksimum kuvvet 104,13 N (88,81-116,45, SD %8,4) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1911 kpasal, gerilme dayanıklılığı (tensile strength) ortalama 1382 kpasal bulunmuştur. Kessler Poliester grubu için tamir sonrası ortalama dikiş alanı mesafesi 33,1 mm, ortalama büzülme miktarı 6,9 mm (3-11, SD %2,1) olarak hesaplanmıştır.

4.2. Kessler PDS Grubu

Kessler PDS grubundaki 10 numunenin hepsinde yetmezlik sebebi dikiş materyalinin tendondan sıyrılması (pull-out) şeklinde olmuştur. Sıyrılma 7'sinde proksimalden olurken 3'ünde distalden olmuştur. Ortalama olarak; 2 mm ayrılma değeri 11,29 N (8,67-13,54; SD %2), 5 mm ayrılma değeri 22,06 N (11,78-29,99; SD %6), maksimum kuvvet 106,36 N (74,8-129,49; SD %17,7) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1192 kpasal, gerilme dayanıklılığı ortalama 1294 kpasal bulunmuştur. Kessler PDS grubu için tamir sonrası ortalama dikiş alanı mesafesi 27,6 mm, ortalama büzülme miktarı 12,4 mm (5-16, SD %3.5) olarak hesaplanmıştır.

4.3. Bunnel Poliester Grubu

Bunnel Poliester grubundaki 10 numunenin yetmezlik sebebi; 1 numunede düğüm çözülmesi, 4 numunede ip kopması, 5 numunede tendondan sıyrılma şeklinde olmuştur. İp kopmalarının hepsi 115 N veya üzeri kuvvetlerde düğüm yerinden olmuştur. Ortalama olarak; 2 mm ayrılma değeri 18,37 N'a (11,55-46,03; SD %10), 5 mm ayrılma değeri 35,29 N (23,62-60,32; SD %11,1), maksimum kuvvet 127,2 N (51-188, SD %44,26) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1929 kpasal, gerilme dayanıklılığı ortalama 1616 kpasal bulunmuştur. Bunnel Poliester grubu için tamir sonrası ölçülen ortalama dikiş alanı mesafesi 35,4 mm, ortalama büzülme miktarı 14,6 mm (12-17, SD %1,83) olarak hesaplanmıştır.

4.4. Bunnel PDS Grubu

Bunnel PDS grubundaki 10 numunenin yetmezlik sebebi; 2 numunede düğüm çözülmesi, 4 numunede ip kopması, 4 numunede tendondan sıyrılma şeklinde olmuştur. İp kopmalarının hepsi 138 N veya üzeri kuvvetlerde düğüm yerinden olmuştur. Ortalama olarak; 2 mm ayrılma değeri 18,14 N (9,29-28,21; SD %6,8), 5 mm ayrılma değeri 35,68 N (17,55-68,18; SD %13,4), maksimum kuvvet 130,85 N (91,06-204,38; SD %45) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1473 kpasal, gerilme dayanıklılığı ortalama 1561 kpasal bulunmuştur. Bunnel PDS grubunun tamir sonrası ölçülen ortalama dikiş alanı mesafesi 33,2 mm, ortalama büzülme miktarı 16,8 mm (12-20, SD %2,2) olarak hesaplanmıştır.

4.5. Tsuge Poliester Grubu

Tsuge Poliester grubundaki 10 numunenin yetmezlik sebebi; 3 numunede ip kopması, 7 numunede tendondan sıyrılma şeklinde olmuştur. Sıyrılmaların 1 tanesi proksimalden olurken 6 tanesi distalden olmuştur. Ortalama olarak; uygulanan kuvvet 21,23 N'a (14,04-30,13; SD 4,7) geldiğinde kesi hattında 2 mm ayrılma, 38,91 N'a (33,64-55,73; SD %7,4) geldiğinde 5 mm ayrılma oluşmuştur. Ortalama maksimum kuvvet 120,91 N (91,31-147,15, SD %20,5) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1594 kpasal, gerilme dayanıklılığı ortalama 1601 kpasal, tamir sonrası dikiş alanı mesafesi 33,1mm, ortalama büzülme miktarı 16,9 mm (15-19, SD %1,5) olarak hesaplanmıştır.

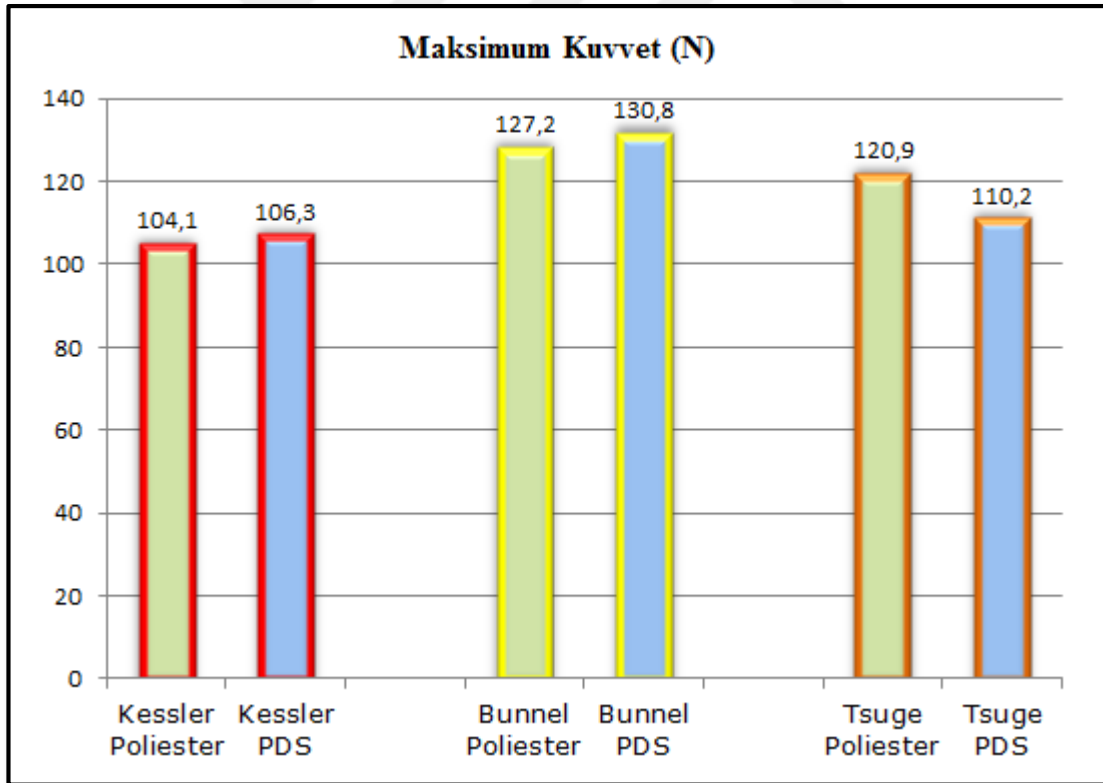
4.6. Tsuge PDS Grubu

Tsuge PDS grubundaki 10 numunenin yetmezlik sebebi; 1 numunede düğüm çözülmesi, 3 numunede ip kopması, 6 numunede tendondan sıyrılma şeklinde olmuştur. Sıyrılmaların hepsi distalden olmuştur. Ortalama olarak; uygulanan kuvvet 13,10 N'a (8,45-18,94; SD 3,1) geldiğinde kesi hattında 2 mm ayrılma, 28,79 N'a (15,49-39,61; SD %8) geldiğinde 5 mm ayrılma oluşmuştur. Ortalama maksimum kuvvet 110,271 N (58,26-158, SD %35) olarak hesaplanmıştır. Young birimi ortalama 1503 kpasal, gerilme dayanıklılığı ortalama 1491 kpasal bulunmuştur. Tsuge PDS grubunda tamir sonrası dikiş alanı mesafesi 26,8 mm, ortalama büzülme miktarı 23,2 mm (14-29, SD %4,7) olarak hesaplanmıştır.

4.7. Maksimum Kuvvet Açısından Değerlendirme

Maksimum kuvvet, kuvvete karşı uzama eğrisinde ulaşılan en yüksek değeri ifade etmektedir. Biyomekanik değerlendirmedeki önemli parametrelerden biri olmakla birlikte direkt olarak yapılan tamirin sağlamlığını göstermemektedir. Yapılan tamirin sağlamlığı hakkında fikir sahibi olunabilmesi için maksimum kuvvetin uzama verileriyle birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir.

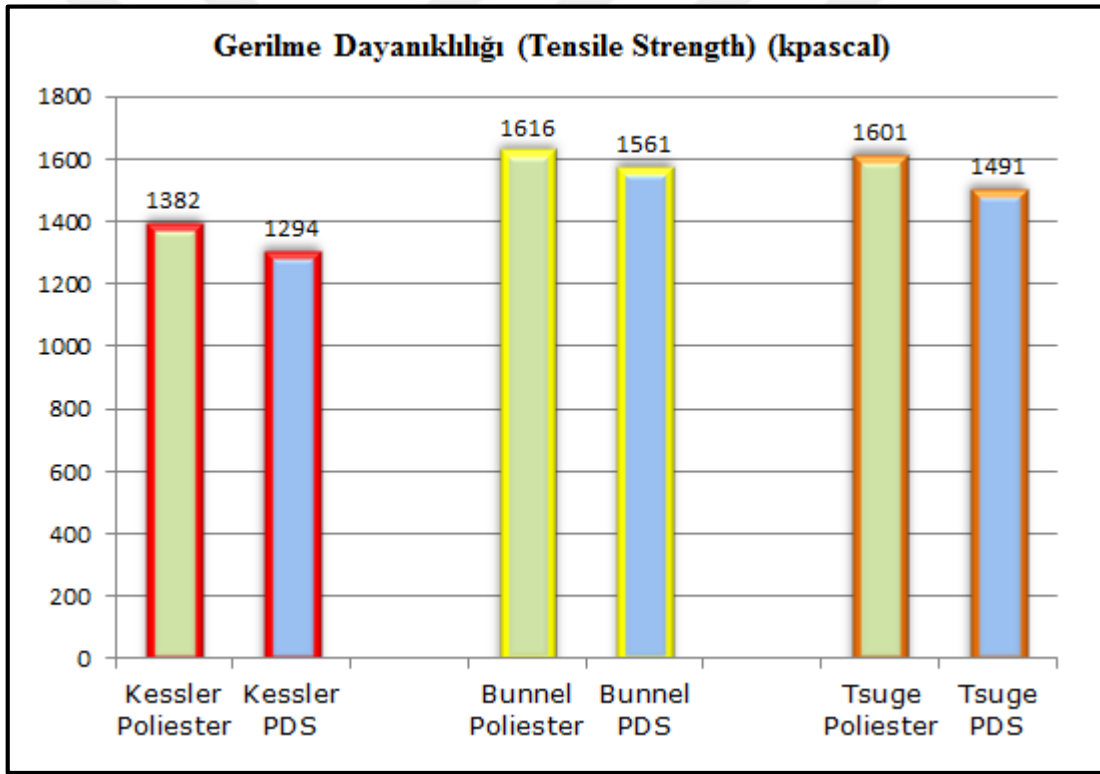
Kessler, Bunnel ve Tsuge teknikleri maksimum kuvvet açısından karşılaştırıldığında en iyi performans çok az farkla Bunnel PDS grubunda olmuştur. Bunnel tekniğinin hem PE hem de polidioksanon dikiş materyali ile az farkla en iyi performans gösterdiği görülmüştür (Şekil 28). Tsuge tekniği ise hem PE hem de PDS dikiş materyali ile ikinci en iyi performans gösteren teknik olmuştur. Kessler PDS ve Poliester gruplarında ise yine az farklarla en düşük performans görülmüştür. Fakat aradaki standart sapmalar da dahil edilip istatistiksel olarak değerlendirildiğinde 6 grup arasında maksimum kuvvet açısından fark bulunamamıştır ($p=0.406, >0,05$).



Şekil 28: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre maksimum kuvvet ortalama değerlerinin sunulması

4.8. Gerilme Dayanıklılığı (Tensile Strength) Açısından Değerlendirme

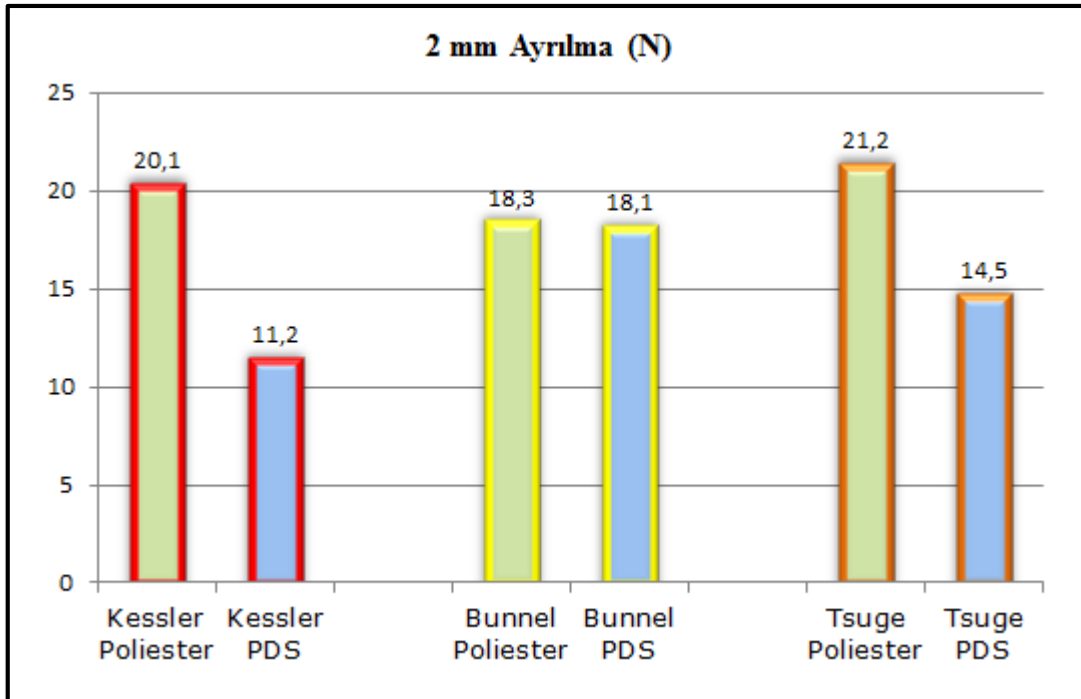
Altı grup diğer bir parametre olan gerilme dayanıklılığı (tensile strength) açısından karşılaştırılmıştır. Gerilme dayanıklılığı (tensile strength), farklı çaplardaki objelere çekme testi uygulandığında sonucu çaptan bağımsız hale getirmek için, uygulanan kuvvetin çapa bölünmesi ile elde edilen değerdir [133]. Birimi Newton/mm²'dir. Objelerin çapları arasında belirgin fark olduğunda objeleri kendi arasında doğru bir şekilde kıyaslanmasında yardımcıdır [133]. Bu çalışmada tendonlar arasında belirgin çap farkı olmamasına rağmen yine de bu açıdan da değerlendirme yapılmıştır ve maksimum kuvvet verilerine paralel veriler elde edilmiş, istatistiksel olarak gruplar arasında hiç birinin diğerine üstünlüğünün bulunmadığı görülmüştür ($p>0,05$) (Şekil 29).



Şekil 29: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre gerilme dayanıklılığı (tensile strength) değerlerinin sunulması

4.9. 2 mm Ayrılma Değeri Açısından Değerlendirme

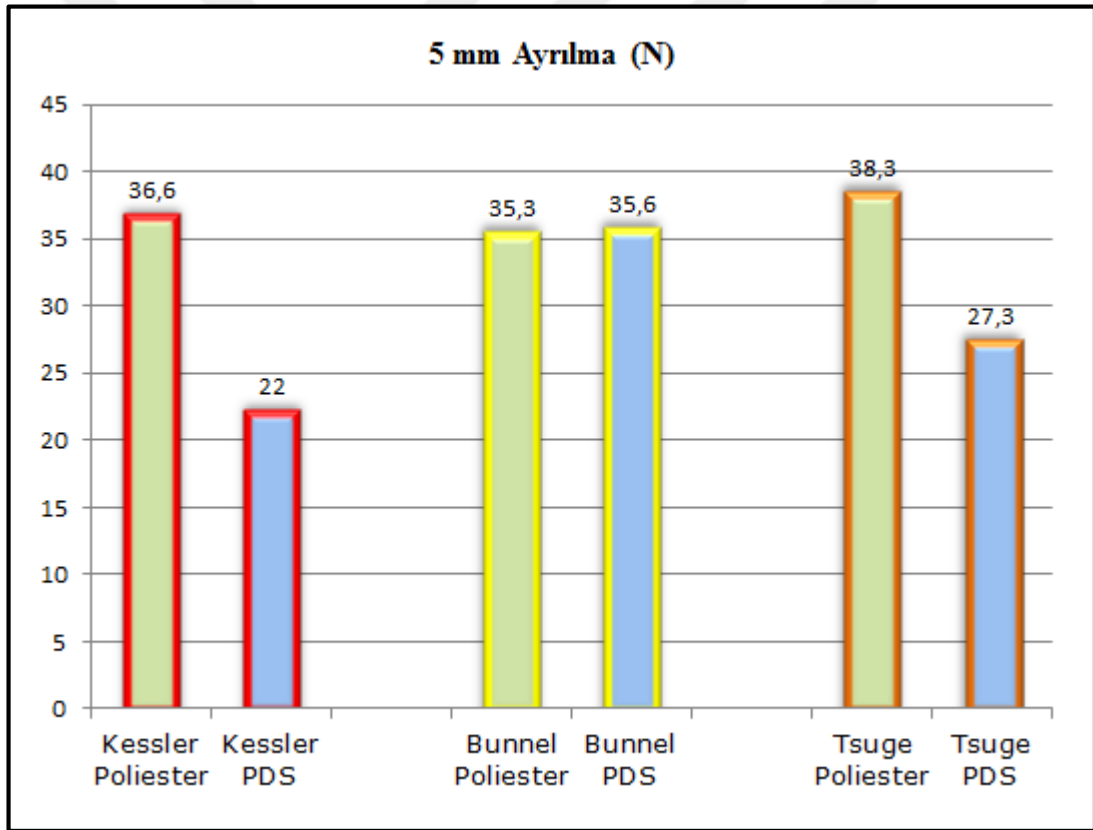
Biyolojik iyileşmede önemli olan, aynı zamanda dikiş teknik ve materyallerinin asıl başlangıç performansını gösterdiği farzedilebilecek 2 mm ayrılma değerleri 6 grup için karşılaştırılmıştır (Şekil 30). İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da Tsuge poliester grubunun en iyi, Kessler poliester grubunun ikinci en iyi performansı gösterdiği dikkati çekmektedir. Her üç teknikte de PE'in PDS'ye göre daha iyi performans gösterdiği görülmüştür. Bu farkın Bunnel dikiş tekniği için çok az olduğu ve istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p=1$). Kessler tekniğinde PE ile PDS arasında belirgin farkın olduğu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p=0.03$). Tsuge tekniği için de PE ve PDS açısından fark olduğu, fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p=0,24$). PE dikiş materyali seçilip Kessler, Bunnel ve Tsuge teknikleri karşılaştırıldığında 2 mm ayrılma değeri için arada istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p=0,21$). Aynı şekilde PDS dikiş materyali seçilip Kessler, Bunnel ve Tsuge teknikleri karşılaştırıldığında 2 mm ayrılma değerleri için arada istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p=0,17$). Altı grup toplamında 2 mm ayrılma değeri için PE ve PDS dikiş materyalleri karşılaştırıldığında PE'in PDS'ye göre belirgin üstün performans gösterdiği ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p=0.03$).



Şekil 30: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre 2 mm ayrılma değerlerinin sunulması

4.10. 5 mm Ayrılma Değeri Açısından Değerlendirme

Altı grubun diğer bir parametre olan 5 mm ayrılma olduğu andaki N cinsinden kuvvet değerleri karşılaştırılmıştır. Ham verilere bakıldığında 5 mm ayrılma değerinde Kessler ve Tsuge tekniklerinde PE'in belirgin üstün performans gösterdiği, Bunnel tekniğinde ise PDS ile eşit performans gösterdiği görülmüştür (Şekil 31). Kessler tekniğinde PE ve PDS'nin performansları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark varken ($p=0,02$), Bunnel ve Tsuge tekniklerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Bunnel $p=1$, Tsuge $p=0,17$). Altı grup toplam olarak düşünüldüğünde 5 mm ayrılma değeri açısından PE'in PDS'ye göre belirgin üstün performans gösterdiği, aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p=0,03$).



Şekil 31: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre 5 mm ayrılma değerlerinin sunulması

4.11. Young Birimi (Elastiki Modülüs) Açısından Değerlendirme

Young birimi (Young's modulus, elastiki modülüs) bir objenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Objenin birim boyunu bir kat arttırmak için (örneğin 10 mm lik bir teli 20 mm yapmak için) birim kesit başına (genellikle 1 mm²) uygulanması gerekli kuvvet miktarıdır [133]. Birimi N/m² olup hesaplanışı Şekil 32'de gösterilmiştir.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{A_0}}{\frac{\Delta L}{L_0}}$$

E: Young Modülü
F: Malzemeye uygulanan kuvvet
A0: Kuvvet uygulanan malzemenin ilk kesit alanı
 ΔL : Malzemenin boyca uzama miktarı
L0: Malzemenin ilk boyu

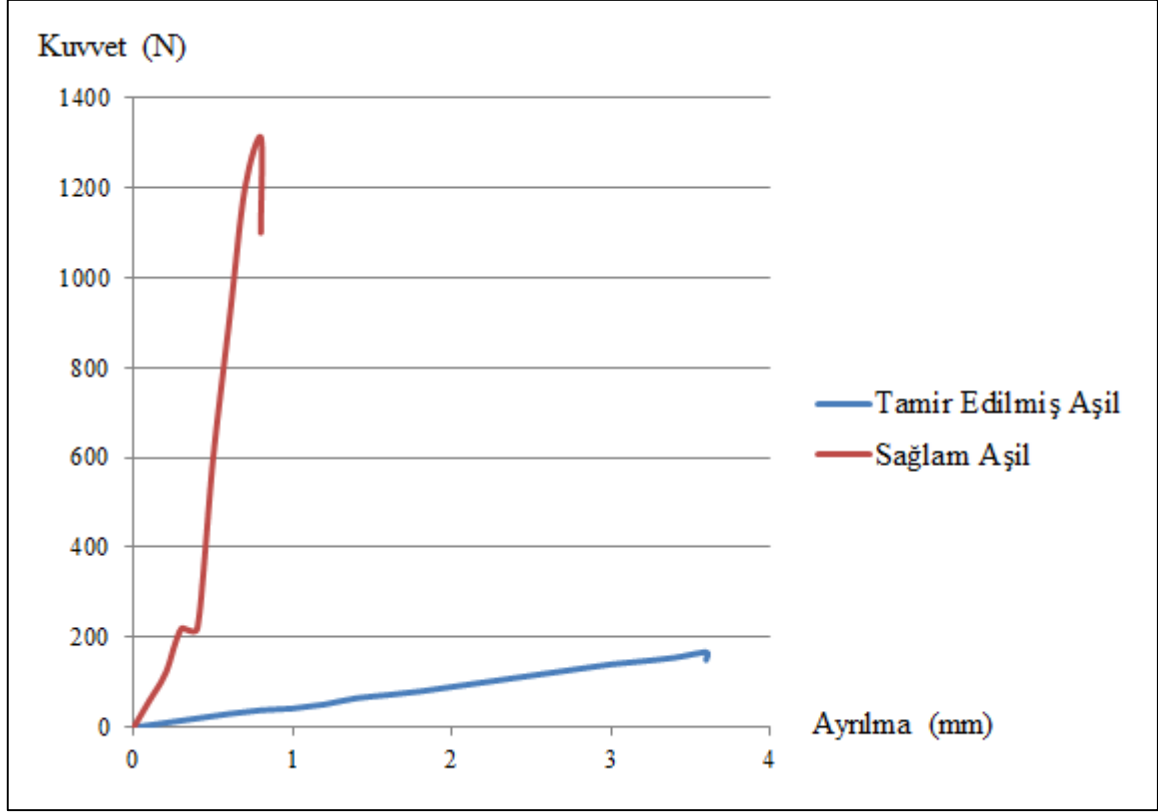
Şekil 32: Young biriminin hesaplanışı [133]

Bir objenin Young birimi ne kadar fazlaysa kalıcı şekil değişimi olmadan dayanabileceği kuvvet artmaktadır. Diğer bir deyişle objenin yüksek bir Young birimine sahip olması, esnemesinin zor olduğunu, düşük bir değere sahip olması durumunda nispeten kolayca, elastik biçimde esneyebileceğini gösterir. Örnek olarak oldukça elastik bir malzeme olan kauçuk lastiğin Young birimi 0.1 GPa civarında iken, çelikler için bu değer 200 GPa kadardır. Aşıl tendonunun Young birimi yaklaşık olarak 1 GPa (1.000.000 kPascal) kadar olduğu hesaplanmıştır [134].

Young birimi, kuvvete karşı uzama (stress-strain) eğrisinin eğimiyle doğru orantılıdır [134]. Şekil 33 çalışmamızda tamir ettiğimiz bir numunenin ve denediğimiz sağlam aşilin kuvvete karşı uzama eğrilerini göstermektedir. Bu grafikte görüleceği üzere, sağlam aşilin Young birimi yüksektir, zor gerilmektedir ve oldukça dik bir eğri çizmektedir. Oysa tamir edilmiş aşilin, sağlam olana göre Young birimi düşüktür ve oldukça elastiki bir yapı göstermektedir.

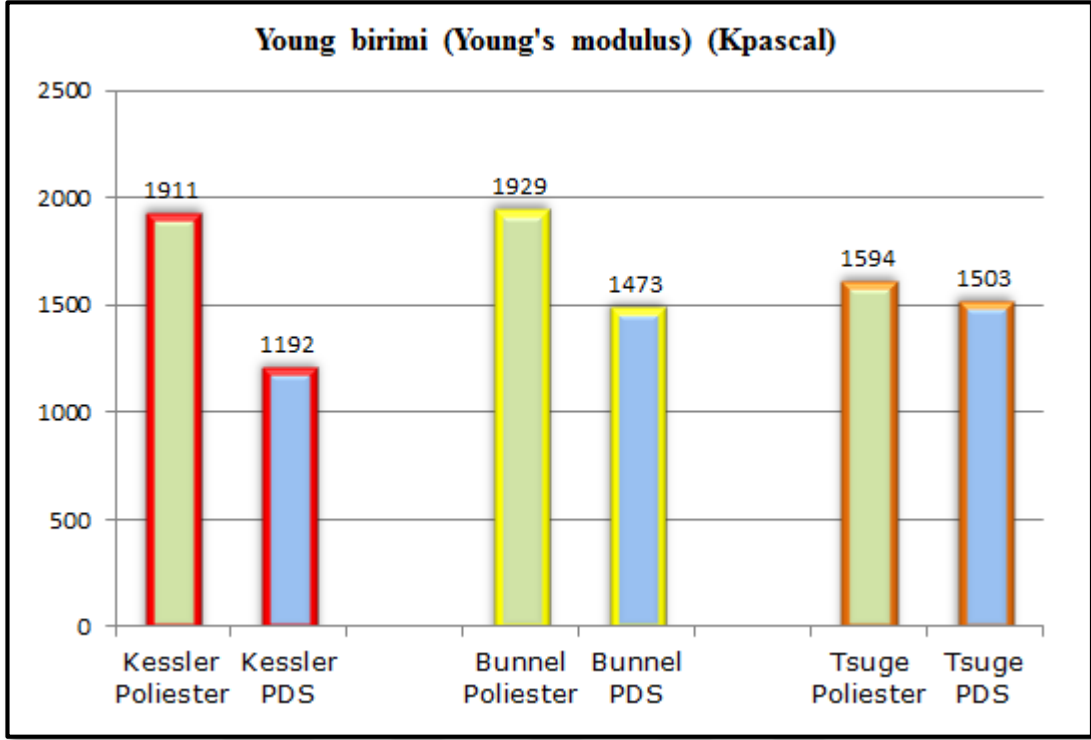
Young biriminin tendon onarımındaki önemi, bizim ne kadar sağlam ve gerçeğe yakın bir onarım yaptığımız hakkında fikir vermesi nedeniyle. Bu durumda onardığımız

tendonun Young birimi ne kadar fazla ve gerçeğe yakın ise o kadar sağlam ve gerçeğe yakın bir onarım yaptığımız anlamına gelmektedir.



Şekil 33: Tamir edilmiş bir numunenin ve sağlam aşilin yüklenmeye karşı gerilme (stress-strain) eğrisi verilmiştir. Sağlam aşilin eğrisi tamir edilmiş aşile göre oldukça dik olduğu, dolayısıyla Young biriminin fazla olduğu dikkati çekmektedir

Altı grup Young birimi değerleri açısından karşılaştırılmıştır (Şekil 34). Her üç grupta da PE'le tamir edilmiş tendonların Young biriminin daha yüksek olduğu görülmüştür. Kessler tekniğinde PE'in Young birimi değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek iken ($p=0.03$), Bunnel ve Tsuge tekniklerinde anlamlı fark bulunamamıştır (Bunnel $p=0,34$; Tsuge $p=1$). Toplamda düşünüldüğünde PE dikiş materyaliyle onarım yapılan tendonların Young birimi değerlerinin PDS ile onarım yapılanlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p=0,006$).

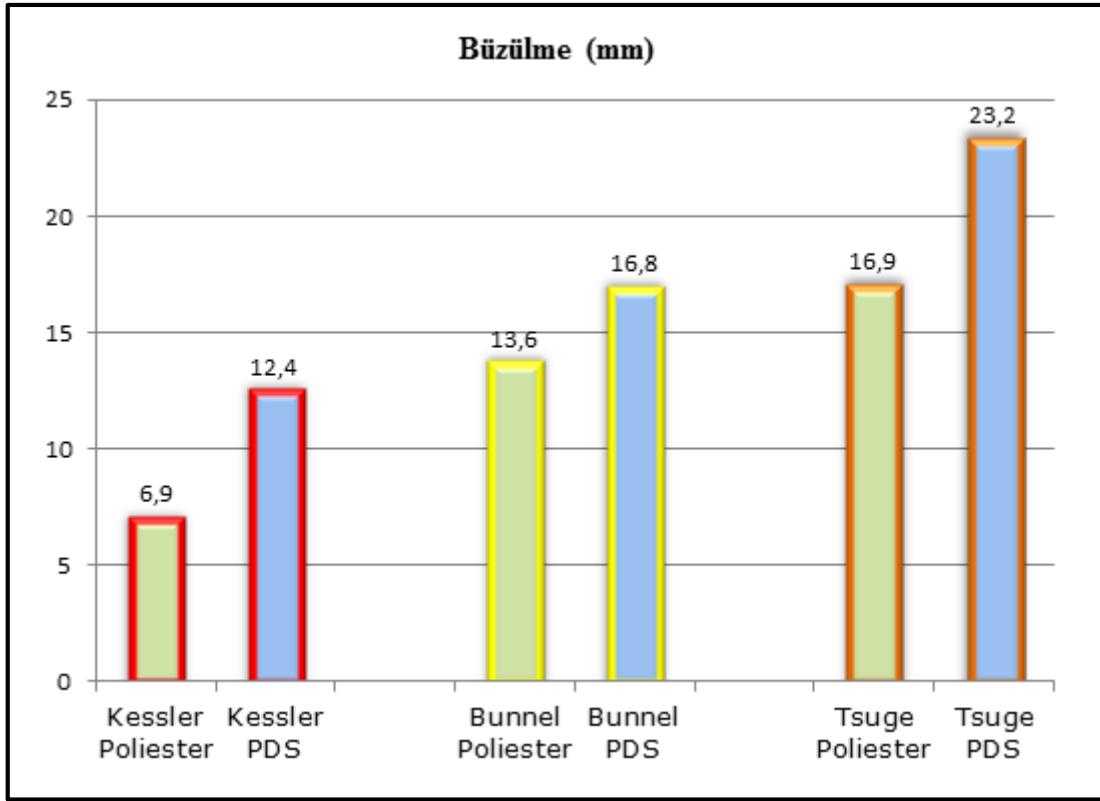


Şekil 34: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre Young birimi değerlerinin sunulması

4.12. Tamir Sırasında Gerçekleşen Büzülme

Büzülme, tamir öncesi işaretlenerek belirlenmiş dikiş alanı uzunluğuyla aynı işaretlerin tamir sonrası ölçülen uzunluğunun farkıdır. Ortalama büzülme miktarları Tablo 2 ve Şekil 35'te sunulmuştur.

Her üç grupta da büzülme miktarları PDS ile onarılan tendonlarda daha fazla olmuştur. En yüksek büzülme 23,2 mm ile Tsuge PDS'de gerçekleşmiştir. Büzülme miktarı Kessler ve Tsuge grubunda PDS ile PE arasında anlamlı derecede farklıken (Kessler $p=0$, Tsuge $p=0$) Bunnel grubunda bu fark anlamlı bulunmamıştır ($p=0,12$). Altı grup karşılaştırıldığında PDS'de PE'e göre anlamlı derecede fazla büzülme gerçekleştiği görülmüştür ($p=0,000$).



Şekil 35: Çalışmada kullanılan dikiş teknik ve iplik gruplarına göre büzülme değerlerinin sunulması

4.13. İpliklerle İlgili Çalışma

Ayrıca çalışmamızda kullandığımız 2 adet PDS ile 2 adet PE ip halka şeklinde bağlanıp 2 mm/sn hızında çekme testi uygulanmış PDS iplerinin 141 ve 158 N, PE iplerinin 145 ve 147 N kuvvette koptukları görülmüştür. Aynı test tek ip olarak denediğinde iki PE ip sırayla 70 ve 73 N kuvvette, iki PDS ip ise 76 ve 98 N'da kopmuştur.

	Tek iplik	2 iplik (Halka Şeklinde)
PE 1	70	145
PE 2	73	147
PDS 1	76	141
PDS 2	98	158

Tablo 6: PE ve PDS ipliklerinin Newton biriminden kopma değerleri

4.14. Sağlam Aşil tendonunda çalışma

Çalışmamızda bir adet sağlam aşil tendonu da biyomekanik test cihazına konup 20 mm/dk hızında çekilerek test edilmiştir. Uygulanan kuvvette 1312 N'a kadar çıkılmış, aşil tendonunda gözle görülür bir hasarlanma olmaksızın üst klempten sıyrılmıştır (Şekil 33).

5. TARTIŞMA

Aşil tendon onarımında klinikte en yaygın kullanılan iki dikiş tekniği Kessler ve Bunnel teknikeridir [135, 136]. Literatüre bakıldığında perkütan aşil tendon onarımında Kessler ve Bunnel tekniğinin uygulanması hakkında birçok klinik ve biyomekanik çalışma mevcuttur [15, 17, 113, 122, 135-143]. Fakat daha çok fleksör tendon onarımında kullanılan Tsuge tekniğinin aşil tendon tamirinde kullanılması ile ilgili literatürde çalışma sayısı çok azdır [17, 118], biyomekanik çalışma ise yoktur.

Bu çalışma şu 2 temel soruya yanıt aramak amacıyla planlanmıştır:

1. Perkütan aşil tendon onarımında kullanılabilir Tsuge dikiş tekniği, biyomekanik olarak perkütan aşil tendon onarımında yaygın olarak kullanılan Kessler, Bunnel tekniği kadar etkili midir? Arada fark var ise hangi yönlerden fark vardır?

2. Aşil tendon onarımında yaygın olarak kullanılan 2 numara polidioksanon (PDS) ve 2 numara poliester dikiş materyalleri arasında tendonu tutma kabiliyeti açısından fark var mıdır? Arada fark varsa hangi yönlerden fark vardır?

Aşil tendon onarımında dikiş tekniklerinin ve dikiş materyallerinin karşılaştırılması ile ilgili literatürde kadavra ve hayvanlar üzerinde yapılmış birçok biyomekanik çalışma mevcuttur.

Herbort ve ark. (2008) kadavradan aldıkları 24 aşil tendonunun 12'sini Kessler, 12'sini Bunnel tekniği ile onarıp biyomekanik olarak siklik kuvvet altında değerlendirmişler, her iki tekniğinin biyomekanik özelliklerinin maksimum kuvvet hariç birbirine üstün olmadığını belirtmişlerdir [135].

Yıldırım ve ark. (2002) 48 koyun aşil tendonunu üç gruba ayırarak 5 numara poliester dikiş materyali ile Kessler, Bunnel ve Krackow teknikleriyle tendondan sıyrılmama kuvvetlerini biyomekanik olarak değerlendirmişlerdir. Dikilmiş tendondan serbest ipi

çekerek yaptıkları bu çalışmada Krackow ve Bunnel teknikeri arasında fark yokken, Kessler tekniğinin daha zayıf olduğunu belirtmişlerdir [122].

Lewis ve ark. (2003) kadavra aşıl tendon üzerinde çift bantlı Kessler ve Teno Fix® aşıl tamir sistemini biyomekanik olarak karşılaştırmışlar, birçok yönden Teno Fix®'in daha üstün olduğunu belirtmişlerdir [143].

Longo ve ark. (2012) 14 kadavra aşıl tendonunun 7'sini Modifiye Bunnel (Maffuli) tekniği (8 bantlı), 7'sini Achillon® tekniği (6 bantlı) ile onarıp biyomekanik olarak değerlendirmişler, arada fark olmadığını belirtmişlerdir [142].

Watson ve ark. (1995) 18 kadavra aşılının 6'sını Kessler, 6'sını Bunnel, 6'sını Krackow teknikleriyle onardıktan sonra biyomekanik olarak değerlendirmişler, maksimum kuvvetlerine göre Krackow tekniğinin Bunnel ve Kessler teknikerline göre daha üstün olduğunu, Bunnel ve Kessler'in ise birbirine eşit olduğunu belirtmişlerdir [136].

Cretnik ve ark. (2000) 36 kadavra aşılı üzerinde MaGriffith tekniği ve MaGriffith tekniğinin kendi yaptıkları modifikasyonunu biyomekanik olarak test etmişler, gerilme dayanıklılığı (tensile strength) ve ayrılmaya karşı direnç (gapping resistance) açısından kendi yöntemlerinin üstün olduğunu belirtmişlerdir [113].

Gebauer ve ark. (2007) 60 kadavra aşılını Kessler ve Bunnel teknikleriyle 2 ayrı dikiş materyali (PDS-thread ve PDS cord) kullanarak plantaris longus tendon augmentasyonu yaparak veya yapmaksızın onarmış, biyomekanik olarak test etmişlerdir. Bunnel tekniğinin Kessler'e göre daha güçlü olduğunu, PDS cord iplik kullanılan grubun gücünün daha iyi olduğunu, PDS cord iplik kullanılarak Bunnel tekniğiyle onarım yapılmış, ilaveten plantaris longus augmentasyonu da yapılmış grubun mekanik olarak en güçlü olduğunu belirtmişlerdir [139].

Huffard ve ark. (2008) 20 kadavra aşılı üzerinde Achillon® tekniği ile Krackow tekniğini biyomekanik olarak karşılaştırmışlar, maksimum kuvvet açısından Achillon® tekniğinin daha üstün olduğunu belirtmişlerdir [141]. Fakat bu çalışmada Achillon® tekniği ile onarım 6 bantlı, Krackow tekniği ile onarım 4 bantlı olarak yapılmıştır.

Labib ve ark. (2009) 26 kadavra aşılinda geleneksel Krackow locking loop tekniği ile Giftbox tekniğini biyomekanik olarak karşılaştırmışlar Giftbox tekniğinin geleneksel Krackow tekniği kadar güçlü olduğunu belirtmişlerdir [145].

Lee ve ark. (2008) 4 bantlı Krackow tekniği ile tamir edilmiş 18 kadavra aşilinde augmentasyon dikişlerin etkinliğini araştırmışlar, augmentasyon dikişleriyle maksimum kuvvet, ayrılma (gap) rezistansının arttığını, denedikleri 8 şeklinde (figure of eight) ve running cross-stich arasında 8 şeklindeki dikişin daha etkili olduğunu göstermişlerdir [146].

McCoy ve Haddad (2010) 24 kadavra aşilinin 8'ini çift Kessler, 8'ini çift Bunnel, 8'ini çift Krackow teknikleriyle 2 numara poliester kullanarak onarmışlar, arada maksimum kuvvet açısından istatistiksel fark bulamamışlardır. nemli olan tekniğin değil kesi hattını geçen bant sayısı olduğunu ileri srmüşleridir [138].

Shepard ve ark. (2007) 10 aşil kadavrası üzerinde yaptıkları çalışmada 2 numara Ethibond ile tek Krackow core dikilmiş 10 tendonun 5'ine ilave olarak epitendinz dikiş atmışlar, epitendinz dikişin etkin olup olmadığını karşılaştırmışlardır. Epitendinz dikiş atılanlarda 2 mm gap oluşturmak için gereken kuvvetin belirgin olarak fazla olduğunu belirtmişlerdir [147].

Tsuge tekniğinin aşil tendon onarımında kullanılması ile ilgili literatürde az sayıda klinik çalışma mevcuttur.

Uchiyama ve ark. (2007) açık aşil onarımı yaparken önce bir adet Tsuge ile yaklaştırma dikişi attıktan sonra Bunnel benzeri bir teknik kullanarak başarılı sonuçlar aldıklarını belirtmişlerdir [148].

Fu ve ark. (2011) 36 aşil tendon rptrnn çift Tsuge tekniği ile minimal invaziv olarak opere etmiş, ortalama 15 ay takip sonrası %97.2 iyi-mkemmел sonuç bildirmişlerdir. Tsuge tekniğinin uygulaması kolay, tendon kanlanması ve biyolojisini en az bozan bir teknik olarak ön plana çıktığını belirtmişlerdir [118].

Yine Fu ve ark. (2015) 60 akut aşil tendon rptrnnn 30'unu 2 minimal invaziv Tsuge dikişi ile 30'unu açık Kessler tekniği ile onarmış, ortalama 25 aylık takip sonrasında mini-open Tsuge grubunun 20 ardışık topuk kaldırma hareketini açık cerrahi olanlara göre çok daha erken yapabildiklerini, bunun yanısıra Tsuge mini-open cerrahinin operasyon süresi, daha küçük yara, düşük komplikasyon oranları ile ne çıktığını belirtmişlerdir [17].

Kessler, Bunnel ve Tsuge grupları kendi aralarında maksimum kuvvet açısından değerlendirildiğinde Bunnel en yüksek, Tsuge 2. en yüksek, Kessler ise en düşük ortalama değerlere sahip olmakla birlikte arada istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Bunnel tekniğinin diğer iki tekniğe göre daha iyi performans gösterme nedeni; konfigurasyonu

nedeniyle proksimalde daha iyi tutunması nedeniyle olabilir. Nitekim Bunnel tekniği ile onarılmış 20 numunenin hiçbirinde proksimalden sıyrılma olmamış, yetmezlik nedeni ya distalden sıyrılma, ya da dikiş ipinin kopması şeklinde olmuştur. Bu nedenle sözkonusu Bunnel tekniğinde distalde proksimaldekine benzer yapılacak bir konfigürasyon değişikliği ile tendonda daha iyi bir tutunma sağlanabilir.

Benzer durum Tsuge tekniği için de geçerlidir. Yirmi numunenin 13'ünde yetmezlik sebebi tendondan sıyrılma şeklinde olmuştur. On üç tendonun 3'ünde proksimalden, 10'unda distalden sıyrılmıştır. Tsuge tekniği için de distalde yapılacak bir konfigürasyon değişikliği tekniğin dayanıklılığını artırabilir.

Literatürdeki yapılmış biyomekanik çalışmalara bakıldığında birçoğunda dikiş tekniğinin dayanıklılığını değerlendirmek için yalnızca maksimum kuvvet değeri, yani kuvvete karşı uzama eğrisinde ulaşılan en yüksek değer alınmıştır [122, 138, 145, 149]. Oysa çalışmamızda görülmüştür ki testlerin birçoğunda maksimum kuvvet değerine ulaşılmadan tamir hattında 3-4 cm'e varan ayrılma meydana gelmektedir ve bu tamiri hala sağlam kabul etmek mümkün değildir. Tendon onarımı sonrası tendon sağlamlığını değerlendirmek için maksimum kuvvetin yanında göz önünde bulundurulması gereken parametreler 2 mm ve 5 mm ayrılma değerleridir. Bu değerler aşıldığında tendonda uzama oluşacak, iyileşme biyolojisi bozulacak, dolayısıyla yapılan tamir başarısızlıkla sonuçlanacaktır. Tendon onarımı sonrası tamir sahasında 3 mm'den fazla ayrılma iyileşmeyi olumsuz etkilemekte [79], 5 mm'den fazla ayrılma oluşması ise klinik başarısızlık olarak değerlendirilmektedir [47, 48]. Bu durumda değerlendirmelerin maksimum kuvvetten çok 2 mm ve 5 mm ayrılma dikkate alınarak yapılması daha yararlı olacaktır. Bu yüzden 2 mm ve 5 mm ayrılma değerleri çalışmamızda önemli bir yer tutmuştur. Tendon onarımının en önemli komplikasyonlarından biri uzama (elongasyon) olup uzama oluşumu tendon tamir sonuçlarını doğrudan etkiler, hatta morbitiye neden olabilir [47]. Tendon tamirinden sonra oluşan 5 mm üzeri ayrılma (elongasyon) klinik başarısızlık olarak değerlendirilir.

Maksimum kuvvet değerlerine bakılarak tamirin sağlamlığı konusunda yapılan değerlendirmelerin, 2 mm ve 5 mm ayrılma değerlerine bakıldığında değiştiği görülmüştür (Tablo 3). Maksimum kuvvet değerlerine göre PDS grupları daha iyi performans gösterirken 2 mm ve 5 mm ayrılma değerlerine bakıldığında poliester gruplarının üstünlüğü dikkat çekmiştir. Bu durum monofilaman bir iplik olan PDS'nin sürtünme

katsayısının az olması, dolayısıyla tendona tutunma kapasitesinin az olması ile ilgili olabilir.

Yıldırım ve ark. (2006) 60 koyun aşil tendonunu 6 gruba ayırmışlar, Kessler tekniğine göre grupları; 2 polidioksanon (PDS), 1 PDS, 2 Vikril, 1 Vikril, 2 Ethibond, ve 1 Prolen dikiş materyali ile onarmışlar, biyomekanik test cihazında bir klempe tendonu, diğer klempe serbest ipin ucunu yerleştirerek dikiş ipliklerinin tendonu tutma kapasitesini değerlendirmişlerdir. Tendon tutma kapasitesi en iyi olan grubun 2 PDS, en zayıf olanın 2 Ethibond olduğunu bildirmişlerdir. Yıldırım ve ark. monofilament bir dikiş materyali olan PDS'nin poliestere göre sürtünme katsayısı düşük olduğu halde tendonu tutma kapasitesinin fazla olmasının şaşırtıcı olduğunu belirtmişlerdir [149].

Bizim çalışmamızda bunun tam tersi sonuçlar vardır. Bunun nedeni Yıldırım ve ark. yaptıkları çalışmada dikiş materyalinin tendon tutma kapasitesini, elde ettikleri kuvvete karşı uzama eğrisinde sadece maksimum kuvvet değerine bakarak karar vermeleri, uzama parametresini tamamen göz ardı etmelerindedir. Bir dikiş materyalinin tendonu tutma kapasitesi sadece maksimum kuvvet değerine bakılarak karar vermek doğru değildir. Sadece maksimum kuvvete bakılarak karar verilmesi demek, tendon kesik uçları 3-4 cm açılacak kadar ayrılma oluştuğu halde tendon sıyırılması gerçekleşmemiş bir tamiri başarılı kabul etmek anlamına da gelmektedir. Yıldırım ve ark. çalışmalarında Kessler tekniği kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda Kessler PDS ve Kessler poliester grubumuzu karşılaştırıp sadece maksimum kuvvet değerlerine baktığımızda arada istatistiksel fark olmasa da PDS grubunun maksimum kuvveti Yıldırım ve ark.'nın çalışmasına paralel olarak daha yüksektir (Ortalama maksimum kuvvet Kessler PDS: 106,3 N; Kessler Poliester: 104,1 N) (Şekil 28). Fakat kesi hattında 2 mm açılma için gerekli kuvveti gösteren 2 mm ayrılma değerlerine bakıldığında Kessler PDS için 11,2 N iken; Kessler poliester grubu için 20,1 N olup arada istatistiksel olarak anlamlı derecede PE'in üstünlüğü lehine fark vardır. Yine kesi hattında 5 mm açılma için gerekli kuvvet miktarını gösteren 5 mm ayrılma değerlerine bakıldığında; Kessler PDS için 22 N iken, Kessler PE için 36,6 N'dur ve istatistiksel olarak anlamlı derecede PE lehine yüksektir.

Çalışmamızdaki 30 PDS ve 30 PE ile tamir edilmiş tendon kıyaslandığında maksimum kuvvet değerlerinde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yokken, 2 mm ve 5 mm açılması için gereken kuvvet miktarlarında PE lehine anlamlı derecede fark vardır (Şekil 30-31).

Tendon tutma kapasitesi hakkında fikir verebilecek diğer önemli bir parametre Young birimidir. Çalışmamızdaki tüm PDS ile tamir edilmiş tendonlarda Young birimi değeri PE ile tamir edilmiş olanlara göre daha düşüktür (Şekil 32). Bu da PDS ile onarılan tendonun daha kolay esneyeceği, dolayısıyla ayrılma oluşumuna daha kolay izin vereceği anlamına gelmektedir. Nitekim PDS dikiş materyali ile onarılmış tendonlarda 2 mm ve 5 mm ayrılma oluşumu her üç grupta da daha kolay gerçekleşmiştir.

Tendon tamirinin sağlamlığında seçilen dikiş konfigürasyonu kadar seçilen dikiş materyali de önemlidir [122]. Aşıl tendon tamirinde yaygın olarak kullanılan dikiş materyalleri ile ilgili literatürde çalışmalar mevcuttur.

Komatsu ve ark. (2006) aşıl onarımında yaygın kullanılan dikiş materyalleri olan hepsi USP 2 numara olmak üzere örgülü poliester (Ethibond®), polidioksanon (PDS II®), örgülü polibend (FiberWire®), monofilament naylon (Ethilon®), multifilament naylon (Surgilon®) dikiş materyallerini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Ortalama kopma değerlerini FiberWire® için 316N, PDS II® için 192 N, Surgilon® için 163 N, Ethibond® için 146 N, Ethilon® için 137 N olarak bildirmişlerdir [120].

Cook ve ark. (2010) 20 kadavra aşılının yarısını 2 numara örgülü poliester (Ethibond®), diğer yarısını da 2-0 polibend örgülü polietilen (FiberLoop®) dikiş materyali ile modifiye Krakow tekniğiyle tamir etmiş ve biyomekanik olarak değerlendirmiştir. Daha ince çaplı bir dikiş materyali olan 2-0 örgülü polietilenin (FiberLoop®), daha kalın çaplı 2 numara örgülü poliestere (Ethibond®) göre daha güçlü bir tamir imkanı sağladığını, geleneksel kalın dikiş materyallerinin bir avantajının olmadığını belirtmiştir [121].

Tendon cerrahisinde kullanılan dikiş materyallerinin tendona tutunma kabiliyetleri ile ilgili başka bir çalışma Yamogami ve ark. (2011) tarafından yapılmıştır [150]. Yamogami ve ark. bu çalışmada sığır aşıl tendonları üzerinde tek dikiş tekniği kullanarak 5 ayrı dikiş materyalini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Bu dikiş materyalleri, tamamı USP 2 numara olmak üzere şunlardır: 1. Örgülü polibend (BPB) (FiberWire®, Arthrex Co, Naples, FL, USA); 2. Örgülü poliester (BPE) (Ethibond®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA); 3. Monofilament naylon (MN) (Ethilon®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA); 4. Örgülü naylon (BN) (Surgilon®, Tyco Healthcare Group LP, Norwalk, CN, USA); 5. Monofilament emilebilir polidioksanon (MAPD) (PDSII®, Ethicon Inc, Somerville, NJ, USA). Tamir edilmiş tendonlar 10-100 N arasında artan bir şekilde 10.000 defa standart sıklık yüklenme protokolü uygulamışlar, tamir hattında 6 mm ayrılma

oluşturan siklus sayısını kaydetmişlerdir. Buna göre örgülü polibend (BPB) 1977, örgülü poliester (BPE) 376, monofilament naylon (MN) 244, örgülü naylon (BN) 135, monofilaman emilebilen polidioksanon (MNPĐ) için 178 siklusta kesi hattında 6 mm açılma olmuştur. Bu verilere göre tendon tutma kapasitesi en iyi olan dikiş materyali örgülü polibend (BPB) (FiberWire®) olurken bu sıralama örgülü poliester (BPE) (Ethibond®), monofilament naylon (MN) (Ethilon®), monofilament emilebilen polidioksanon (MAPĐ) (PDS II®) ve örgülü naylon (BN) (Surgilon®) şeklinde olmuştur.

Yamogami ve ark. yaptıkları bu çalışmada 2 numara Ethibond® ve 2 numara PDSII® için gap rezistansını gösterdiğini belirttikleri sırasıyla 376 ve 178 olan değerler bizim çalışmadaki Kessler poliester ile Kessler PDS gruplarında sırasıyla 2 mm ayrılma değerleri olan 20,1 N ve 11,2 N, sırasıyla 5 mm ayrılma değeri olan 36,6 N ve 20 N değerlerine paraleldir.

Çalışmamızda dikkatimizi çeken diğer bir veri düğüm çözümleridir. PDS ile 6 düğüm atılarak onarılan tendonların 3'ünde düğüm çözülmesi görülürken, PE ile 5 düğüm atılarak onarılan grupta 1 tendonda düğüm çözülmesi meydana gelmiştir. Nitekim monofilament dikişlerin kaygan olması, düşük enfeksiyon riski gibi avantajları, sert olduğundan düşük bükülme değeriyle düğüm çözülmesine daha yatkın olması, sert kesik uçları ile doku irritasyonu gibi dezavantajları vardır [129]. Multifilament dikişlerin ise yüksek bükülme değerleriyle daha stabil düğüm sağlaması gibi avantajların yanında enfeksiyona daha yatkın olması gibi dezavantajları vardır [129].

Komatsu ve ark. (2006) aşil onarımında yaygın kullanılan dikiş materyalleri olan hepsi USP 2 numara olmak üzere örgülü poliester (Ethibond®), polidioksanon (PDS II®), örgülü polibend (FiberWire®), monofilament naylon (Ethilon®), multifilament naylon (Surgilon®) dikiş materyallerinde kaç düğümün güvenli olduğu konusunda yaptıkları çalışmada Ethibond®, PDS II®, Ethilon®, Surgilon® dikiş materyalleri için en az 5, FiberWire® için en 7 düğümün güvenli olduğu sonucuna ulaşmışlardır [120].

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz diğer bir parametre büzülmedir. Büzülme, tamir öncesi işaretlenerek belirlenmiş dikiş alanı uzunluğuyla aynı işaretlerin tamir sonrası ölçülen uzunluğunun farkıdır. Her cerrah bir tendonu tamir ederken tendon uçlarını mümkün olduğunca anatomik pozisyona getirmekte, belirli bir sağlamlık ve esneme payını da düşünerek yeterli sağlamlığı hissettiğini düşününceye kadar büzmektedir. Büzüştürme yapılıp yapılmaması gerektiği, yapılacaksa ölçüsünün ne olması gerektiği hakkında

yapılmış çalışma yoktur. Büzüştürme hiç yapılmayıp tendon uçları birbirine değdirilip bırakılacak olursa ileride hareketle tendonun daha kolay elonge olabileceği, fazla büzüştürme yapılacak olursa da hareket kısıtlılığı ve kitle etkisi gibi olumsuz sonuçları olabileceği aşikardır. Bu çalışmamızda her bir tendon için gerçekleşen büzülme miktarı da milimetrik cetvelle ölçülmüştür. Çalışmamızdaki 6 grup karşılaştırıldığında PDS ile onarım yapılan gruplarda PE ile onarım yapılan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede büzülme meydana gelmiştir. Büzülme miktarı da PE'e kıyasla PDS'de istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla olmaktadır. Daha fazla büzülmüş bir tendonun aynı zamanda daha kolay ayrılma oluşumuna izin vermesi ancak PDS dikiş materyalinin tendona tutunma ve inkorporasyon kapasitesinin iyi olmamasıyla açıklanabilir.

Bizim çalışmamız, klinikte Tsuge tekniğinin aşil onarımında başarıyla uygulanabilir olduğunu gösteren Fu ve ark. (2011 ve 2015) yaptıkları çalışmaları tamamlar niteliktedir. Bu çalışmamız göstermiştir ki Tsuge dikiş tekniği; Kessler ve Bunnel teknikeri kadar biyomekanik sağlamlığa sahiptir. Dolayısıyla Tsuge tekniği özellikle minimal invaziv aşil onarımında rahatlıkla uygulanabilir.

Çalışmamızın eksik tarafları da vardır. Bu çalışmamız koyun aşili üzerinde yapılmış deneysel bir çalışma olup bire bir insana uygulandığında farklı sonuçlarla karşılaştırılması mümkündür. Ayrıca çalışmamızda aşil tendon tamiriyle elde ettiğimiz kabaca ortalama 100 N kuvvet değerleri erken aktif harekete izin verebilecek sağlamlıkta değildir. Bunun için iki bantlı tamir ile yetinilemeyeceği açıktır. İki bantlı tamirin üzerinde dört, altı, hatta sekiz bantlı tamirlerin düşünülmesi gerekli olup bu konuda yapılacak ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ

Tsuge dikiş tekniğinin biyomekanik olarak modifiye Kessler ve Bunnel teknikleri ile karşılaştırmasında maksimum kuvvet, gerilme dayanıklılığı (tensile strength) açısından aralarında istatistiksel fark tespit edilmemiştir. Tsuge-PDS grubu 2 mm ve 5 mm ayrılma esnasındaki yüklenme değerlerine göre Kessler-PDS ve Bunnel-PDS ile ayrı ayrı karşılaştırıldığında arada istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı, Tsuge-poliester grubu Kessler-poliester ve Bunnel-poliester ile ayrı ayrı karşılaştırıldığında yine arada istatistiksel anlamlı fark bulunmadığı görülmüştür. Dikiş materyallerinden örgülü poliesterin polidioksanona göre maksimum kuvvet ve gerilme dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel anlamlı fark yokken, asıl tendona tutunma kabiliyetini gösteren 2 mm ve 5 mm ayrılma ile Young birimi değerlerinde PE lehine istatistiksel anlamlı fark olduğu saptanmıştır. Perkütan aşil tendon onarımında sıklıkla kullanılan ve erken aktif harekete izin veren modifiye Kessler, Bunnel tekniklerine ilaveten tendon içinde görece daha küçük hacimde tutunan ve daha kolay uygulanabilen Tsuge tekniği diğer tekniklere yakın biyomekanik özellikleri nedeniyle aşil tendon onarımında başarı ile kullanılabilir.

Polidioksanon (PDS) poliester (PE) göre kopma kuvveti ve maksimum kuvvet değerlerine bakıldığında daha zor kopan bir dikiş materyali olduğu görülmekle birlikte; 2 mm ayrılma, 5 mm ayrılma, Young birimi ve büzülme değerlerine bakıldığında tendona tutunma kapasitesinin PE'e göre daha zayıf olduğu görülmüştür. Aşil tendon onarımında monofilaman bir iplik olan PDS yerine örgülü bir iplik olan PE'in kullanılması daha başarılı sonuçlar verebilir.

7. KAYNAKLAR

1. O'Brien, M., Functional anatomy and physiology of tendons. *Clin Sports Med*, 1992. 11(3): p. 505-20.
2. Ponnappula, P. and R.R. Aaranson, Reconstruction of Achilles Tendon Rupture with Combined V-Y Plasty and Gastrocnemius-Soleus Fascia Turndown Graft. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 2010. 49(3): p. 310-315.
3. Arner, O. and A. Lindholm, Subcutaneous rupture of the Achilles tendon; a study of 92 cases. *Acta Chir Scand Suppl*, 1959. 116(Supp 239): p. 1-51.
4. Maffulli, N., Current Concepts Review - Rupture of the Achilles Tendon*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1999. 81(7): p. 1019-36.
5. Soroceanu, A., et al., Surgical Versus Nonsurgical Treatment of Acute Achilles Tendon Rupture. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 2012. 94(23): p. 2136-2143.
6. Wong, J., V. Barrass, and N. Maffulli, Quantitative review of operative and nonoperative management of achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med*, 2002. 30(4): p. 565-75.
7. Wilkins, R. and L.J. Bisson, Operative versus nonoperative management of acute Achilles tendon ruptures: a quantitative systematic review of randomized controlled trials. *Am J Sports Med*, 2012. 40(9): p. 2154-60.
8. Nilsson-Helander, K., et al., Acute achilles tendon rupture: a randomized, controlled study comparing surgical and nonsurgical treatments using validated outcome measures. *Am J Sports Med*, 2010. 38(11): p. 2186-93.
9. Khan, R.J., et al., Treatment of acute achilles tendon ruptures. A meta-analysis of randomized, controlled trials. *J Bone Joint Surg Am*, 2005. 87(10): p. 2202-10.
10. Goren, D., M. Ayalon, and M. Nyska, Isokinetic strength and endurance after percutaneous and open surgical repair of Achilles tendon ruptures. *Foot Ankle Int*, 2005. 26(4): p. 286-90.
11. Maes, R., G. Copin, and C. Averous, Is percutaneous repair of the Achilles tendon a safe technique? A study of 124 cases. *Acta Orthop Belg*, 2006. 72(2): p. 179-83.
12. Guillo, S., et al., Percutaneous repair of acute ruptures of the tendo Achillis. *Surgeon*, 2013. 11(1): p. 14-9.
13. Kearney, R.S. and M.L. Costa, Current concepts in the rehabilitation of an acute rupture of the tendo Achillis. *Bone & Joint Journal*, 2012. 94-B(1): p. 28-31.
14. Brumann, M., et al., Accelerated rehabilitation following Achilles tendon repair after acute rupture - Development of an evidence-based treatment protocol. *Injury*, 2014. 45(11): p. 1782-90.
15. Tang, K.L., et al., Arthroscopically assisted percutaneous repair of fresh closed achilles tendon rupture by Kessler's suture. *Am J Sports Med*, 2007. 35(4): p. 589-96.
16. Park, H.G., D.H. Moon, and J.M. Yoon, Limited open repair of ruptured Achilles tendons with Bunnel-type sutures. *Foot Ankle Int*, 2001. 22(12): p. 985-7.
17. Fu, C. and W. Qu, Acute Achilles tendon rupture: Mini-incision repair with double-Tsuge loop suture vs. open repair with modified Kessler suture. *Surgeon*, 2015. 13(4): p. 207-12.
18. Gray's Anatomy The Anatomical Basis of Clinical Practice, S. Standring, Editor. 2008: Spain.
19. Benjamin, M., et al., The anatomy of the Achilles tendon. *The Achilles Tendon*, 2007. 3: p. 5-16.
20. Mello, R.A.F.d., et al., Morphometric evaluation of Achilles tendon by ultrasound. *Radiologia Brasileira*, 2006. 39(3): p. 161-165.
21. Benjamin, M., et al., Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *Journal of Anatomy*, 2006. 208(4): p. 471-490.
22. Cummins, E.J., B.J. Anson, and et al., The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopedic surgery, with additional observations on the plantaris muscle. *Surg Gynecol Obstet*, 1946. 83: p. 107-16.

23. Mellado, J., Z.S. Rosenberg, and J. Beltran, Low incorporation of soleus tendon: a potential diagnostic pitfall on MR imaging. *Skeletal Radiol*, 1998. 27(4): p. 222-4.
24. Schepsis, A.A., H. Jones, and A.L. Haas, Achilles tendon disorders in athletes. *Am J Sports Med*, 2002. 30(2): p. 287-305.
25. Barfred, T., Achilles tendon rupture. *Acta Orthop Scand Suppl*, 1973: p. 3-126.
26. Manter, J., Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat Rec* 1941(80): p. 397-410.
27. Sellers, W.I., et al., Evolutionary Robotic Approaches in Primate Gait Analysis. *International Journal of Primatology*, 2010. 31(2): p. 321-338.
28. Lichtwark, G.A. and A.M. Wilson, In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol*, 2005. 208(Pt 24): p. 4715-25.
29. Ahmed, I.M., et al., Blood supply of the Achilles tendon. *J Orthop Res*, 1998. 16(5): p. 591-6.
30. Schmidt-Rohlfing, B., et al., The blood supply of the Achilles tendon. *Int Orthop*, 1992. 16(1): p. 29-31.
31. Chen, T.M., et al., The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clin Anat*, 2009. 22(3): p. 377-85.
32. Edwards, D.A., The blood supply and lymphatic drainage of tendons. *J Anat*, 1946. 80(Pt 3): p. 147-152 2.
33. Astrom, M. and N. Westlin, Blood flow in the human Achilles tendon assessed by laser Doppler flowmetry. *J Orthop Res*, 1994. 12(2): p. 246-52.
34. Benjamin, M. and D. McGonagle, The anatomical basis for disease localisation in seronegative spondyloarthropathy at entheses and related sites. *J Anat*, 2001. 199(Pt 5): p. 503-26.
35. Stilwell, D.L., Jr., The innervation of tendons and aponeuroses. *Am J Anat*, 1957. 100(3): p. 289-317.
36. O'Brien, M., The anatomy of the Achilles tendon. *Foot Ankle Clin*, 2005. 10(2): p. 225-38.
37. Maffulli, N., V. Barrass, and S.W. Ewen, Light microscopic histology of achilles tendon ruptures. A comparison with unruptured tendons. *Am J Sports Med*, 2000. 28(6): p. 857-63.
38. Maffulli, N., Rupture of the Achilles tendon. *J Bone Joint Surg Am*, 1999. 81(7): p. 1019-36.
39. Nihal Apaydın, S.Ü., Murat Bozkurt, Mahmut Nedim Doral, Functional anatomy and biomechanical aspects of the Achilles tendon. *TOTBİD Dergisi*, 2011(10(1)): p. 61-68.
40. Strocchi, R., et al., Human Achilles tendon: morphological and morphometric variations as a function of age. *Foot Ankle*, 1991. 12(2): p. 100-4.
41. Nourissat, G., F. Berenbaum, and D. Duprez, Tendon injury: from biology to tendon repair. *Nature Reviews Rheumatology*, 2015. 11(4): p. 223-233.
42. Asansu, M.A., Aşil tendon rüptürünün akut ve gecikmiş tamirindekullanılan dikiş materyalinin tendon tutma kapasitesinin karşılaştırılması - Uzmanlık Tezi, in *Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı*. 2015, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi: İstanbul.
43. Franz, J.R. and D.G. Thelen, Imaging and simulation of Achilles tendon dynamics: Implications for walking performance in the elderly. *J Biomech*, 2016. 49(9): p. 1403-10.
44. Paaavola, M., et al., Achilles tendinopathy. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. 84-A(11): p. 2062-76.
45. Soma, C.A. and B.R. Mandelbaum, Achilles tendon disorders. *Clin Sports Med*, 1994. 13(4): p. 811-23.
46. Maffuli, N., *The Achilles Tendon*. 2007, Springer: London. p. 17.
47. Maquirriain, J., Achilles Tendon Rupture: Avoiding Tendon Lengthening during Surgical Repair and Rehabilitation. *The Yale Journal of Biology and Medicine*, 2011. 84(3): p. 289-300.
48. Best TM, G.W., Basic science of soft tissue: muscle and tendon. In: DeLee JC Drez D. *Orthopaedic Sports Medicine*. 1994, W.B. Saunders: Philadelphia. p. 1-45.
49. Szaro, P., et al., Fascicles of the adult human Achilles tendon – An anatomical study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, 2009. 191(6): p. 586-593.

50. Thorpe, C.T., et al., Specialization of tendon mechanical properties results from interfascicular differences. *J R Soc Interface*, 2012. 9(76): p. 3108-17.
51. Thorpe, C.T., et al., Capacity for sliding between tendon fascicles decreases with ageing in injury prone equine tendons: a possible mechanism for age-related tendinopathy? *Eur Cell Mater*, 2013. 25: p. 48-60.
52. Kjaer, M., et al., Metabolic activity and collagen turnover in human tendon in response to physical activity. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2005. 5(1): p. 41-52.
53. Józsa L, K.P., Human tendons: anatomy, physiology, and pathology. *Human Kinetics*. 1997, IL, USA: Champaign.
54. Kannus, P., Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports*, 2000. 10(6): p. 312-20.
55. Buchanan, C.I. and R.L. Marsh, Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the Achilles tendon of guinea fowl. *J Appl Physiol* (1985), 2001. 90(1): p. 164-71.
56. Narici, M.V. and C.N. Maganaris, Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *J Anat*, 2006. 208(4): p. 433-43.
57. Kirkendall, D.T. and W.E. Garrett, Function and biomechanics of tendons. *Scand J Med Sci Sports*, 1997. 7(2): p. 62-6.
58. O'Brien, M., Structure and metabolism of tendons. *Scand J Med Sci Sports*, 1997. 7(2): p. 55-61.
59. Kjaer, M., Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev*, 2004. 84(2): p. 649-98.
60. Ingber, D.E., Tissue adaptation to mechanical forces in healthy, injured and aging tissues. *Scand J Med Sci Sports*, 2005. 15(4): p. 199-201.
61. Pierce, G.F., et al., Platelet-derived growth factor and transforming growth factor-beta enhance tissue repair activities by unique mechanisms. *J Cell Biol*, 1989. 109(1): p. 429-40.
62. Murphy, P.G., et al., Influence of exogenous growth factors on the synthesis and secretion of collagen types I and III by explants of normal and healing rabbit ligaments. *Biochem Cell Biol*, 1994. 72(9-10): p. 403-9.
63. Sharma, P. and N. Maffulli, Basic biology of tendon injury and healing. *The Surgeon*, 2005. 3(5): p. 309-316.
64. Abrahamsson, S.O., Matrix metabolism and healing in the flexor tendon. *Experimental studies on rabbit tendon. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery. Supplementum*, 1991. 23: p. 1-51.
65. Hooley, C.J. and R.E. Cohen, A model for the creep behaviour of tendon. *International Journal of Biological Macromolecules*, 1979. 1(3): p. 123-132.
66. Lin, T.W., L. Cardenas, and L.J. Soslowsky, Biomechanics of tendon injury and repair. *Journal of Biomechanics*, 2004. 37(6): p. 865-877.
67. Gelberman, R.H., et al., The excursion and deformation of repaired flexor tendons treated with protected early motion. *J Hand Surg Am*, 1986. 11(1): p. 106-10.
68. Suchak, A.A., et al., Postoperative rehabilitation protocols for Achilles tendon ruptures: a meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 2006. 445: p. 216-21.
69. Sorrenti, S.J., Achilles tendon rupture: effect of early mobilization in rehabilitation after surgical repair. *Foot & ankle international*, 2006. 27(6): p. 407-410.
70. Woo, S.L., et al., The importance of controlled passive mobilization on flexor tendon healing. A biomechanical study. *Acta Orthop Scand*, 1981. 52(6): p. 615-22.
71. Strickland, J.W. and S.V. Glogovac, Digital function following flexor tendon repair in Zone II: A comparison of immobilization and controlled passive motion techniques. *J Hand Surg Am*, 1980. 5(6): p. 537-43.
72. Feehan, L.M. and J.G. Beauchene, Early tensile properties of healing chicken flexor tendons: early controlled passive motion versus postoperative immobilization. *J Hand Surg Am*, 1990. 15(1): p. 63-8.
73. Calder, J.D. and T.S. Saxby, Early, active rehabilitation following mini-open repair of Achilles tendon rupture: a prospective study. *Br J Sports Med*, 2005. 39(11): p. 857-9.

74. Barrie, K.A. and S.W. Wolfe, The relationship of suture design to biomechanical strength of flexor tendon repairs. *Hand Surg*, 2001. 6(1): p. 89-97.
75. Winters, S.C., et al., The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. *J Hand Surg Am*, 1998. 23(1): p. 97-104.
76. Noguchi, M., et al., In vitro biomechanical analysis of suture methods for flexor tendon repair. *J Orthop Res*, 1993. 11(4): p. 603-11.
77. Dinopoulos, H.T., et al., 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): p. 489-98.
78. Bishop, A.T., W.P. Cooney, 3rd, and M.B. Wood, Treatment of partial flexor tendon lacerations: the effect of tenorrhaphy and early protected mobilization. *J Trauma*, 1986. 26(4): p. 301-12.
79. Gelberman, R.H., et al., The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs. *J Bone Joint Surg Am*, 1999. 81(7): p. 975-82.
80. Silva, M.J., M.I. Boyer, and R.H. Gelberman, Recent progress in flexor tendon healing. *J Orthop Sci*, 2002. 7(4): p. 508-14.
81. Bayram H, H.M., Akut Fleksör Tendon Yaralanmaları. *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, 2003. 2(3-4).
82. Elliot, D. and T. Giesen, Treatment of unfavourable results of flexor tendon surgery: Ruptured repairs, tethered repairs and pulley incompetence. *Indian Journal of Plastic Surgery : Official Publication of the Association of Plastic Surgeons of India*, 2013. 46(3): p. 458-471.
83. S Terry Canale, J.H.B., *Campbell's Operative Orthopaedics*. 2013, Elsevier: Philadelphia. p. 2321-2322.
84. Hattrup, S.J. and K.A. Johnson, A review of ruptures of the Achilles tendon. *Foot Ankle*, 1985. 6(1): p. 34-8.
85. Kannus, P. and L. Jozsa, Histopathological changes preceding spontaneous rupture of a tendon. A controlled study of 891 patients. *J Bone Joint Surg Am*, 1991. 73(10): p. 1507-25.
86. Carr, A.J. and S.H. Norris, The blood supply of the calcaneal tendon. *J Bone Joint Surg Br*, 1989. 71(1): p. 100-1.
87. Thermann, H., [Treatment of Achilles tendon rupture]. *Unfallchirurg*, 1998. 101(4): p. 299-314.
88. PE, M., Tendon and muscle ruptures. Clinical and experimental studies on the causes and location of subcutaneous ruptures. *J Bone Joint Surg Am*, 1933. 15(705): p. 22.
89. Barfred, T., Experimental rupture of the Achilles tendon. Comparison of various types of experimental rupture in rats. *Acta Orthop Scand*, 1971. 42(6): p. 528-43.
90. Barfred, T., Kinesiological comments on subcutaneous ruptures of the Achilles tendon. *Acta Orthop Scand*, 1971. 42(5): p. 397-405.
91. Balasubramaniam, P. and K. Prathap, The effect of injection of hydrocortisone into rabbit calcaneal tendons. *J Bone Joint Surg Br*, 1972. 54(4): p. 729-34.
92. Kennedy, J.C. and R.B. Willis, The effects of local steroid injections on tendons: a biomechanical and microscopic correlative study. *Am J Sports Med*, 1976. 4(1): p. 11-21.
93. Bradley, J.P. and J.E. Tibone, Percutaneous and open surgical repairs of Achilles tendon ruptures. A comparative study. *Am J Sports Med*, 1990. 18(2): p. 188-95.
94. DiStefano, V.J. and J.E. Nixon, Achilles tendon rupture: pathogenesis, diagnosis, and treatment by a modified pullout wire technique. *J Trauma*, 1972. 12(8): p. 671-7.
95. Karahan M, E.B., Aşıl Tendon Yırtıklarına Yaklaşım. *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, 2004. 3(1-2).
96. Khazen, G.E., et al., Fixation of calcaneal avulsion fractures using screws with and without suture anchors: a biomechanical investigation. *Foot Ankle Int*, 2007. 28(11): p. 1183-6.

97. Moller, M., et al., Calf muscle function after Achilles tendon rupture. A prospective, randomised study comparing surgical and non-surgical treatment. *Scand J Med Sci Sports*, 2002. 12(1): p. 9-16.
98. McCormack, R. and J. Bovard, Early functional rehabilitation or cast immobilisation for the postoperative management of acute Achilles tendon rupture? A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med*, 2015. 49(20): p. 1329-35.
99. Osarumwense, D., et al., Conservative treatment for acute Achilles tendon rupture: survey of current practice. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 2013. 21(1): p. 44-6.
100. Keller, J. and T.B. Rasmussen, Closed treatment of Achilles tendon rupture. *Acta Orthop Scand*, 1984. 55(5): p. 548-50.
101. Sekiya, J.K., et al., The effect of knee and ankle position on displacement of Achilles tendon ruptures in a cadaveric model. Implications for nonoperative management. *Am J Sports Med*, 1999. 27(5): p. 632-5.
102. Trickett, R.W., et al., Effect of knee position on gap size following acute Achilles rupture. *Foot Ankle Int*, 2011. 32(1): p. 1-4.
103. Gulati, V., et al., Management of achilles tendon injury: A current concepts systematic review. *World Journal of Orthopedics*, 2015. 6(4): p. 380-386.
104. Fruensgaard, S., et al., Conservative treatment for acute rupture of the Achilles tendon. *Int Orthop*, 1992. 16(1): p. 33-5.
105. Persson, A. and T. Wredmark, The treatment of total ruptures of the Achilles tendon by plaster immobilisation. *Int Orthop*, 1979. 3(2): p. 149-52.
106. Lildholdt, T. and T. Munch-Jorgensen, Conservative treatment to Achilles tendon rupture. A follow-up study of 14 cases. *Acta Orthop Scand*, 1976. 47(4): p. 454-8.
107. Webb, J.M. and G.C. Bannister, Percutaneous repair of the ruptured tendo Achillis. *J Bone Joint Surg Br*, 1999. 81(5): p. 877-80.
108. Vivaldi, A.S., Percutaneous repair of ruptured tendo Achillis. *J Bone Joint Surg Br*, 2000. 82(4): p. 619.
109. Ma, G.W. and T.G. Griffith, Percutaneous repair of acute closed ruptured achilles tendon: a new technique. *Clin Orthop Relat Res*, 1977(128): p. 247-55.
110. Klein, W., D.M. Lang, and M. Saleh, The use of the Ma-Griffith technique for percutaneous repair of fresh ruptured tendo Achillis. *Chir Organi Mov*, 1991. 76(3): p. 223-8.
111. Gorschewsky, O., et al., Percutaneous tenodesis of the Achilles tendon. A new surgical method for the treatment of acute Achilles tendon rupture through percutaneous tenodesis. *Injury*, 1999. 30(5): p. 315-21.
112. Deakin, S., J. Wood, and J.L. Barrie, Percutaneous repair of the ruptured tendo Achillis. *J Bone Joint Surg Br*, 2000. 82(3): p. 461.
113. Cretnik, A., et al., The strength of percutaneous methods of repair of the Achilles tendon: a biomechanical study. *Med Sci Sports Exerc*, 2000. 32(1): p. 16-20.
114. Carmont, M.R., et al., Percutaneous & Mini Invasive Achilles tendon repair. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*, 2011. 3: p. 28.
115. Assal, M., et al., Limited open repair of Achilles tendon ruptures: a technique with a new instrument and findings of a prospective multicenter study. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. 84-A(2): p. 161-70.
116. Gültekin A, O.S., Serarşlan U, Karaca A. F, Tuhanoğlu U, 25. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi – Sözlü Bildiriler -SB 4-7. 25. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 2015.
117. Carmont, M.R. and N. Maffulli, Modified percutaneous repair of ruptured Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008. 16(2): p. 199-203.
118. Fu, C., et al., [Effectiveness of a double-tuge suture method in repairing Achilles tendon ruptures]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*, 2011. 25(10): p. 1214-7.
119. Yildirim, Y., et al., Suture holding capacity of the Achilles tendon during the healing period: an in vivo experimental study in rabbits. *Foot Ankle Int*, 2006. 27(2): p. 121-4.

120. Komatsu, F., R. Mori, and Y. Uchio, Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. *J Orthop Sci*, 2006. 11(1): p. 70-4.
121. Cook, K.D., et al., Strength of braided polyblend polyethylene sutures versus braided polyester sutures in Achilles tendon repair: a cadaveric study. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2010. 100(3): p. 185-8.
122. Yildirim, Y. and T. Esemeli, Initial pull-out strength of tendon sutures: an in vitro study in sheep Achilles tendon. *Foot Ankle Int*, 2002. 23(12): p. 1126-30.
123. Ding, W.G., et al., Comparison between tenocutaneous suture and Kessler suture techniques in treating acute closed Achilles tendon rupture. *Foot Ankle Surg*, 2014. 20(2): p. 105-8.
124. Bunnell, S., TREATMENT OF TENDONS IN COMPOUND INJURIES OF THE HAND. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 1941. 23(2): p. 240-250.
125. Kessler, I., The "grasping" technique for tendon repair. *The Hand*, 1973. 5(3): p. 253-255.
126. Giesen, T., et al., Flexor pollicis longus primary repair: further experience with the tang technique and controlled active mobilization. *J Hand Surg Eur Vol*, 2009. 34(6): p. 758-61.
127. Labana, N., et al., A biomechanical analysis of the modified Tsuge suture technique for repair of flexor tendon lacerations. *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)*, 2001. 26(4): p. 297-300.
128. Ethicon. Ethibond Excel polyester product information: <http://www.ethicon.com/healthcare-professionals/products/wound-closure/non-absorbable-sutures/ethibond-excel-polyester#!overview>. 2016.
129. Kim, J.C., et al., Comparison of tensile and knot security properties of surgical sutures. *J Mater Sci Mater Med*, 2007. 18(12): p. 2363-9.
130. Ethicon, PDS II polydioxanone product information: <http://www.ethicon.com/healthcare-professionals/products/wound-closure/absorbable-sutures/pds-two-polydioxanone#!description-and-specs>. 2016.
131. Chantarasak, N.D. and R.H. Milner, A comparison of scar quality in wounds closed under tension with PGA (Dexon) and Polydioxanone (PDS). *Br J Plast Surg*, 1989. 42(6): p. 687-91.
132. Enwemeka, C.S., Inflammation, cellularity, and fibrillogenesis in regenerating tendon: implications for tendon rehabilitation. *Phys Ther*, 1989. 69(10): p. 816-25.
133. Askeland Donald R, P.P.P., *The science and engineering of materials*, 5th. 2006: Cengage Learning.
134. Maganaris, C.N. and J.P. Paul, Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of Biomechanics*, 2002. 35(12): p. 1639-1646.
135. Herbort, M., et al., Biomechanical comparison of the primary stability of suturing Achilles tendon rupture: a cadaver study of Bunnell and Kessler techniques under cyclic loading conditions. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2008. 128(11): p. 1273-7.
136. Watson, T.W., et al., The strength of Achilles tendon repair: an in vitro study of the biomechanical behavior in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int*, 1995. 16(4): p. 191-5.
137. Sadoghi, P., et al., Initial Achilles tendon repair strength--synthesized biomechanical data from 196 cadaver repairs. *Int Orthop*, 2012. 36(9): p. 1947-51.
138. McCoy, B.W. and S.L. Haddad, The strength of achilles tendon repair: a comparison of three suture techniques in human cadaver tendons. *Foot Ankle Int*, 2010. 31(8): p. 701-5.
139. Gebauer, M., et al., Mechanical evaluation of different techniques for Achilles tendon repair. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2007. 127(9): p. 795-9.
140. Ortiz, C., et al., Biomechanical comparison of four methods of repair of the Achilles tendon: a laboratory study with bovine tendons. *J Bone Joint Surg Br*, 2012. 94(5): p. 663-7.
141. Huffard, B., et al., Achilles tendon repair: Achillon system vs. Krackow suture: an anatomic in vitro biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2008. 23(9): p. 1158-64.

142. Longo, U.G., et al., A biomechanical comparison of the primary stability of two minimally invasive techniques for repair of ruptured Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2012. 20(7): p. 1392-7.
143. Lewis, N. and H.M. Quitkin, Strength analysis and comparison of the Teno Fix Tendon Repair System with the two-strand modified Kessler repair in the Achilles tendon. *Foot Ankle Int*, 2003. 24(11): p. 857-60.
144. Jaakkola, J.I., et al., Achilles tendon rupture repair: biomechanical comparison of the triple bundle technique versus the Krakow locking loop technique. *Foot Ankle Int*, 2000. 21(1): p. 14-7.
145. Labib, S.A., et al., The "Giftbox" repair of the Achilles tendon: a modification of the Krackow technique. *Foot Ankle Int*, 2009. 30(5): p. 410-4.
146. Lee, S.J., et al., Optimizing Achilles tendon repair: effect of epitendinous suture augmentation on the strength of achilles tendon repairs. *Foot Ankle Int*, 2008. 29(4): p. 427-32.
147. Shepard, M.E., D.P. Lindsey, and L.B. Chou, Biomechanical testing of epitendon suture strength in Achilles tendon repairs. *Foot Ankle Int*, 2007. 28(10): p. 1074-7.
148. Uchiyama, E., et al., A modified operation for Achilles tendon ruptures. *Am J Sports Med*, 2007. 35(10): p. 1739-43.
149. Yildirim, Y., et al., [Tendon holding capacities of the suture materials used in repairing Achilles tendon rupture]. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2006. 40(2): p. 164-8.
150. Yamagami, N., et al., Optimum suture material for locking technique in tendon repair: effects of suture friction in mobilization. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2011. 26(5): p. 529-34.