



**T.C.**  
**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ**  
**PLASTİK, REKONSTRÜKTİF VE ESTETİK CERRAHİ ANABİLİM DALI**

**TENDON HASARI SONRASI GELİŞEN YAPIŞIKLIĞIN ÖNLENMESİNDE**  
**İKİ TARAFLI KOMPOZİT MEŞ BİOMATERYAL**  
**(HI-TEX PARP MP) KULLANIMI:**  
**DENEYSEL ÇALIŞMA**

**Dr. Madına RAHIMLI**

**UZMANLIK TEZİ**

**BURSA-2009**



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ  
PLASTİK, REKONSTRÜKTİF VE ESTETİK CERRAHİ ANABİLİM DALI**

**TENDON HASARI SONRASI GELİŞEN YAPIŞIKLIĞIN ÖNLENMESİNDE  
İKİ TARAFLI KOMPOZİT MEŞ BİOMATERYAL  
(HI-TEX PARP MP) KULLANIMI:  
DENEYSEL ÇALIŞMA**

**Dr. Madına RAHIMLI**

**Danışman: Prof. Dr. Ramazan KAHVECİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**BURSA-2009**

## İÇİNDEKİLER

İçindekiler.....	i
Türkçe özet.....	ii
İngilizce özet.....	iv
Giriş.....	1
Gereç ve Yöntem.....	6
Bulgular.....	13
Tartışma ve Sonuç.....	26
Kaynaklar.....	31
Teşekkür.....	34
Özgeçmiş.....	35

## ÖZET

Tendonlar iskelet kas sisteminin bir ünitesi olarak kaslardan kemiklere kuvvet iletimi yapan yapılardır. Genel nüfusun artan oranda fiziksel ve rekreasyonel aktivitelere katılımından dolayı yumuşak doku yaralanmaları ve buna bağlı maliyet ve morbidite de artma eğilimindedir. Bu nedenle tendon işlevlerinin kritik önem arz ettiği elde, tendon yaralanmalarının onarımı elin işlevselliğinin korunması açısından önemlidir.

Tendon tamirleri sonrasında oluşan yapışıklıklar tedavi sonuçlarını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu, hem tedavi maliyetlerini hem de morbiditeyi arttırmaktadır. Tendon onarımı sonrası gelişen yapışıklıkların önlenmesinde interpozisyonel olarak çok çeşitli yapay ve biyolojik membranlar yaygın şekilde kullanılmıştır. Kullanılan materyaller, cellophane, silikon yapraklar, paratenon, amniotik membran, şitosan membran, hidrojel sealant (FocalSeal-I), otojen ven greftlerini, seprafilm ve ekspande politetrafluoretane (e-PTFE) içerir.

Hi-Tex PARP-MP meş genel cerrahide herni onarımında ve intraperitoneal olarak kullanılmaktadır. Meşin hızlı doku fiksasyonu için geçirgen polietilene teraftalate (PET) yüzeyi ve hücre penetrasyonunu önlemek için hidrofobik olan polieter uretane (PEU) yüzeyi vardır 1 mm kalınlığında makroperfore bir yapıya sahiptir. PARP-MP meşi mükemmel çok yönlü mekanik özelliklere ve yırtılmaya karşı eşsiz bir dirence sahiptir.

Çalışma 17 adet Yeni Zelanda tavşanı kullanılarak gerçekleştirildi. Her iki arka bacaklarının aşil tendonları opere edildi. Opere edilen aşil tendonları 3 gruba ayrıldı. Grup A'da tendon onarım sonrası biomateryal uygulanmadı. Grup B'deki hayvanlara Hi-Tex PARP-MP meşin yapışmayı önleyen PEU kaplı yüzeyi tendona bakacak şekilde tendon etrafında tubülerize edildi. Grup C'deki hayvanlara Hi-Tex PARP-MP meşin dokuya yapışık olan PET yüzeyi tendona bakacak şekilde tendon etrafında tubülerize edildi. Makroskopik ve histolojik değerlendirme sonucunda, C grubu deneklerde,

tendon ile evre doku arasındaki yapışıklıkların minimal düzeyde olduğu saptandı.

Sonuçta; Hi-Tex PARP-MP meşin, tendon vaskülarizasyonu ve iyileşmesini olumsuz yönde etkilemeden tendon yapışıklıklarını engelleyebildiği görüldü.

**Anahtar kelimeler:** Tendon, yapışıklık, Hi-Tex PARP-MP meş.

## **SUMMARY**

### **Using of Dual Layer Composite Mesh Biomaterial (HI-TEX PARP MP MESH) in order to Prevent Adhesions After Tendon Injury: An Experimental Study.**

Tendons, as a unit of musculoskeletal system, are structures that transfers power from muscles to bony structures. As larger portions of the general population participate in physical and recreational activities every year, the frequency of soft tissue injuries is likely to increase as well, resulting in increasing health care costs and patient morbidity. For that reason in hand, where the tendons are critical for functionality, repairing of tendon injuries and restoring the function of the hand is very important.

Adhesion formations after tendon repair affects the results of the treatment adversely. This increases overall cost and morbidity. Interpositional materials have been widely used in order to prevent adhesions after tendon repair. Especially artificial or biologic membranes have become increasingly popular, such as cellophane, polyethylene film, silicone rubbersheets, paratenon, amniotic membrane, chitosan membrane, autogenous vein graft, expanded polytetrafluoroethylene (e-PTFE).

Hi-Tex PARP-MP mesh is used intraperitoneally and for hernia repair in general surgery. This mesh has one permeable side in polyethylene terephthalate (PET) for rapid tissue fixation and another side in polyurethane (PEU), hydrophobic in order to avoid cell penetration. It is 1 mm thick composite structure macro-perforated prosthesis. The mesh has excellent multidirectional mechanical properties and resistance to tearing.

The study is performed on 17 New Zealand rabbits. The achilles tendons of posterior extremities were operated. The operated achilles tendons were divided in three groups. In group A, the biomaterial was not applied on

repaired tendon. In group B, Hi-Tex PARP-MP mesh was tubularised around the tendon in manner that adhesion preventing PEU surface facing the tendon. In group C, Hi-Tex PARP-MP mesh was tubularised around the tendon, in a manner that tissue adhesive PET surface facing the tendon.

As a result of macroscopic and histological evaluations, in group C adhesions between the tendon and surround tissue were minimal. It has been seen that Hi-Tex PARP-MP mesh can prevent tendon adhesions whithout interferring tendon vascularization and tendon healing process.

**Key Words:** Tendon, Adherence, HI-TEX PARP MP M-mesh.

## GİRİŞ

Tendonlar iskelet kas sisteminin bir ünitesi olarak kaslardan kemiklere kuvvet iletimi yapan yapılardır. Amerika Birleşik Devletlerinde yıllık olarak bildirimi yapılan 33 milyon kas iskelet sistemi yaralanmalarının kabaca %50'si tendon ve ligamanları da içeren yumuşak doku yaralanmalarıdır. Genel nüfusun artan oranda fiziksel ve rekreasyonel aktivitelere katılımından dolayı yumuşak doku yaralanmaları ve buna bağlı maliyet ve morbidite de artma eğilimindedir (1). Bu nedenle tendon işlevlerinin kritik önem arz ettiği elde, tendon yaralanmalarının onarımı elin işlevselliğinin korunması açısından kritik öneme sahiptir.

Tendon tamirleri sonrasında oluşan yapışıklıklar tedavi sonuçlarını olumsuz etkilemektedir. Bu, hem tedavi maliyetlerini hem de hastanın yaşam kalitesini olumsuz etkilemektedir.

Tendonlar metabolik olarak aktif yoğun bağ dokusu ve düzgün sarmallar şeklinde kollajen demetlerinden meydana gelir. Mikroskopik yapılarına bakıldığında az sayıda tendon hücresi (tenosit) ve daha da az sayıda sinoviyal hücre ayırt edilir. Yoğun olarak hücreler arası matriks yapısı izlenir. Matriks, temel olarak Tip 1 ve az miktarda Tip 3, Tip 4 kollajen ile az miktarda elastinden oluşur. Endotenon tendon demetlerini sarar ve proksimalde perimisium ve distalde periosteum ile devamlılık gösterir. Eğer tendon sinoviyal bir kılıf içindeyse en dıştaki tabaka epitenon adını alır. İntrasinoviyal tendon avasküler alanlar barındırır da epitenon vasküler ve hücreli bir yapıdır (1). Tendonların rölatif olarak hücre içermeyen yapılar olduğu ve avasküler alanlar barındırdığına dair erken gözlemler yanlış olarak intrinsik onarım yetkinliklerinin olmadığı ve iyileşme için ekstrinsik adezyonlara gereksinim duydukları şeklinde bir yargıya neden olmuştur.

Uzun yıllar boyunca tendon iyileşmesinde adezyon formasyonunun temel bir rol oynadığı kabul edilmiştir. Dışarıdan gelen fibroblastların ve tendon



kılıfının skar dokusu oluşturan hücrelerin ana kaynağı olduğu düşünülmüştür. Daha sonra hasara karşı başlangıç cevabının, bir çeşit kallus oluşturmak için hasarlı tendon uçları arasındaki “gap”e doğru hücrelerin migrasyonu esnasında, epitenonda olduğu gözlemlenmiştir (2). Vakaların çoğunda hem endotenon hem de epitenon hücreleri yaralı tendondaki boşluğu köprüleştirebilirler. Tendon yaralanmalarının tamiri tendonun bütünlüğünün sağlanmasıyla başlar. Tendon iyileşmesi tipik olarak patolojik skar dokusunun oluşumu ile birlikte olur.

Tendon iyileşmesi sırasında, tendonu çevreleyen yumuşak dokularda mevcut olan fibroblastların, tendon uçlarına doğru göçü sonrasında ortaya çıkan onarım dokusu ile yapışıklık oluşmaktadır (3). Fibrotik ekstrasellüler matriksten oluşan restriktif mekanik köprüler normal olarak farklı doku yüzeyleri arasındaki kayma hareketini engeller. Bu durum işlevselliği bozar (4).

Adezyon oluşumunu azaltan, tendon kuvvetini arttıran ve intrinsik iyileşmeyi kolaylaştıran suture teknikleri ve kontrollü hareketlerin değerlendirildiği çok sayıda çalışma vardır. Ancak erken aktif hareket protokolleri, vakaların yalnızca %69-%89’unda optimal sonuç vermektedir. Tendon onarımı sonrası yapışıklıklara bağlı gelişen tendon kayma hareketindeki azalma, fleksör tenoliz ile düzeltilebilir. Ancak vakaların %67’sinde başarı sağlayan tenolizin, kendisi de adezyon oluşumunu stimüle eder (4).

Adezyon ve onarım hücreleri olan fibroblastlar “ekstrinsik” olarak sinoviyal kılıftan ve “intrinsik” olarak tendon yüzeyinden hasarlı alana doğru göç ederler. Klinik olarak fibroblastların iyileşmeye olan katkısını izole etmenin imkansız olduğu kabul edilmektedir (4).

Yapışıklıkları önleyici ajanların denendiği birçok deneysel çalışma olmasına rağmen, operasyon sonrası gelişen yapışıklıklar hala morbiditenin önemli bir sebebi olarak karşımızda çıkmaktadır. Değişik çalışmalarda, antihistaminikler ve steroidleri de içeren ilaçlar, Lathrogen, beta-aminopropionitrile (BAPN), dimetil sulfoksit (DMSO), karboksi-metilsellüloz (CMC), hyaluronik asit ve lokal 5-florourasil uygulamaları gibi değişik

maddelerin bu amaçla denenmesinin sonuçları ümit vaat edici olmaktan uzaktır (5-8).

Hasarlı yüzeylerin birbiri ile temasını önleyecek cerrahi bir bariyer oluşturup yapışıklıklardan kaynaklı tendon işlevindeki kısıtlamayı önleme fikri doğrultusunda çok çeşitli materyaller bariyer olarak araştırılmıştır. Kullanılan materyaller selofan, silikon yapraklar, paratenon, amniyotk membran, şitosan membran, hidrojel macun (FocalSeal-I), otojen ven greftlerini, seprafilm ve expanded polytetrafluroethylene (e-PTFE) içerir. Weckesser (9), yapışıklığı engellemek için onarım bölgesine fasya latanın dış yüzünden aldığı otojen fasya, human fibrin film, gelfoam, selofan, oksisel pamuk sarmayı denemiş, sonuçta etrafına insan fibrin film ve selofan sarılan tendonların bazılarında ayrılma gözlemiştir. Sonuç olarak tendonların etrafına sarılan film materyallerin tendon beslenmesini ciddi bir şekilde bozabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Stark ve ark. (10) ise yaptıkları çalışmada dijital tendon ve sabit bir yapı arasına paratenon, polyethilene veya silastik yerleştirmişlerdi. Bu çalışma sonucunda kullanılan materyalin tendonun etrafına çepeçevre sarılmaması gerektiği zira bu işlemin revaskülarizasyonu engelleyeceği sonucuna ulaşmışlardır. Skoog ve Persson (11) ise yapışıklığı engellemek için tendon etrafına paslanmaz çelik sarmışlar fakat bu işlemin tendon iyileşmesini geciktirdiğini gözlemlemişlerdir. Görüldüğü gibi yapışıklıkları engellemek için bugüne kadar yapılan girişimlerden istenilen sonuçlar alınamamıştır. İdeal bir materyal, yapışıklık oluşmasını engellemeli, tendon iyileşme sürecini olumsuz etkilememelidir (12-18).

Hi-Tex iki katmanlı kompozit meş, genel cerrahide, abdominal herni onarımlarında ve laparotomilerde karın duvarı defektleri tamiri için kullanılmaktadır. Yeni kullanımda olan bu kompozit meş diğer protezlere göre daha ekonomiktir (16). Hi-Tex PARP MP protezi, 1 mm kalınlıkta kompozit bir yapıdır. Bu protez PET (Polietilen teraftalat)'ten elde edilen örgülü olmayan multiflamanlardan oluşan yapıya sahiptir ve bir yüzü ince bir PEU (poliuretane, polieter uretane) tabaka ile kaplanmıştır (19-21). Hi-Tex PARP MP meşi tüm

yüzeyi boyunca makroperfore bir yapıya sahiptir. Hi-Tex PARP MP meşi farklı fonksiyonu olan iki yüzeye sahiptir:

1. PET yüzeyi geçirgen olan tabakadır. Dokulara hızla fikse olur.
2. PEU tarafı pürüzsüz yapışmayan yüzeydir. Dokular ile olan sıvı transferine izin veren kısımdır.

Hi-Tex PARP MP protezi çok yönlü mekanik özelliklere ve yırtılmaya karşı benzersiz bir dirence sahiptir. Materyal aynı zamanda tamamen inert ve ajirojeniktir. PET'in tekstilde ve endüstride çok geniş bir kullanım alanı vardır. PET, katı, sert, dayanıklı, stabil suyu az absorbe eden bir materyaldir. Çok iyi gaz geçirgenliği olmakla birlikte iyi bir kimyasal dirence sahiptir (19-21).

PET, bir çeşit termoplastik elastomerdur ve özellikle gıda endüstrisinde çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (gıda paketlenme filmleri, dondurulmuş gıda paketleri, gazlı içeceklerin ve su şişelerinde vb.).

PET oral olarak alındığında inerttir, temasta cilt için zararsızdır, inhale edildiğinde bir sorun oluşturmaz. Hayvanlar üzerinde yapılan beslenme deneylerinde PET'in toksisitesini gösteren kanıta rastlanmamıştır. Ayrıca DNA sentezi ile ilgili çalışmalar PET' in genotoksik olmadığını göstermektedir (22).

PET yaygın şekilde alkolsüz içecek şişelerinde kullanılmaktadır ve kimyasal olarak geri dönüştürülebilir. Berrak, sert, güvenilir, saydam ve kimyasallara dirençli, kolay şekillendirilebilir ve ekonomiktir. Dayanıklılığından dolayı özellikle implantasyonda olmak üzere biomateryal olarak kullanılmaktadır. Günümüzde PET'in medikal kullanımı implante edilebilir sütürler, cerrahi meşler, vasküler greftler, kalp kapak dikişleri için manşon ve perkütan kateterlerin komponenti olarak kullanımını içermektedir (23).

PEU termoplastisite ve işlenebilirlik gibi avantajları olan ve kauçuğun mekanik ve fiziksel özelliklerini barındıran termoplastik bir elastomerdur. Yüksek performansı ve genel olarak dayanıklılığından dolayı PEU geniş bir yelpazedeki kritik kullanım alanları için seçilecek materyal konumuna gelmiştir. Poliester ile karşılaştırıldığında nem geçirgenlik oranları ve yüzey sarma özelliği daha iyidir. Ayrıca yüksek nem oranlarında stabilitesini korumaktadır. Polieterler mantarlara

karşı daha dirençlidirler. Üretan, üzerinde çalışmaya müsaittir ve başka maddeler ile kullanılmak üzere hızlıca modifiye edilebilir. Poliüretan filmler düşük sıcaklık derecelerinde fleksibilite özelliğini korurlar. Dayanıklı olduklarından ince bir film şeklinde kullanılabilirler. Ayrıca kendi boyutlarının %800'ine kadar orijinal boyutlarına geri dönme yeteneğini kaybetmeden uzatılabilirler. Abrazyon direnci bu materyalların koruma amacıyla değişik alanlarda kullanılmasını sağlamıştır. Hidrokarbonlara, kimyasal maddelere, ozona, bakterilere, mantarlara, neme ve cilt yağlarına mükemmel direnç gösterir. PEU mükemmel hidrolitik dayanıklılığından dolayı son 20 yılda tıbbi cihazlarda kullanılmaya başlamıştır. PEU'nun tıpta kullanıldığı başlıca alanlar arasında kompresyon giysileri, basınç infuzyon pompaları ve ergonomik buz torbaları sayılabilir (24). Yapılmış çalışmalarda PEU'ların ölçülebilir bir enflamatuvar yanıtı neden olmadıkları, hafif bir inflamatuvar cevap ve normal yara iyileşmesi ile birlikte biyouyumlu kabul edilebilecekleri gösterilmiştir (25).

Bu özelliklerinden dolayı bu materyali el cerrahisi pratiğinin önemli bir sorunu olan fleksör tendon yaralanmaları sonrası oluşan yapışıklıkları ve buna bağlı olarak gelişen işlev bozukluklarını önleme amaçlı kullanılabilirliğini araştırdık.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada deney hayvanı olarak ağırlıkları 2.5 kg ile 3.5 kg arasında değişen, rastgele seçilen 17 adet Yeni Zelanda tavşanı kullanıldı.

Çalışma Uludağ Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu (HADYEK) 01.09.08 tarihli B.30.2.ULU.0.8Z.00.00/223 sayılı onayı ile, kurul denetiminde Uludağ Üniversitesi Deney Hayvanları Yetiştirme ve Araştırma Merkezi ve Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embrioloji Anabilim Dalı laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

### Anestezi

Bütün hayvanlarda 55mg/kg 'Ketamin Hidroklorid' (Ketalar) ve 5mg/kg 'Xylazin Hidroklorid' ( Rompun HCl % 2) intramusküler enjeksiyonları ile sağlandı.

### Cerrahi Teknik

Anestezi sonrası hayvanların arka ekstremiteleri posterior yüzleri traşlanarak 'Povidon Iyot' ile yıkandı. Operasyon bölgesi steril olarak örtüldü. Posteriodan yapılan longitudinal insizyonla aşil tendonlarına ulaşıldı (Şekil-1). Tavşanların mevcut olan üç adet aşil tendonlarından birine standart şekilde parsiyel %80 tenotomi uygulandı ve modifiye Kessler sutureyle primer tendon onarımı yapıldı. (Şekil-2). Onarılan tendonlar 3 gruba ayrıldı.

Grup A'daki hayvanlara ek girişim yapılmadı (Şekil-3).

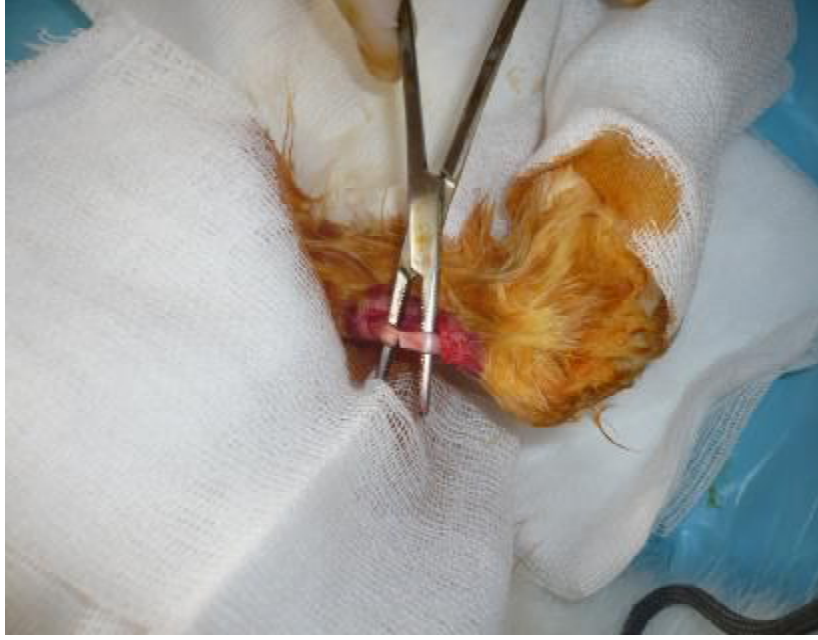
Grup B'deki hayvanlara tendon onarımı sonrası 1,5x1cm'lik HI – TEX PARP MP meşin yapışmayı önleyen PEU kaplı yüzeyi tendona, dokuya adere olan PET yüzeyi çevre yumuşak dokulara bakacak şekilde onarım alanı

ortalanarak tendon etrafında tubülerize edildi (Şekil - 4,5). Tendon kılıfı onarılmadı.

Grup C'deki hayvanlara tendon onarımı sonrası 1,5x1cm'lik HI – TEX PARP MP meşin dokuya yapışık olan PET yüzeyi tendona, yapışmayı önleyen PEU kaplı yüzeyi çevre yumuşak dokulara bakacak şekilde onarım alanı ortalanarak tendon etrafında tubülerize edildi. Tübularizasyon sırasında meşin iki kenarı 5/0 polypropilen suturele kontinü şekilde suture edildi. Meşin immobilizasyonu epitenona suture edilerek sağlandı (Şekil - 6).



**Şekil -1:** Posteriore yapılan longitudinal insizyon



**Şekil - 2:** Kısmi(%80) tenotomi yapılan Aşil tendonu



**Şekil-3:** Modifiye Kessler suture ile primer tendon onarımı

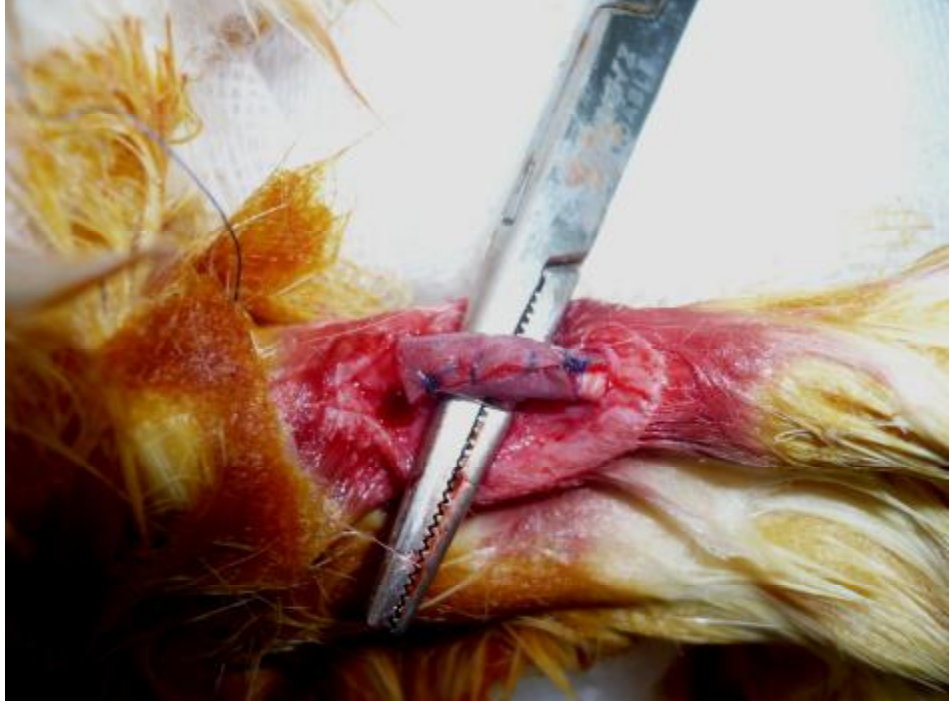


**Şekil - 4:** Meşin adezyonu önleyen yüzeyinin tendona bakacak şekilde yerleştirilmesi



**Şekil - 5:** Meşin onarım alanı ortalanarak tendon etrafında tubülerize edilmesi





**Şekil - 6:** Meşin dokuya yapışma özelliği olan yüzeyi tendona, yapışmayı önleyen yüzeyi çevre yumuşak dokulara bakacak şekilde onarım alanı ortalanarak tendon etrafında tubülerize edilmesi. Meşin, interpozisyonunu önlemek amacıyla epitenona da suture edilmesi

Tüm deneklere 5/0 polypropilenle cilt sutureasyonunu takiben immobilizasyon amacıyla arka ekstremitte posterior yüzlerine bacadan ayak tabanı ortasına uzanacak şekilde alçı atel uygulandı (Şekil - 7, 8, 9).



**Şekil - 7:** 5/0 polypropilen ile cilt sutureasyonu



**Şekil - 8, 9:** İmmobilizasyon amacıyla arka ekstremitte posterior yüzlerine bacadan ayak tabanı ortasına uzanacak şekilde alçı atel uygulanması

Üç haftalık bekleme periyodundan sonra aynı anestezi ve cerrahi yöntemle opere aşil tendonuna ulaşıp proksimal ve distalden blok olarak kesilerek histolojik inceleme için nötral formalin solusyonu içine konuldu.

### **Makroskopik Değerlendirme**

Tendonun çevre dokulara olan yapışıklığı makroskopik olarak ve tendonun pasif kayma hareketi gözlemlenerek değerlendirildi.

## **İstatistiksel Analiz**

Tez verilerinin analizi SPSS 13.0 (Chicago, IL.) programında yapılmıştır. Vaskülarizasyon, yabancı cisim reaksiyonu, adezyon ve fibrozis değişkenlerine ilişkin skor değerleri (0: yok, 1: hafif derecede, 2: orta derecede, 3: belirgin derecede) ortalama, standart hata ve medyan değerleri ile birlikte verilmiştir. Skor değerlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel olarak anlam düzeyi  $p < 0,05$  kabul edilmiştir.

## **Histolojik İnceleme**

Doku örnekleri deney hayvanından alınır alınmaz nötral formalin içine konuldu. Tüm örnekler bir hafta süreyle fikse edildi. Daha sonra doku takibi aşamasında derecesi yükselen (%50, %70, %90, %100 ) alkol serisinden geçirilip dehidre edildi. Ksilol ile saydamlaştırılıp parafine gömüldü. Parafin bloklardan 5 mikrometre kalınlığında kesitler alındı ve hematoksilin-eozin yöntemi ile boyanarak entellan ile kaplandı. Preparatlar fibrozis vaskülarizasyon, inflamatuvar hücre infiltrasyonu ve adezyon açısından (-; yok, +; hafif, ++; orta, +++; ileri derecede ) (18) değerlendirildi ve Olympos BX50 fotomikroskobu ile fotoğraflandı.

## BULGULAR

### Makroskopik Değerlendirme

Tüm deneklerde, enfeksiyon, hematoma ve tendon rüptürü gelişmeden tendonlarda iyileşme görüldü.

Grup A (kontrol) deneklerde, onarım bölgesinde çevre dokulara ve onarım uygulanmayan diğer iki tendona yapışıklık görüldü. Dermise kadar uzanan skar dokusu mevcut idi. Pasif hareketlerde, tendonda yeterli kayganlık tespit edilmedi. Tendon çevre doku arası adezyonlar disseksiyon ile zorlukla ayrılıyordu (Şekil - 10).



**Şekil-10:** Grup A - Onarım bölgesi ve çevre dokuların arasında gelişen yapışıklıkların makroskopik görüntüsü

Grup B deneklerde, PARP-MP meş (PET yüzeyi) ile çevre dokular arasında yoğun adezyon saptanırken, tendon ile meş (PEU yüzeyi) arasında

belirgin yapışıklık gözlenmedi. Pasif hareketle, tendon meş içinde kolayca kaydığı saptandı (Şekil - 11).



**Şekil - 11:** Grup B - Tendon ile meş (PEU yüzeyi) arasında gelişen parlak yüzeyli tabakanın makroskopik görüntüsü

Grup C deneklerde meş (PET yüzeyi) tendona bir bütün oluşturacak şekilde sıkıca yapıştığı tespit edildi. Tendon ile çevre dokular arasında hiç adezyon gözlenmedi (Şekil - 12). Tendon, meş ile bir bütün olarak, çevre dokulardan ayrı ve kolayca hareket ediyordu. Meş ile çevre dokular arasında parlak yüzeyli bir tabaka geliştiği görüldü (Şekil - 13).



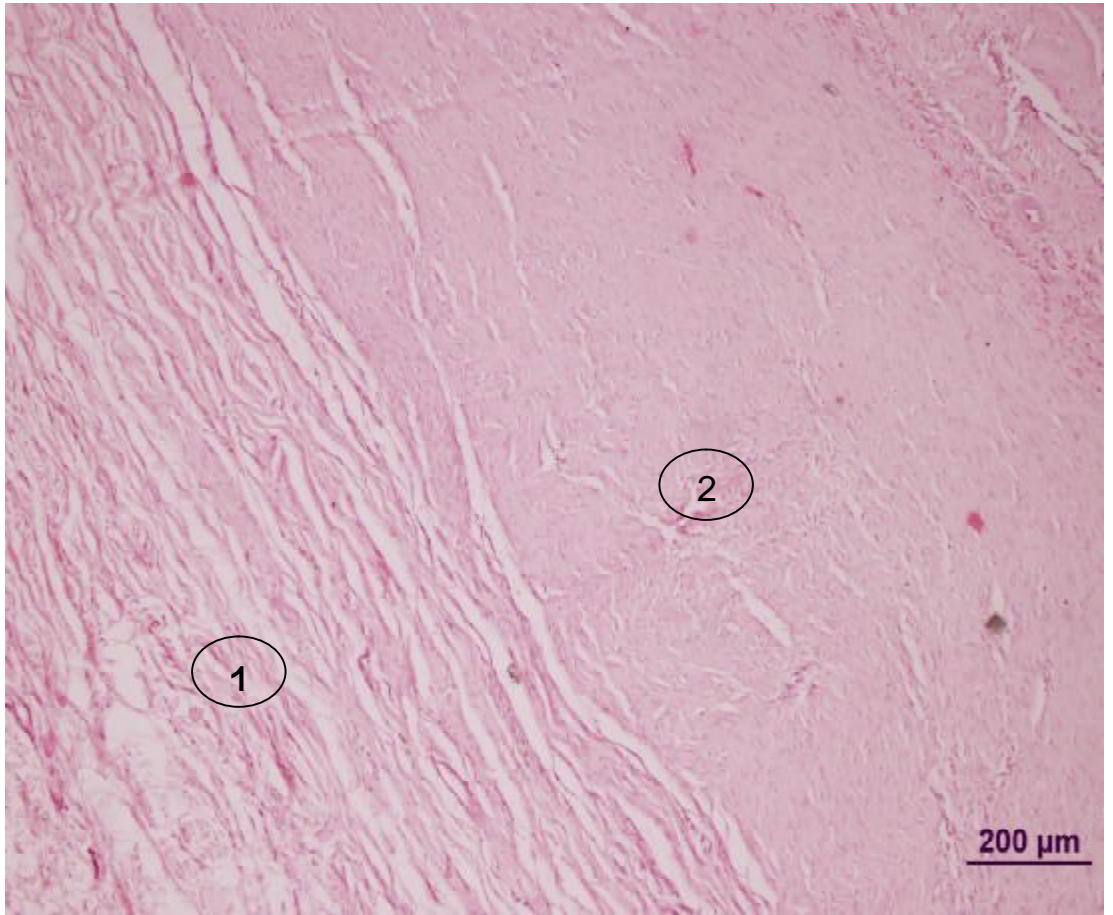
**Şekil - 12:** Grup C - tendon ile çevre dokular arasında hiç yapışıklık gözlenmedi



**Şekil - 13:** Grup C - Meş ile çevre dokular arasında gelişen parlak yüzeyli tabakanın makroskopik görüntüsü

## Histolojik Değerlendirme

Kontrol grubunda (Grup A) belirgin adhezyon ve fibrozis görüldü. Tendon etrafında yeni bağ dokusu oluşumu, neovaskülarizasyon, sellülarite artışı ve fibrozis gözlemlendi. Sadece tendon onarımı yapılan bu grupta inflamatuvar hücre infiltrasyonu çok fazla değildi (Şekil - 14).



**Şekil - 14:** GrupA longitudinal kesit- tendon ve çevre doku arasında adezyonlar mevcut.1-Aşıl tendon; 2-Çevre doku (hematoksilen – eozin)

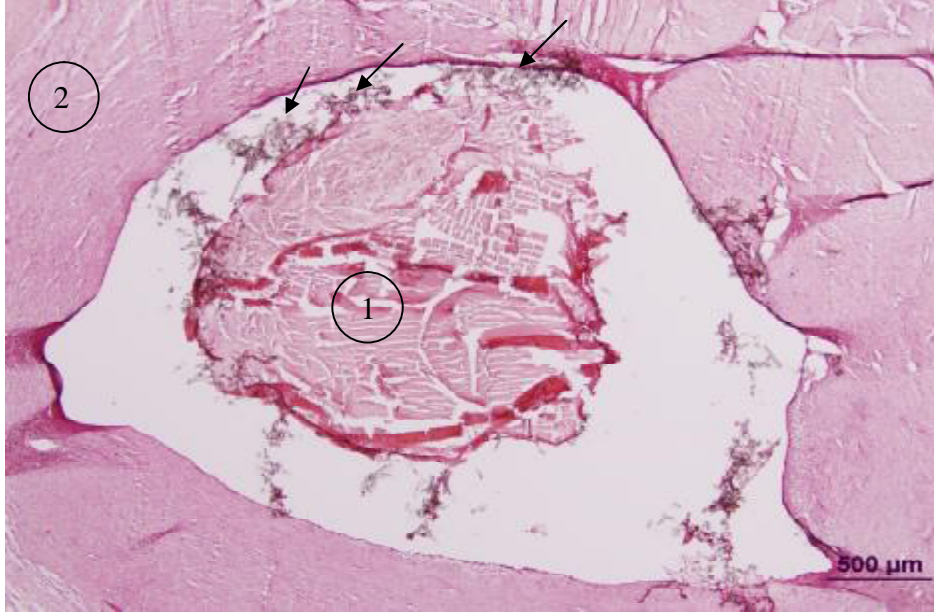
Grup B preparatlarda tendon onarım bölgesi etrafında sarılmış olan biyomateryal kalıntıları boyanmamış olarak izlendi. Bu grupta uygulanan

yöntem adezyonu büyük ölçüde engellemiştir. İncelenen 10 preparatın yalnızca 3'ünde adezyon vardı ama kontrol grubu ile karşılaştırıldığında daha az düzeyde bir yapışıklık görüldü. Tendon etrafına sarılmış olan biyomateryalin içi ve dışında bağ dokusu artışı, fibrozis gözlemlendi. Yeni oluşan bağ dokusunda sellülarite artmıştı. Yeni damar oluşumları onarım bölgesinde orta ve ileri düzeyde izlendi. Bu grupta inflamatuvar hücre infiltrasyonu ve yabancı cisim dev hücrelerinin onarım bölgesinde ve biyomateryalin bulunduğu bölgede çok miktarda olduğu gözlemlendi (Şekil - 15,16).



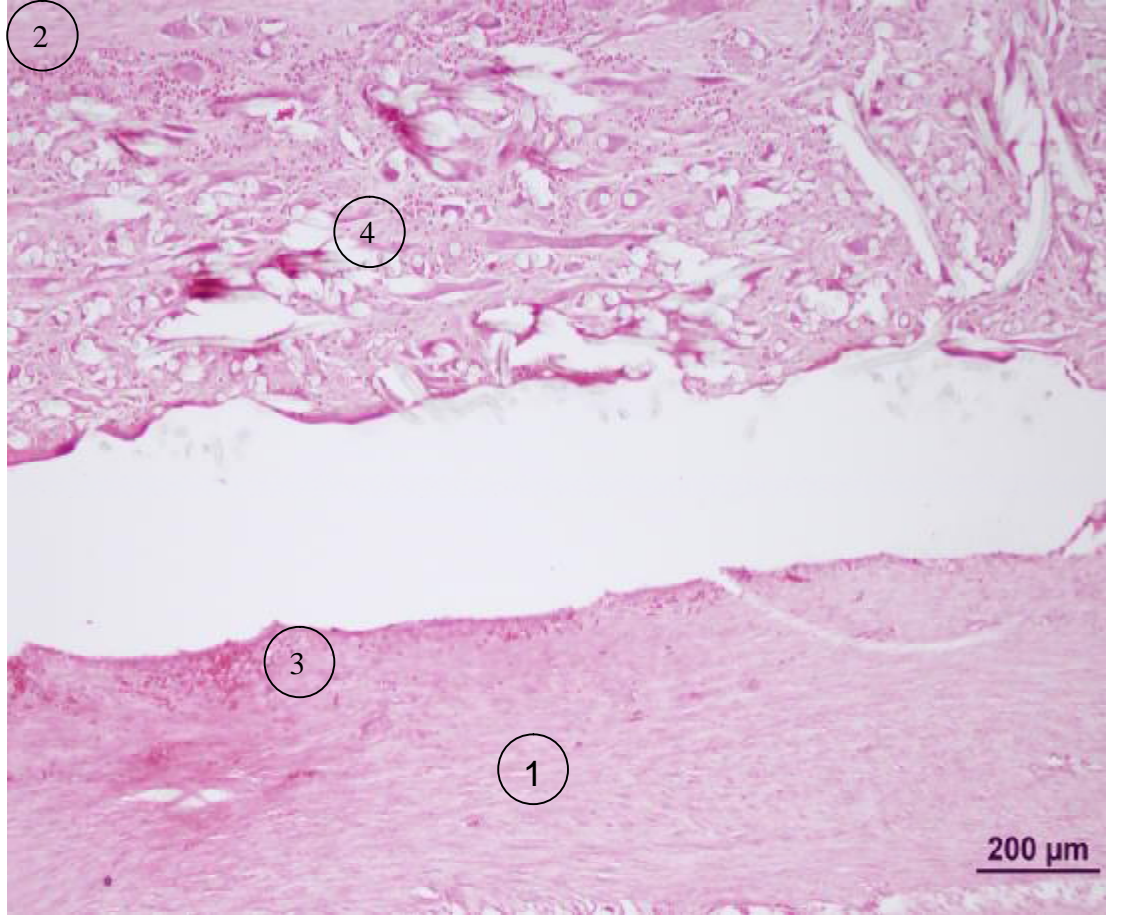
**Şekil - 15:** Grup B longitudinal kesit- tendon ve çevre doku arasında adezyon gözlenmedi (ok ile gösterilen). 1-Aşil tendon; 2- Çevre doku; 3- PARP-MP meş; 4- Meş etrafı bağ dokusu (hematoksilen – eozin).



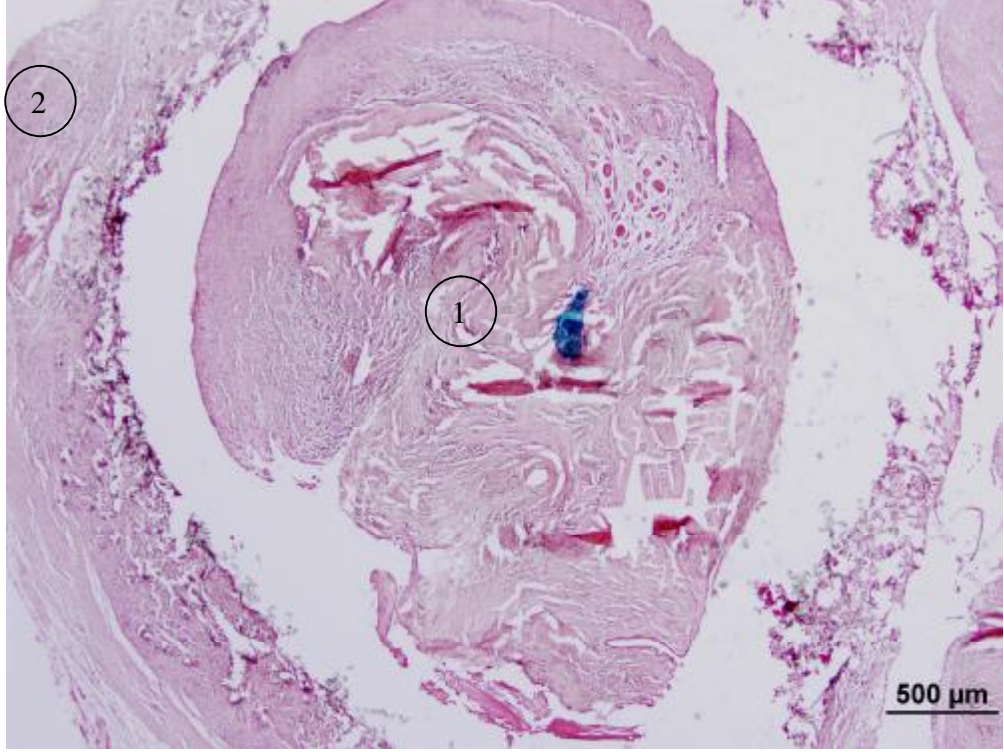


**Şekil - 16:** Grup B transfers kesit- tendon ve çevre dokularda minimal adezyonları mevcut (oklar ile gösterilen). 1-Aşıl tendon; 2- Çevre doku (hematoksilen – eozin)

Grup C kesitlerde adezyona hiç rastlanmadı. Tendon onarım bölgesine sarılmış olan biyomateryal kılıf, onarılmakta olan tendon ile çevre bağ dokusunu belirgin olarak birbirinden ayırmıştı. Çevre bağ dokusunda fibrozis, kesitlerin çoğunda orta derecede, bazılarında ise ileri derecede olarak değerlendirildi (makroskopik olarak gözlendiğimiz meş ile çevre dokular arasında parlak yüzeyli bir tabka). Yeni damar oluşumu hem tendon içinde hem de çevre bağ dokusunda orta ve ileri düzeyde izlendi. Fibrozis alanlarında sellülarite artmıştı ve inflamatuvar hücre infiltrasyonu bu grupta da izlendi. Ancak bu grupta yabancı cisim dev hücreleri bir önceki gruptaki kadar fazla değildi (Şekil - 17,18).

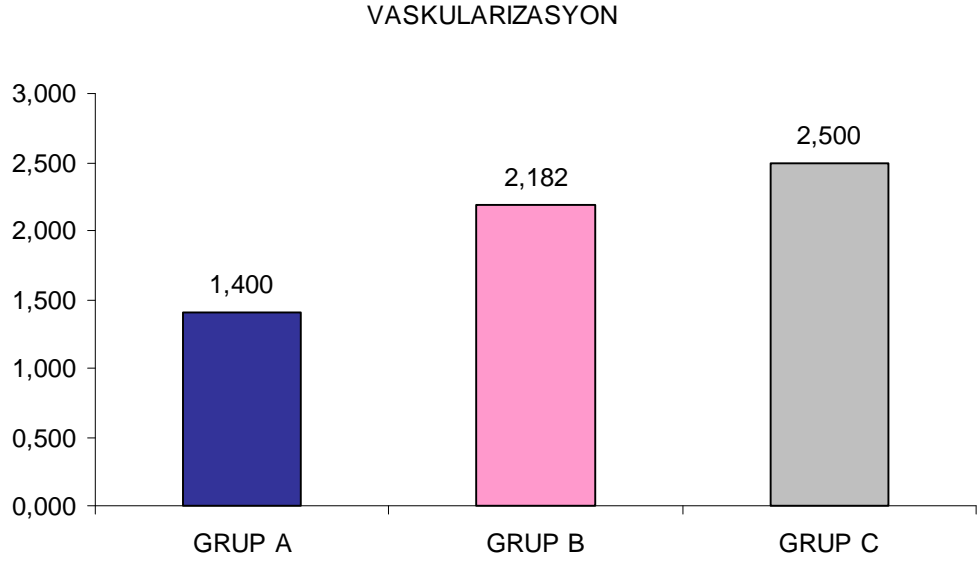


**Şekil - 17:** Grup C longitudinal kesit - Biomateryal ve onun etrafında gelişmiş olan bağ dokusu belirgin olarak birbirinden ayırmıştı. (1-Aşil tendon; 2- Çevre doku; 3- PARP-MP meş; 4- Meş etrafında bağ dokusu) (hematoksilen – eozin)



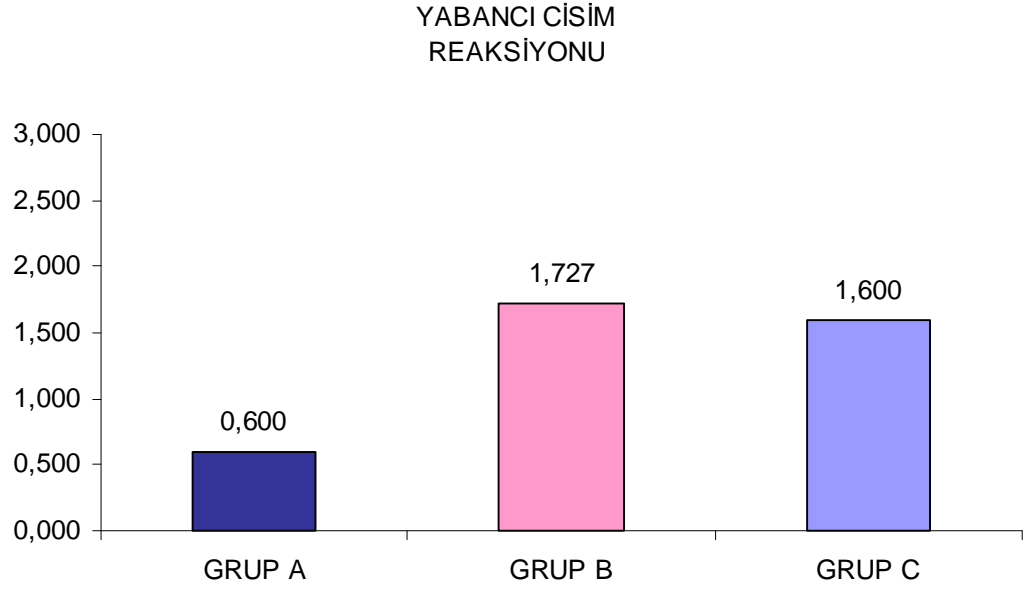
**Şekil - 18:** Grup C transfers kesit - adezyona hiç rastlanmadı (1-Aşil tendon; 2-Çevre doku) (hematoksilen – eozin)

Vaskülarizasyona ait skor değerleri incelendiğinde A grubuna ilişkin ortalama  $1.400 \pm 0.163$ , B grubu için ortalama  $2.182 \pm 0.122$  ve C grubu için  $2.500 \pm 0.167$  olarak bulunmuştur. Üç gruba ait vaskülarizasyon skorları karşılaştırılmış ve anlamlı bir farklılık bulunmuştur ( $p=0.001$ ). İleri analiz olarak grupların ikili karşılaştırılması sonucunda A grubunun skor ortalamasının B ve C gruplarından daha düşük olduğu görülmüş ve bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (A-B:  $p=0.008$ , A-C:  $p=0.002$ ). B ve C gruplarının vaskülarizasyon değerlerine ait skor ortalamaları arasında farklılık olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Grupların vaskülarizasyon skorlarına ait değerler Şekil - 19 da gösterilmiştir.



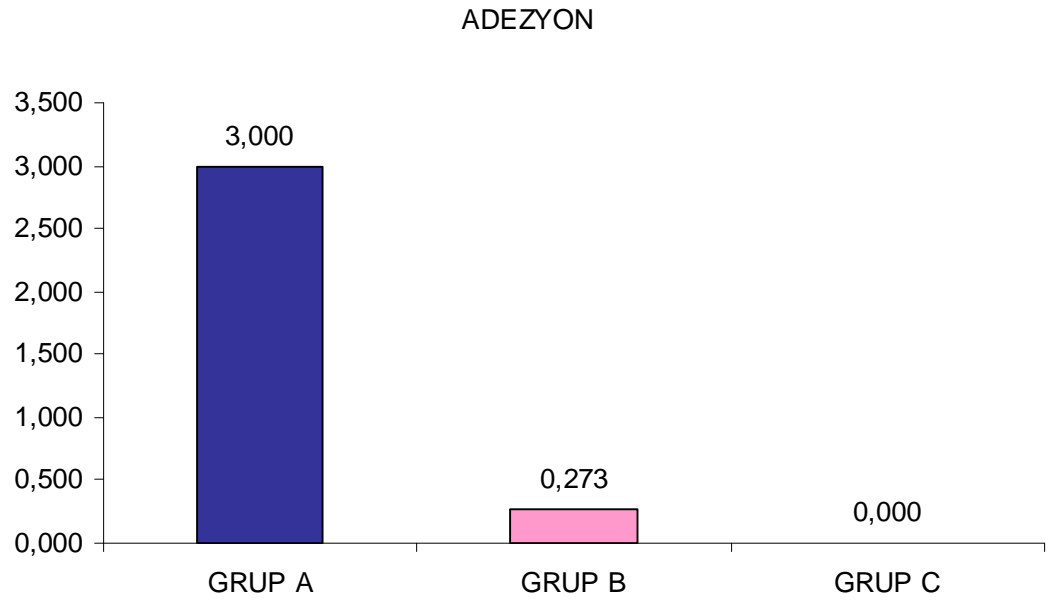
**Şekil - 19:** Grupların vaskülarizasyona ait skor değerleri

Yabancı cisim reaksiyonuna ait skor değerleri incelendiğinde A grubuna ilişkin ortalama  $3.00 \pm 0.00$ , B grubu için ortalama  $1.727 \pm 0.237$  ve C grubu için  $1.600 \pm 0,1673$  olarak bulunmuştur. Üç gruba ait yabancı cisim reaksiyonu skorları karşılaştırılmış ve anlamlı bir farklılık bulunmuştur ( $p=0.002$ ). İleri analiz olarak grupların ikili karşılaştırılması sonucunda A grubunun skor ortalamasının B ve C gruplarından daha düşük olduğu görülmüş ve bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (A-B:  $p=0.004$ , A-C:  $p=0.003$ ). B ve C gruplarının yabancı cisim reaksiyonu değerlerine ait skor ortalamaları arasında farklılık olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Grupların yabancı cisim reaksiyonu skorlarına ait değerler Şekil – 20 de gösterilmiştir.



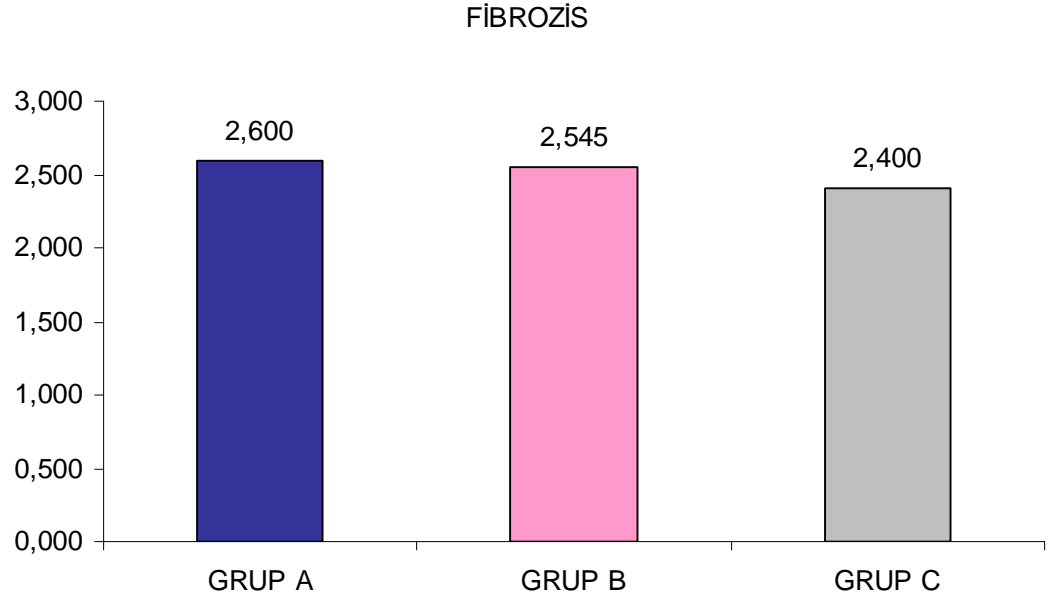
**Şekil - 20:** Grupların yabancı cisim reaksiyonuna ait skor değerleri

Adezyona ait skor değerleri incelendiğinde A grubuna ilişkin ortalama  $0.600 \pm 0.163$ , B grubu için ortalama  $0.273 \pm 0.141$  ve C grubu için  $10.00 \pm 0.00$  olarak bulunmuştur. Üç gruba ait adezyon skorları karşılaştırılmış ve anlamlı bir farklılık bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). İleri analiz olarak grupların ikili karşılaştırılması sonucunda A grubunun skor ortalamasının B ve C gruplarından daha düşük olduğu görülmüş ve bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (A-B:  $p < 0.001$ , A-C:  $p < 0.001$ ). B ve C gruplarının adezyon değerlerine ait skor ortalamaları arasında farklılık olmasına rağmen bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Grupların adezyon skorlarına ait değerler Şekil – 21’ de gösterilmiştir.



**Şekil - 21:** Grupların adezyona ait skor değerleri

Fibrozise ait skor değerleri incelendiğinde A grubuna ilişkin ortalama  $2.600 \pm 0.163$ , B grubu için ortalama  $2.545 \pm 0.157$  ve C grubu için  $2.400 \pm 0.163$  olarak bulunmuştur. Üç gruba ait fibrozis skorları karşılaştırılmış ve anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Grupların adezyon skorlarına ait değerler Şekil - 22 de gösterilmiştir.



**Şekil - 22:** Grupların fibrozise ait skor değerleri

Grupların genel olarak vaskülarizasyon, yabancı cisim uygunluğu, adezyon ve fibrozis değişkenlerine ait belirtici istatistikleri (ortalama, standart hata, medyan) ve bu değişkenlere ait gruplar arası karşılaştırmalar sonucu hesaplanan p değerleri tablo - 1 de verilmiştir.

**Tablo-1:** Gruplara ilişkin belirtici istatistikler

		VASKÜLARİZASY	YABANCI CİSİM			
		ON	REAKSİYONU	ADEZYON	FİBROZİS	
A	GRUBU	N	10	10	10	
		ORTALAMA	1.400	0.600	3.000	2.600
		ST. HATA	0.163	0.163	0.000	0.163
		MEDYAN	1.000	1.000	3.000	3.000
B	GRUBU	N	11	11	11	
		ORTALAMA	2.182	1.727	0.273	2.545
		ST. HATA	0.122	0.237	0.141	0.157
		MEDYAN	2.000	2.000	0.000	3.000
C	GRUBU	N	10	10	10	
		ORTALAMA	2.500	1.600	0.000	2.400
		ST. HATA	0.167	0.163	0.000	0.163
		MEDYAN	2.500	2.000	0.000	2.000
P		<b>0.001<sup>a</sup></b>	<b>0.002<sup>a</sup></b>	<b>&lt;0.001<sup>a</sup></b>	0.660 <sup>a</sup>	
A-B		<b>0.008<sup>b</sup></b>	<b>0.004<sup>b</sup></b>	<b>&lt;0.001<sup>b</sup></b>	-	
B-C		0.223 <sup>b</sup>	0.863 <sup>b</sup>	0.314 <sup>b</sup>	-	
A-C		<b>0.002<sup>b</sup></b>	<b>0.003<sup>b</sup></b>	<b>&lt;0.001<sup>b</sup></b>	-	

<sup>a</sup>: Kruskal-Wallis testi<sup>b</sup>: Mann-Whitney U testi



## TARTIŞMA VE SONUÇ

Elin bir bütün olarak işlevselliğini koruması kendisini oluşturan doku ve yapıların sağlıklı olmasına bağlıdır. Tendonlar elin işlevselliği açısından temel role sahiptirler. Günlük el cerrahisi pratiğinde fleksör tendon yaralanmalarına oldukça sık rastlanmaktadır.

İkinci Dünya Savaşında Bunnell yazdığı El Cerrahisi kitabında zon II kesileri için “No man’s land” terimini ilk defa kullanarak bu bölgede tendon grefti kullanımını önermiştir (26,27). Verdan ve Kleinert 1950’li yıllarda zon II seviyesinde primer onarım ve erken mobilizasyon ile başarılı sonuçlar bildirmişlerdir (28). Tendon onarımında, 40 yıl öncesinde karşılaşılan ciddi sorunlar bugünde geçerliğini az çok sürdürmektedir. Tendon onarımında ana hedef, onarım için uygulanan cerrahi tekniklerden ziyade, cerrahi sonrası tendon iyileşmesi sırasında gelişen yapışıklıkların önlenmesi ve yeterli tendon kayganlığının sağlanması ve fonksiyonun tekrar idame ettirilmesi olmalıdır (29).

Tendonlar, basitçe kas kontraksiyonu ile oluşan kuvvetin eklem hareketi ile sonuçlanacak şekilde kemiklere aktaran kablolar olarak düşünülebilir. Tendonlar predominant olarak kollajen lifleri ve iç şekilli fibroblast benzeri hücreler olan tenositler ile bu hücrelerin içinde bulunduğu iyi düzenlenmiş ekstrasellüler matriksten oluşmuşlardır. Kollajen tenositler tarafından sentezlenir ve tendonun temel yapı taşı oluşturur. Kollajen polipeptidleri komşu heliksler arasında oluşan moleküler arası çapraz bağlar ile kollajen fibrillerine dönüşen üçlü heliks yapısı oluştururlar. Kollajen helikslerinin fibriller şeklinde paralel organizasyonu ve moleküler arası çapraz bağlar tendonun gerilim gücünün artmasını sağlamaktadır (1).

Tendon onarımı, tendon liflerinin devamlılığının ve kayma mekanizmasının tekrar oluşturulması ile başlar. Onarım süreci sırasında, kollajen liflerinin çapı tendonun gerilim kuvvetini azaltacak derecede daha

küçüktür. Kollajen liflerinden oluşan yapısal birimler endotenon ile sarılı gruplaşmalar şeklinde bir araya gelmiştir. Bu gruplaşmalar da daha büyük yapısal birimler olan ve tendonu oluşturmak için epitenon ile sarılı olan fasikülleri oluştururlar. Endotenon fibroblastların devamlılığını korumak için vasküler, lenfatik ve nöral geçiş yollarını barındırır. Epitenon ise fasikülleri birbirine bağlar ve kan damarları, lenfatikler ve sınırlar için destek sağlar.

Tendon hasarı, fibroblastları bir araya toplayıp yaralanma bölgesinde fiziksel devamlılığı sağlayan lokal tenosit populasyonunun kollajen ve diğer ekstrasellüler komponentleri sentezlemesini uyaran, bir takım sinyalleri başlatır (1,30).

Tendon iyileşmesi ile ilgili hipotezlerden biri, ekstrinsik iyileşme hipotezidir. Bu hipoteze göre; fibroblastlar ve diğer inflamatuvar hücreler periferden ve eksternal doku kaynaklarından yaralı bölgeyi istila etmek için göç ederler ve yara iyileşmesi ve rejenerasyon sürecini başlatırlar. Bu süreç, başlangıç aşamasında adhezyon oluşumunu içerir ve dokuların iyileşmesi için iyi bir vasküler ağ gerektirir. Diğer bir hipotez, intrinsik iyileşme hipotezidir. İntrensik iyileşme, endotenon ve epitenondan hücrelerin hasar alanına migrasyonu ve proliferasyonu gerektirir. Bu hücreler ekstraselüler matriks ve internal bir neovasküler ağ oluştururlar (1). Vakaların çoğunda, her iki mekanizma da, tendon lokalizasyonu, travmanın genişliği ve postoperatif hareketi de içeren bir takım faktörlere bağlı olarak iyileşme sürecine dahil olurlar.

Intrinsik mekanizmadan önce aktive olan ekstrinsik mekanizma, başlangıçta oluşan yapışıklıklardan, yüksek sellüeriteye sahip disorganize kollajen matriks ve hasar bölgesinde yüksek su birikiminden sorumludur. Bununla karşılaştırıldığında intrinsik mekanizma kollajen liflerinin reorganizasyonu ve fibriler bütünlüğün korunmasından sorumludur (1, 30, 31).

Klinik olarak her iki mekanizmada meydana gelen hücresel olayları birbirinden ayırmak mümkün değildir. Travmanın ve tedavinin şekli her iki mekanizmanın olaya dahil oluş derecelerini belirler. Tendon iyileşmesi üç faza

ayrılır. İlk faz olan inflamatuvar evre sitokinlerin salınımı, debrislerin fagositozu, fibroblast proliferasyonu ve ekstrinsik epitenon ile intrinsik endotenondan içeriye doğru büyüme ile karakterizedir. İlk faz, hasarı takip eden ilk 72 saat boyunca devam eder. İkinci faz 5. günde başlar fibroblastların kollajen sentezini ve düzensiz kollajen liflerinin oluşumunu içerir. Bu düzensiz kollajen lifleri yaklaşık 28 günde kalınlaşıp düzenli hale gelirler. Erken pasif hareket ile kollajen liflerin maturasyonunun arttığı ve bununda gerilim gücünde iyileşmeyi hızlandırdığı gözlemlendiği için rehabilitasyonda protokollere eklenmiştir. Üçüncü faz 28 gün ile 3 ay arasında devam eden skar dokusunun matüre olduğu, kollajenin yeniden düzenlendiği yeniden şekillenme fazıdır (1,31). Daha yüksek oranda ekstrinsik iyileşme tendon etrafındaki skar dokusunu arttırır ve kaymasını engeller.

Lundborg (32) 1978'de yaptığı çalışmada, intrinsik tenositlerin kollajen üretebilme ve bölünebilme kapasitesini göstermesi ile ekstrinsik fibroblastların iyileşmede esansiyel olmadıkları görüşüne varılmıştır. Yapılmış olan farklı in vitro çalışmalarda, periferel hücre nutrisyonları ortadan kaldırılarak tendonların intrinsik iyileşme kapasiteleri gösterilmiştir (33,34).

Artan sayıda çalışma yapışıklıkları azaltacak biyolojik maddelerin geliştirilmesi üzerinde yoğunlaşmıştır. Bunların dışında intrinsik tendon iyileşme mekanizmasının anlaşılması ile birlikte adezyonları önleyecek cerrahi bariyer olarak değişik maddeler denenmiştir (3-18). Weckesser (9) yaptığı çalışmalarda, tendon onarım hattını fasya latanın dış yüzünden aldığı otojen fasya, human fibrin film, gelfoam, selofan, oksisel pamuk gibi çeşitli materyaller ile sarmıştır. Sonuçta human fibrin film ve selofan ile sarılan tendonların bazılarında rüptür tespit edilmesi üzerine tendonların etrafına sarılan ince materyallerin tendon beslenmesini ciddi bir şekilde bozabileceği sonucuna varmıştır . Stark ve ark. (10) ise yaptıkları çalışmada dijital tendon ve sabit bir yapı arasına paratenon, polietilen veya silastik koymuşlardır. Bu çalışma sonucunda kullanılan materyalin tendonun etrafına çepeçevre sarılmaması gerektiği zira bu işlemin revaskülarizasyonu engelleyeceği sonucuna ulaşmışlardır. Skoog ve Persson (11) ise yapışıklığı engellemek için tendon

etrafına paslanmaz çelik sarmışlar fakat bu işlemin tendon iyileşmesini geciktirdiğini gözlemlemişlerdir. Bu nedenle tendon etrafındaki adezyonları önlemek için cerrahi bir bariyer seçerken ekstrinsik ve intrinsik iyileşme mekanizmalarının aslında iç içe çalıştığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Yapılan bu deneysel çalışmada, genel cerrahi de herni onarımında ve intraperitoneal olarak kullanılan 1 mm kalınlığında makroperfore yapıya sahip, Hi-Tex PARP-MP meş kullanıldı. Farklı fonksiyonlara sahip iki farklı yüzeyden oluşmaktadır. Geçirgen olan PET tarafı hızlıca dokulara fikse olmasını sağlar. Yumuşak dokulara yapışma özelliği olmayan mavi renkli PEU tarafı dokular arasında sıvı transferine izin verir. PARP-MP meşi, yırtılmaya karşı eşsiz bir dirence sahiptir (19-21). İçerdiği iki maddenin biyouyumluluğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir. PET, eklem protez yüzeyleri ve yapay ligamanlar gibi materyallerin yapımında, PEU, adezyon önleme kapasitesinden yararlanarak tıpta değişik alanlarda (vasküler greftler, perkütan kateterler gibi) kullanır (23,35-37).

Sadece tendon onarımının uygulandığı A grubunda yapışıklıklar en yüksek oranda tespit edildi. Bu durum ekstrinsik iyileşme teorisi ile paralel olarak değerlendirildi.

Grup B deneklerde; adezyon oranlarının minimal düzeyde olduğu gözlemlendi. Sadece üç denekte tendon ile tendon tarafına bakan PEU yüzeyi arasında minimal adezyon saptandı. Tendonlar onarım bölgesi etrafına sarılmış olan materyal içinde rahatça kayabiliyordu. Tendon iyileşmesinde ve neovaskülarizasyonda bir sorun olmadığı görüldü. Bu da meşin erken dönemde, tendonun diffüzyon ile olan beslenmesini bozmadığını göstermektedir.

Grup C'de; PARP-MP meşin PET yüzeyinin tendona yapışıp, tendon ile bir bütün yapı oluşturduğu görüldü. Tendon ile bütünleşen meş ve çevre dokular arasında örneklerin hiç birinde yapışıklık gözlenmedi. Tendon, meş ile birlikte çevre dokular arasında kayma hareketini rahatça gerçekleştirebiliyordu. İyileşme bölgesinde neovaskülarizasyon bu grupta en yüksek oranda saptandı.

iyileşme tamamen sorunsuzdu. Bu durum grup C deneklerde ekstrinsik iyileşme mekanizmasından kaynaklanan yapışıklıklar önlenirken intrinsik mekanizma ile tendon iyileşmesinin ön plana çıktığı şeklinde yorumlandı. Grup B'de olduğu gibi bu grupta da erken dönemde tendonun difüzyon ile olan beslenmesi Hi-Tex PARP-MP meş tarafından olumsuz olarak etkilenmemiştir. Meşin kalınlığı 1 mm. olduğundan ve bu grupta materyal tendona iyice yapışık olduğundan dolayı tendon kalınlığında, tendonun pulley sistemlerinden geçişini zorlaştırılacak bir artış olmamaktadır.

Sonuç olarak; Hi-Tex PARP-MP kompozit meş tendon iyileşmesi sırasında oluşan adezyonları önlemede etkili bulundu. Grup B'deki gibi PEU yüzeyi tendona bakacak şekilde sarıldığında tendon ile meş arasında adezyon olmaması ve kayma mekanizmasının sağlanması materyalin pulley rekonstruksiyonunda kullanılabilirliğinin araştırmaya değer olabileceği sonucuna varıldı.

C grubunda; meşin tamamen tendona yapışıp, tendon ile bir bütün yapı oluşturulmasının ve materyalin yırtılmaya karşı olan direncinin tendon gerilme gücünü artırdığı görüşüne varıldı. Bu katkının derecesinin, tendon gerilme kuvvetini test etmeye uygun deney hayvanlarında, araştırılmaya değer olduğu sonucuna varıldı.

## KAYNAKLAR

1. James R, Kesturu G, Balian G, Chhabra AB. Tendon: Biology, biomechanics, repair, growth factors, and evolving treatment options. *J Hand Surg* 2008;33A:102–112.
2. Wojciak B, Crossan JF. The accumulation of inflammatory cells in synovial sheath and epitenon during adhesion formation in healing rat flexor tendons. *Clin Exp Immunol* 1993;93:108-114.
3. Demirkan F, Çolakoğlu N, Herek Ö, Erkula G. Fleksör tendon kesilerinde amniotik zarın kullanımı: tavuklarda deneysel model. *J Arthrop Arthros Surg* 2002;13/1:34-40.
4. Branford AO, Mudera V, Brown RA, McGrouther DA, Grobbelaar AO. A novel biomimetic material for engineering postsurgical adhesion using the injured digital flexor tendon–synovial complex as an in vivo model. *Plast Reconstr Surg* 2008;121:781-790.
5. Thomas SC, Jones DL, Hungerford DS. Hyaluronic acid and its effect on postoperative adhesions in the rabbit flexor tendon clinical. *Clin Orthop Relat Res* 1986;206: 281-289.
6. Zhang CL, Tian WM, Cui FZ. Evaluation of resorbable barrier for preventing surgical adhesions. *Current Applied Physics* 2005;5: 411–416.
7. Uysal G, Mısırlıoğlu A, Öztunç S, Aköz T. Lokal 5-fluorasil uygulanmasının tendon iyileşmesinde adezyon azaltıcı etkisi: Deneysel çalışma. *Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Tıp Dergisi* 2004; 15/3:151-154.
8. Derelioğlu N, Noyan S, Sarısözen B, Gedikoğlu O. Tendon iyileşmesi ve yapışıklık gelişimi üzerinde Hyaluronik Asit, A ve E vitaminlerin etkileri. *Acta Orthop Traumatol Turc* 1999;33/3: 221-224.
9. Weckesser EC. Evaluation of results of tendon repair. *Hand Surgery* 1975;2;137-144.
10. Stark HH, Boyes JH, Johnson L, Ashworth CR. The use of paratenon, polyethylene film or silastic sheeting prevent restricting adhesions to tendons in the hand. *J Bone Hand Surg* 1977;59-61.
11. Skoog T, Persson B. An experimental study of the early healing of tendons. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1954;13:384- 399.
12. Ünlü RE, Ortak T, Uysal AÇ, Alagöz MŞ, Orbay H, Şensöz Ö. Tendon onarımından sonra oluşabilecek yapışıklıkların silikon yaprak sarılarak önlenmesi: Deneysel çalışma. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası* 2003;56/1:19-24.
13. Hanff G, Dahlin LB, Lundborg G. Reconstruction of flexor tendon pulley with expanded polytetrafluoroethylene (E-PTFE): An experimental study in rabbits. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1991;25/1:25-30.

14. Hanff G., Abrahamsson S.O. Matrix synthesis and cell proliferation in repaired flexor tendons within E-PTFE reconstructed flexor tendon sheaths . J Hand Surg 1996;21/5:642-646.
15. Robert E H, Brian R. The use of a Hydrogel Sealant on flexor tendon repairs to prevent adhesion formation. Ann Plast Surg 2006;56/1:54-58.
16. Alkan F, Üzcü C, Ortatlı M, Ceylan C, Karaman M. Köpeklerde tendon adezyonlarının önlenmesinde fascia lata otogreftinin kullanımı. Turk J Vet Anim Sci 2002;26:957-964.
17. Menderes A, Mola F, Tayfur V, Vayvada H, Barutcu A. Prevention of peritendinous adhesions following flexor tendon injury with seprafilm. Ann Plast Surg 2004;53:560-564
18. Karakurum G., Büyükbeci O., Kalender M. Güleç A. Seprafilm interposition for preventing adhesion formation after tenolysis . J Surg Res 2003;113:195-200.
19. Bove A, Pugente S, Corradetti L, Bogarzoni G, Palone G, Corbellini L. Preliminary results in the use of a new composite prosthesis in incisional hernia repair. G Chir 2007; 28:446-50.
20. [20.http://unomed.ch/en/prodetails.php](http://unomed.ch/en/prodetails.php). Erişim tarihi: 16.02.09. Konu: Hi-  
Tex PARP MP.
21. [21.http://www.Texhitec.com/products/digestive-surgery/hitex-  
compo/THT-compozitePDF](http://www.Texhitec.com/products/digestive-surgery/hitex-compo/THT-compozitePDF). Erişim tarihi: 16.02.09. Konu: Hi-Tex  
kompozit meş.
22. [22.http://www.plasticsinfo.org/splastcsinfo/secgeneric.asp?CID=657&DI  
D=2605](http://www.plasticsinfo.org/splastcsinfo/secgeneric.asp?CID=657&DI)Erişim tarihi: 16.02.09. Konu: Polyethylene terephthalate(PET).
23. Shi B, Liang H, Kuhn TB, Duffy LK. Surface properties of cell-treated polyethylene terephthalate. Am J Biochem Biotechnol. 2006;2 /4:170-174.
24. [24. http://www.stevensurethane.com/primer.html](http://www.stevensurethane.com/primer.html). Erişim tarihi: 10.02.09.  
Konu: Polyether urethane(PEU).
25. Christenson EM, Dadsetan M, Wiggins M, Anderson JM. Poly(carbonate urethane) and poly(ether urethane) biodegradation: *In vivo* studies. J Biomed Mater Res 2004;69/3:407-416.
26. Bunnell S. Surgery of the Hand.Philadelphia: Lippincot J.B. 1944.
27. Bunnell S. The early treatment of hand injuries. J Bone Joint Surg Am 1951;33:807-11.
28. Kleinert HE, Verdan C. Report of the committee on tendon injuries. J Hand Surg 1983;8:794-8.
29. Karaoğuz A, Çetinus ME. Fleksör tendon yaralanmaları. J Orthop and Traumatol 2006;2/17:13-20.
30. Rust PA., Eckersley R. Twenty questions on tendon injuries in the hand. Curr Orthop 2008;22: 17-24.
31. Gray Seiler J.G. Flexor tendon repair. J Am Soc Surg Hand 2001;1/3:177-191.

32. 32. Lundborg G, Rank F. Experimental intrinsic healing of flexor tendons based upon synovial fluid nutrition. *J Hand Surg* 1978; 3:21-31.
33. 33. Manske PR., Gelberman RH., Vande Berg JS., Lesker P.A. Intrinsic flexor tendon repair. A morphological study in vitro. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:385-396.
34. 34. Hilton B, Graham MF, Cohen IK, Diegelman RF. Intrinsic tendon cell proliferation in tissue culture. *J. Hand Surg* 1981;6:616-619.
35. 35. Seitz H, Marlovits S, Schwendenwein I, Müller E., Vecsei. Biocompatibility of polyethylene terephthalate augmentation device in repair of the anterior cruciate ligament. *Biomaterials* 1998;19:189-96.
36. 36. Milner KR., Christopher SA, Alan SJ. Development of novel submicron textured polyether(urethane urea) for decreasing platelet adhesion. *American Society for Artificial Internal Organs* 2005;51/5:578-84.
37. 37. Fontaine AB., Dos Passos S, Spigo D, Cearlock J, Urbaneja A. Use of polyetherurethane to improve the biocompatibility of vascular stents. *J Endovasc Surg* 1995;2:255-265.



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman ve her konuda ilgisini ve desteğini benden esirgemeyen tez danıőmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Ramazan Kahveci, tezim hazırlanmasında yardımlarından dolayı Doç. Dr. Yeőim Özgenel'e, asistanlığım boyunca eğitimime katkıda bulunan diğer değerli hocalarım Prof. Dr. Selçuk Akın'a, Doç. Dr. Serhat Özbek'e, tez çalıőmam sırasında değerli yardımlarından dolayı Histoloji ve Embrioloji Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İlkin Çavuşoğlu'na ve Biyoistatistik Anabilim Dalından Araştırma Görevlisi Gökhan Ocakođlu'na, rotasyonlarım sırasında birlikte çalışma fırsatı bulduğum fakültemizin değerli öğretim üyelerine, birlikte çalıőmaktan büyük keyif ve mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma, ayrıca tüm UÜTF Plastik, Rekonstruktif ve Estetik Cerrahi bölüm çalıőanlarına ve hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen aileme sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

## ÖZGEÇMİŞ

Dr. Madına RAHIMLI 16.03.1980 tarihinde Azerbaycan Bakü'da doğdu. İlköğrenimimi Moskova şehri 204 numaralı Eksperimental Lisesini tamamladı ve 1995 yılında mezun oldu. Tıp eğitimimi 1995 – 2001 yılları arasında Neriman Nerimanov adına Azerbaycan Tıp Üniversitesinde tamamladı. 2001 – 2002 yılları arasında Türkiye Cumhuriyeti Bakü Büyükelçiliği Eğitim Müşavirliği'nde TÖMER dil eğitim kursunda Türkçe dil eğitimi aldı. 2003 Şubat döneminde Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Anabilim Dalındaki uzmanlık eğitimini başladı. İngilizce, Rusça, Yunanca bilmektedir.