

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ**

**POLİPROPİLEN MESH GREFTİN VASKÜLER YAPILAR  
ÜZERİNDEKİ ETKİSİ; SIÇANLARDA DENEYSEL ÇALIŞMA**

**Dr. Marlen SULAİMANOV**

**GENEL CERRAHİ ANABİLİM DALI  
TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Ercüment KUTERDEM**

**ANKARA**

**2007**

**Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi**  
**Genel Cerrahi Anabilim Dalı**

Tıpta Uzmanlık eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan

**POLİPROPİLEN MESH GREFTİN VASKÜLER YAPILAR ÜZERİNDEKİ**  
**ETKİSİ; SIÇANLARDA DENEYSEL ÇALIŞMA**  
başlıklı,

Dr. Marlen SULAİMANOV'a ait bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından  
**Tıpta Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir

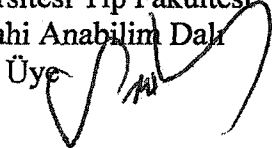
Tez Savunma Tarihi: 19. 09. 2007



Prof. Dr. Ergünent KUTERDEM  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Genel Cerrahi Anabilim Dalı  
Tez Danışmanı / Jüri Başkanı

Prof. Dr. Semih BASKAN  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Genel Cerrahi Anabilim Dalı

Üye



Prof. Dr. Ahmet Gökhan  
TÜRKÇAPAR  
Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Genel Cerrahi Anabilim Dalı

Üye



## Önsöz ve Teşekkür

Tez çalışmalarımın her aşamasında desteğini esirgemeyen, asistan olarak göreve başladığım günden itibaren kıdemli asistanlığıma kadar sabırla bilgi ve deneyimlerini aktaran, sahiplenen hocam, tez danışmanım

Sayın Prof. Dr. Ercüment KUTERDEM'e;

Çalışmanın gerçekleşmesinde büyük katkıda bulunan, hayvan deneylerinin yürütülmesini öğreten Sayın Doç. Dr. Selçuk HAZİNERDAROĞLU'na;

Deney ameliyatlarında yardımcı olan arkadaşım

Sayın Dr. Erkinbek OROZAKUNOV'a;

Lazer dopler akımölçerler kullanarak kan akımlarını ölçtüğüm AÜTF Farmakoloji ve Klinik Farmakoloji Anabilim Dalına ve her konuda fikir yardımcısı olan Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Hakan ERGÜN'e;

Histopatolojik çalışmaları yürüten AÜTF Histoloji-Embriyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Esra ERDEMLİ'ye ve Araştırma Görevlisi Sayın Dr. Serhan AKKUŞ'a;

İstatistiksel değerlendirmeyi gerçekleştiren AÜTF Biyoistatistik Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi Sayın Umut ÖZBEK'e;

TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.

Ayrıca, asistanlık sürem boyunca her konuda yardımlarını gördüğüm ve bir cerrah olarak yetişmemde büyük katkılarda bulunan tüm değerli hocalarıma, uzman ağabeylerime, kıdemlilerime, uyum içinde çalıştığımız inandığım asistan arkadaşlarıma, cerrahi kliniğinin tüm hemşirelerine, tüm personeline saygılarımı sunarak, teşekkürü borç bilirim.

Dr. Marlen SULAİMANOV

ANKARA, 2007

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	i
Önsöz ve Teşekkür	ii
İçindekiler	iii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLİGİLER	3
2.1. Prostetik meshlerin gelişmesinde dönüm noktalar	3
2.2. Fıtık onarımlarında kullanılan biyomateryallerin sınıflandırılması	6
2.3. Mesh greftlere bağlı komplikasyonlar	9
2.4. Çalışmada kullanılan Polipropilen greftin (Prolene®) özellikleri	12
2.5. Mesh greftin vasküler yapılarla direkt temas eden ameliyat çeşitleri	13
3. MATERYAL VE METOD	15
4. BULGULAR	19
4.1. Lazer dopler akımölçerle alınan kan akımı sonuçları	19
4.2. Histolojik araştırma bulguları	24
4.3. İstatistiksel bulgular	33
5. TARTIŞMA	41
6. SONUÇLAR	45
ÖZET	48
<i>SUMMARY</i>	50
KAYNAKLAR	52

# POLİPROPİLEN MESH GREFTİN VASKÜLER YAPILAR ÜZERİNDEKİ ETKİSİ; SIÇANLARDA DENEYSEL ÇALIŞMA

## 1. GİRİŞ

Günümüzde kasık fitikların tedavisi sağlık sistemine büyük bir yük yaratmaktadır. Çünkü yaşam sürecinde fitik gelişme olasılığı erkeklerde %27 ve kadınlarda %3 civarındadır <sup>1</sup>. İngiltere’de her yıl 100.000’e yakın fitik onarımı yapılıyor ve bu sayı ABD için 700.000’e çıkmaktadır. Dünyada her sene yaklaşık yirmi milyona yakın fitik onarımı yapıldığı tahmin edilmektedir. Ülkelere göre değişik sayıda olmakta birlikte yılda 100.000 nüfusa 100–300 arası fitik onarımı yapılmaktadır <sup>2</sup>. Dünya çapında her yıl fitik onarımlarında bir milyondan fazla sentetik mesh greft kullanılmaktadır <sup>3</sup>.

Bassini onarımı 1887’de tıp camiasına sunulduğundan beri cerrahi literatüründe 70’ten fazla fitik onarım tekniği bildirilmiştir. Kasık fitiği onarımı ameliyatları açık veya laparoskopik olarak gerçekleştirilir. Açık teknikle dokuları yaklaştırma ya da mesh kullanılan gerginliksiz ameliyatları yapılmaktadır. Dokuları yaklaştırma tekniği kullanılan ameliyatların en çok tanınanları Bassini, Shouldice ve McVay onarımlarıdır. Anatomik onarım tekniklerinde yüksek nüks oranı, uzun süren postoperatif ağrı ve çalışma hayatına dönme zamanının uzun olması mesh kullanılan gerginliksiz ameliyat tekniklerin gelişmesine neden oldu <sup>4,5,6</sup>.

Gerginliksiz onarımları iki kategoriye ayırabiliriz. Lichtenstein hernioplastide mesh greft transvers fasyanın ön tarafına yerleştirilir. Mesh greft transvers fasyanın arkasına, preperitoneal alana yerleştirilen ameliyatlar ise Nyhus, Rives, Read, Stoppa, Wantz ve Kugel prosedürleridir. Gerginliksiz ameliyatların geleneksel doku yaklaştırma ameliyatlara göre hayli üstün olduğu birçok randomize karşılaştırmalı çalışmalarda gösterilmiştir <sup>7, 8</sup>. Bu çalışmaların sonuçlarına rağmen, transvers fasyanın arkasına greft yerleştirmek teknik olarak daha zor, geniş diseksiyon gerektirir. Pelvik oluşumların yaralanma riski artar, göreceli olarak ve daha yüksek uzun öğrenim ve öğretim süresi gerektiren ameliyatlardır <sup>9</sup>. Bunun yanı sıra preperitoneal bölgeye mesh yerleştirildiğinde (açık veya laparoskopik) Retzius ve

Bogros alanlarının obliterasyonuna neden olur, buradaki vasküler ve ürolojik prosedürleri güçleştirir, özellikle radikal prostatektomi ve lenf nodu diseksiyonu çok zorlaştırır<sup>10, 11</sup>.

Mesh greftlerin yaygın kullanılmasına ve başarılı sonuçlar elde edilmesine rağmen literatürde mesh greftlere bağlı yabancı cisim reaksiyon sonucu yapışıkların oluşması, enfeksiyon, bağırsak fistülleri, ilioinguinal sinir sıkışmasına bağlı ağrılar, testis atrofisi gibi komplikasyonlar bildirilmektedir<sup>12</sup>.

Prostetik tıkaç (plug) kullanılan femoral fitik onarımında tıkaç, femoral venle direk temasta olmaktadır, preperitoneal yaklaşımlı onarımlarda ister laparoskopik ister açık olsun greftin eksternal iliak damarlarla teması kaçınılmazdır. Yabancı cisim reaksiyonu sonucu oluşan fibrozise bağlı dıştan bası bu vasküler yapılarda akımı etkileyip etkilemeyeceği, lümen daralmasına yol açıp açmayacağı hakkında cerrahi literatürde yeterli bilgiye rastlanmadı.

Bu çalışmanın hipotezi: tıkaç ile femoral fitik onarımında ve posterior yaklaşımlı kasık fitiği onarımlarında greft vasküler yapılarla temasta olur. Yabancı cisim reaksiyonu, enflamasyon sonucu oluşan fibroz doku damarın çapını, akım hızını, akım şeklini değiştirebilir ve bazen tromboza neden olabileceği düşünülmektedir.

Bu deneysel çalışmanın amacı fitik onarımında en sık kullanılan polipropilen mesh greftin vasküler yapılar üzerindeki etkisini araştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Protetik meshlerin gelişmesinde dönüm noktalar

"Doğa dostu" olarak bilinen altın Eski Yunanlılar tarafından dikiş için kullanılmıştır. Bu geleneğe Romalılar (Galen), ortaçağ cerrahları (Guy de Chauliac, Gerald de Metz, Metis, Pare, ve Franco) tarafından devam edilmiştir <sup>13</sup>. Physick (1816) Philadelphia'da dikiş materyali olarak kurşun tel kullanmış, bu dönemlerde Mettauier (1832) dikiş amacıyla gümüş telleri geliştirmiştir. 1849'da Sims vesikovajinal fistülü kapatmak için gümüş tel kullanır <sup>13</sup>.

1900'da Almanya'da Witzel ve Goepel <sup>14</sup> ilk gümüş mesh icat etmişler ve bu metal mesh dönemi 1960'lara kadar devam etmiştir.

**Billroth'un görüşü:** Billroth "Beitrag zur Chirureie" (1878) adlı eserinde "Eğer biz fasya ve tendonların yoğunluğunda ve dayanıklığında suni malzeme bulabilirsek fitikların tedavisinde radikal çözüm bulunur" diye yazmış. Bu görüş fitik onarımında protetik malzemeleri kullanımına başlangıç olmuştur.

**Metal protezler:** Ball <sup>15</sup> (1958) preperitoneal yerleştirilen meshlerin 500 hastada %1 nüks bildirmiştir. Fakat sertlik, fibrozis ve sinüs oluşumu kullanımı kısıtlamıştır. İnert element Tantalum (Burke 1940) <sup>16</sup>, paslanmaz çelik (Babcock, 1952) <sup>17</sup> içeren meshler kullanıldığında buna benzer komplikasyonlar ortaya çıkmıştır. Bunun yanı sıra karın duvarında sertlik, hareket kısıtlılığı, radyoopasite hem hastalara hem de doktorlara sıkıntı yaratmış ve plastik meshlerin geliştirilmesine yol açmıştır.

**Naylon:** Naylon'un icat edilmesiyle ilk önce dikiş materyali olarak kullanılmaya başlandı, daha sonra 1944'te Aquaviva ve Bounet <sup>18</sup> ilk plastik mesh olan naylon mesh kullanım deneyimlerini yayınladılar. Daha kaliteli plastik materyaller üretilmeye başlayınca naylon mesh dönemi sona ermiştir.

**Dacron:** Etilenglikol ve tereftalik asit karışımı olan bu polimer 1939'da İngiltere'de sentez edilmiştir. Piyasaya Ethicon tarafından Mersilene ticari ismiyle sunuldu ve Wolstenholme <sup>19</sup> 1956'da fitik onarımında kullandı. Bu ürün Rives <sup>20</sup> (1967), daha sonra öğrencileri Stoppa <sup>21</sup> (1969), ve Flament <sup>22</sup> (1973) tarafından popülerize edilmesine rağmen çoğu cerrahlar enfeksiyon oranı daha az olan,

monofilaman polipropileni tercih ettiler. Dacron lifleri komplement sistemini uyarır ve makrofajları toplayarak enflamasyona neden olur. Bu sürecin sonucunda greft degradasyonu gelişir ve eskiden bildirilen insizyonel fitik onarımı sonrası greft yırtılması olan vakaların açıklaması bu olabilir. Lebel ve ark<sup>23</sup>. çalışmasında Dacron greft kullanmasından vazgeçildiği bildirilmiştir.

**Polipropilen:** Francis C. Usher 1955'te piyasaya yeni polyolefin (Marlex) çıktığını öğrenir ve bu materyalden özel mesh yaptırır. Optimal kalınlık, kopma kuvveti, porozite elde etmek için hayvan deneyleri yürütür ve 6 aya kadar takip eder. İnguinal ve insizyonel fitik onarımlarında Marlex kullanımını ilk 1958'de yayınlanır. 1962'de Marlex geliştirilerek polipropilen versiyonu icat edilir. Örerak yapılan Polypropylene-Marlex otoklavda sterilize edilebilirdi, esnek, kesildiğinde kenarları dağılmıyordu. Dokuya yerleştirildiğinde enflamatuvar reaksiyon sonucu fibrozis oluşuyordu ve doku kuvveti artıyordu, diğer greftlerde oluşan enkapsulasyon oluşmuyordu. Böylece günümüzde polipropilen mesh greftler fitik onarımında en çok kullanılan prostetik materyal haline gelmiştir<sup>24</sup>.

**Stoppa'nın katkıları:** 1969'un başında Fransız fitik uzmanı Usher'in tekniğini benimsemekle kalmamış, onu oldukça ilerletmiştir. Örtüşen geniş greftleri preperitoneal olarak orta hatta posteriordan yerleştirmiştir. Pelvik sütür konulmaksızın intraabdominal basınç ile meshin yerinde kalmasını sağlamıştır. Stoppa<sup>21</sup> gençlerde görülen ve sütür konularak kolayca düzeltilen konjenital fitikler ile kas ve fasyanın zayıflaması sonucunda oluşan ve prostetik destek isteyen fitiklerin farkını anlamış ve ortaya koymuştur. Nüks oranı oldukça düşüktür. 1990'lara gelindiğinde, laparoskopi kullanan cerrahlar Stoppa'nın prensiplerini onarımda kullanmaya başladıklarında prensiplerinin önemi daha iyi anlaşılmıştır.

**Prefasyal, retrorektal prostetik materyal yerleştirilmesi. İnsizyonel fitiklerin Rives-Flament onarımı:** Daha önce belirtildiği gibi Usher<sup>25, 26</sup> (1958) prostetik materyalin sadece kasıkta değil, fitik nerede olursa olsun oraya da greft yerleştirilmesini önermiştir. Rives ve ark<sup>27</sup>. (1973) bunu önemli değişiklikler yaparak takip etmişlerdir. Mersilene mesh kullanarak bunu prefasyal (retrorektus) plana yerleştirmişlerdir. Skar dokusu ve evantrasyon olsun olmasın bu plan sürekli mevcut olacaktır. Geçmiş yıllarda Flament ve arkadaşları<sup>22</sup> bu teknik ile birçok "dev" fitiği mükemmel sonuçlarla tedavi etmişlerdir. Ellis'in<sup>28</sup> 1980'lerdeki

çalışmaları nüks probleminin büyüklüğünü ortaya koymuştur. Yakın zamanlı çalışmalar göstermiştir ki göbek fitiği için uygulanan Mayo imbrikasyonunun nüks oranları şaşılacak derecede yüksektir <sup>29</sup> ve cerrahlar arasında sütür ile yapılan tamirlerin güvenilirliği şüphe altında kalmıştır.

**Lichtenstein onarımı:** 1958'te, Richard Newman, (Rahway, N.J. USA) inguinal bölgedeki nüksler için prostetik materyal ile onarıma başlamıştır. Polipropilen kullanımına geçmiş ve tekniği değiştirmiş ve tüm fitik tiplerin aynı şekilde tedavi etmeye başlamıştır. 1970'lerde sonuçlarını yayınlamak istediğinde hep aynı cevabı almıştır "Gerçek cerrahlar mesh kullanmaz". Daha sonra 1980'de, prosedürünü Irving Lichtenstein'e anlatmıştır. Lichtenstein 1986'da "gerilimsiz onarım" tekniğini kullanmış, popülerize etmiş ve yayınlamıştır. Yöntemin uygulanması kolay, daha az zaman alır ve daha az anestezi gerektirmektedir <sup>30</sup>.

**Teflon mesh greft: ePTFE:** 1938'de, Plunkett PTFE gazı olan bir tankı açtığında içinde kristalleşmiş bir madde buldu. Bu beyaz tozun yumuşak ve kaygan ve yapışmaz olduğunu gördü. 5 yıl sonra Du Pont bu maddeyi Teflon olarak kullanıma soktu. 1959 yılında tıpta kullanıma başlandı. İlk geliştirildiğinde güçsüz olan madde 1963'te güçlü hale getirildi. Gore, bu işlemi daha profesyonel hale getirdi ve ePTFE'yi vasküler prostetik materyal olarak piyasaya sundu (1975). Bu materyal, 1980'de fitik için de kullanılmaya başlandı. Mezotel ile hızlı bir şekilde örtülme özelliği sayesinde intraperitoneal kullanıma girmiştir. Seroza erozyonu, fistül gelişimi, apse oluşumu oranları düşüktür. Dezavantajları; fiyatı, por boyutları ve doku reaksiyonu gelişmemesidir <sup>31</sup>. Fiksasyonu arttırmak için polipropilen ile kombine edilmiş kompozit meshler dizayn edilmiştir.

**Prostetik tıkaç kullanımı:** Lichtenstein ve Shore <sup>32</sup> (1974) femoral fitik onarımında, nüks fitik ve direkt kasık fitiğin divertiküler formunda (Gilbert klasifikasyonu, Tip V) sarılmış polipropilen meshi (tıkaç) lokal anestezi altında fitik kanalına yerleştirdiğini yayınladılar. Daha sonra Gilbert <sup>33</sup> (1987) indirek kasık fitik onarımında iç halkaya tıkaç yerleştirmeye başladı, bu dönemde Robbins ve Rutkow <sup>6</sup>, <sup>34</sup> (1993) bütün fitikları bu yöntemle onardıklarını bildirdiler. Fakat bağırsak erozyonuna kadar giden komplikasyonlar bildirilmeye başlayınca bu yöntem bir süre bırakıldı. Gilbert ve Graham <sup>35</sup> (1998) preperitoneal yaması ve aponevrotik kısımdan oluşan çift kat tıkaç geliştirdiler.

**Prostetik materyal ile laparoskopik onarım:** Bu cerrahi teknik endoskopiden (Hippocrates 460–375 M.Ö), ışık aynalarından (Arabistan 1000 M.S.), ve medikal teleskoptan (Bozzini 1806) esinlenerek geliştirilmiştir. Edison'un ampülü bulması ile teknik iyice gelişmiştir (1880). Kelling (1902) pneumoperitoneum olgusunu 1930'larda diagnostik laparoskopisi, 1933'te Fervers adhezyolizi gerçekleştirmiştir. Soğuk ışık kaynağı (Fourestiere 1943) ve fiberoptik (Hopkins 1952) modern çağın gelişiminin habercisidir. En önemli gelişme 1986'da "computerchip video camera"nın geliştirilmesidir. Bu gelişme asistanların ve öğretilerinin de işleme katılmasını sağlamıştır. Laparoskopik kolesistektominin başarısı (Mouret 1987) bu teknolojinin fitik alanında kullanılması yönünde cesaret vermiştir <sup>36</sup>. Arregui ve arkadaşları <sup>37</sup> (1993) Stoppa'nın prensiplerini kullanarak Transabdominal preperitoneal yaklaşımı (TAPP) geliştirmiştir. McKernan ve Laws <sup>38</sup> 1993'te Total ekstraperitoneal prosedürü (TEP) sunmuşlardır. TEP birçok laparoskopik cerrah tarafından tercih edilen yöntemdir. Laparoskopisi kasık bölgesinde nüks ve bilateral fitikların onarımında oldukça faydalıdır. Bunun sebepleri; iki tarafın da bir seferde onarılabilmesi, nükse bağıli etrafı skar dokusu gelişmiş damar ve sinir oluşumlarına dokunulmaması. Dezavantajları olan genel anestezi gereği, cerrahın öğrenme eğrisi, maliyet yüzünden cerrahlar halen primer vakalarda açık cerrahiye tercih etmektedirler.

## **2.2. Fitik onarımlarında kullanılan biyomateryallerin sınıflandırılması**

Usher'den bu yana birçok mesh çeşitleri, ameliyat teknikleri geliştirilmiştir. Günümüzde dünya çapında senede 1.000.000'dan fazla ameliyatta mesh kullanılmaktadır <sup>39</sup>. ABD'de kasık ve insizyonel fitiklar %90'ın üzerinde bir oran ile prostetik materyal ile onarılmaktadır ve piyasada 80'den fazla biyomateryal bulunmaktadır. En yaygın olanları aşağıdaki Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. En yaygın kullanılan biyomateryaller.

Ticari marka	Hammadde	Üretici
Prolen	Polypropylene	Ethicon, Inc., Somerville, NJ, USA
Marlex	Polypropylene	C.R. Bard, Inc., Murray Hill, NJ, USA
Surgipro II	Polypropylene	Tyco Healthcare, Mexico DF
Serapren	Polypropylene	Serag-Wiessner, Naila, Germany
Mersilene	Polyester	Ethicon, Inc., Somerville, NJ, USA
Composix	Polypropylene/ePTFE	C.R. Bard, Inc., Murray Hill, NJ, USA
Dual Mesh	Expanded polytetrafluoroethylene	W.L. Gore & Associates, Inc., Flagstaff, AZ, USA
DualMesh Plus	Gümüş / klorheksidin kaplı ePTFE	W.L. Gore & Associates, Inc., Flagstaff, AZ, USA
Ultrapro	Polypropylene–polyglecaprone kompoziti	Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA
Parietex Composite	Collagen–polyethylene glycol– glycerol kaplı Polyester	Sofradim, Trer voux, Fransa
SepraMesh	Carboxymethylcellulose–sodium hyaluronate kaplı Polypropylene	Genzyme Biosurgery, Inc., Cambridge, MA, USA
Timesh	Titanium–polypropylene kompoziti	GfE Medizintechnik GmbH, Nürnberg, Germany
Proceed	Oxidized cellulose kaplı Polypropylene–polydioxanone kompoziti	Ethicon, Inc., Somerville, NJ, USA
Tutomesh	Sığır perikardı	Tutogen Medical GmbH, Neunkirchen a. Br., Germany
Surgisis	Domuz ince bağırsak submukozası	Cook Surgical, Bloomington, IN, USA
AlloDerm	İnsan deri matriksi	LifeCell Corporation, Branchburg, NJ, USA

Greftle fitik onarımı yapacak cerrahın kullanılacak prostetik materyalin fiziksel özelliklerini, porozitesini, porların büyüklüğünü bilmesi gerekmektedir. Zira biyomateryalin doğru seçimi, yapılacak ameliyatın başarısını belirleyebilir ve proteze

bağlı komplikasyonlar en aza indirilebilir.

Fıtık cerrahisinde protezleri pratik kullanmak için biyomateryallerin klasifikasyonunu da bilmek önemlidir. En sık kullanılan prostetik materyalleri P. Amid <sup>12</sup> (1997) absorbabl ve nonabsorbabl olarak iki gruba ayırmaktadır.

Tablo 2. Prostetik materyallerin sınıflandırılması. (Amid 1997).

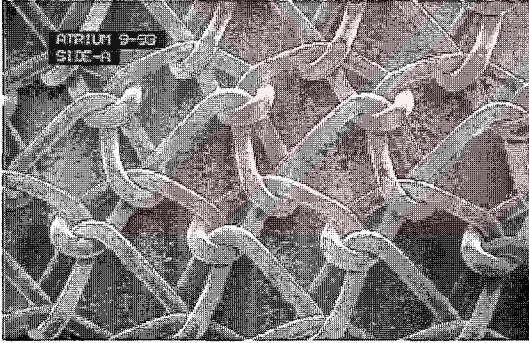
Absorbabl	Sentetik	Vicryl, Dexon
	Biyolojik	Asellüler dermis, domuz dermal kollajen, domuz ince bağırsak submukozası
Nonabsorbabl	Tip I	Atrium, Bard mesh, Prolene, Monofilaman Surgipro, Trilex vs.
	Tip II	ePTFE yumuşak doku yaması, Dual Mesh
	Tip III	ePTFE mesh (Teflon), örülmüş Dacron mesh (Mersilene), örülmüş polipropilen mesh, delinmiş ePTFE yama (Micromesh)
	Tip IV	Silastic, polipropilen film, Dura Substitute, Preclude Pericordial membran

**Tip I.** Total makroporlu greftler. Porları 75 µm'den büyük olan, en az komplikasyonla sağlam doku oluşturarak iyileşmeyi sağlayan, fibroblastların, kollajen liflerinin, kan damarların (anjiogenez) ve makrofajların porlardan kolay gelebilmesine müsait greftlerdir. Atrium (Şekil 1), Bard mesh, Prolene, Monofilaman Surgipro ve Trilex gibi greftler bu grup içindedir.

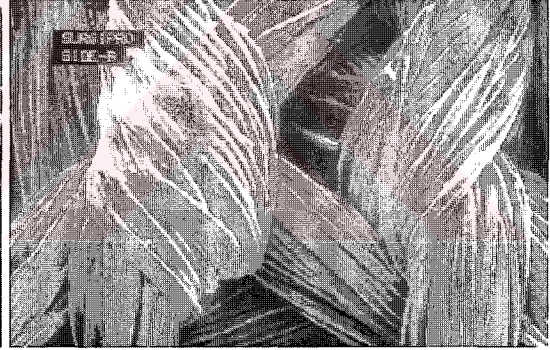
**Tip II.** Total mikroporlu greftler. ePTFE yumuşak doku yaması ve Dual Mesh' bu grup greftlerin arasındadır. Bu protezlerin por boyutu 10 µm'den küçüktür. Bakterilerin porlardan kolay geçebilmesi fakat makrofajların geçememesi nedeniyle kolayca enfeksiyon gelişmesine zemin hazırlamaktadır. Üstelik porların küçük olması iyileşme safhasında sağlam doku oluşmasını engeller.

**Tip III.** Multifilaman veya mikropor komponentli makroporlu greftler. Bu grup ePTFE mesh (Teflon), örülmüş Dacron mesh (Mersilene ve Parietex), örülmüş polipropilen mesh (multifilaman Surgipro, Şekil 2), delinmiş ePTFE yama (Micromesh) gibi greftleri içerir. Bu greftler yeterli fibroplazia ve anjiogenez sağlar fakat mikroporlu komponent içermesinden dolayı kanın o bölgede hapsolmasına ve enfeksiyon oluşmasına neden olabilir.

**Tip IV.** Submikrometer boyutunda porları olan biyomateryaller. Bu grup Silastic, polipropilen film, Dura Substitute, Preclude Pericordial membran gibi protezleri kapsar. Bu grup fitik onarımı için uygun değildir. Fakat Tip I greftlerle kompozisyonları düşük intestinal fistül oluşma riskiyle intraperitoneal implantasyon için kullanılabilir. Günümüzde bu kompozit greftler çoğu vakalarda transvers fasyanın arkasına, preperitoneal alana laparoskopik veya açık yöntemle yerleştirilmektedir<sup>40, 41</sup>.



Şekil 1 . Tip I monofilaman polipropilen greft, Atrium.



Şekil 2. Tip III, örülmüş polipropilen greft, multifilaman Surgipro

### 2.3. Mesh greftlere bağlı komplikasyonlar

Biyomateryallerin geniş kullanılmasına rağmen, greftlerin bazı fiziksel özellikleri enfeksiyon riskinin artması, seroma ve fistül formasyonu, biyomateryalle ilişkili intestinal tıkanıklık ve mesh büzülmesine bağlı onarımın başarısızlığı gibi istenmeyen durumlara neden olur. Bu problemlerin mekanizması anlaşılması ve birtakım önlemlerin alınması ile protezler minimal komplikasyonlarla kullanılabilir.

**Enfeksiyon gelişmesi:** Sütür ve protez gibi biyomateryallerin implantasyonuna bağlı gelişen enfeksiyonların nedeni sentetik materyaller arasındaki boşluklar ve porlardaki bakteri infiltrasyonu ve proliferasyonudur. Bu boşluklar veya porlar 10 mikrondan küçük ise boyutları yaklaşık 1 mikron olan bakterilerin geçişine izin verilir, boyutları ortalama 10 mikrondan büyük olan makrofajlar ve granülositler bu porlardan geçemez ve bakterileri elimine edilemezler. Böylece 10 mikrondan küçük porlara sahip olan prostetik materyallerde bakterilerin çoğalması ve enfeksiyon gelişmesi için iyi bir ortam hazırlanır. 10 mikrondan büyük porlara sahip biyomateryaller hem bakterilerin hem de makrofajların geçişine izin verdiği için cerrahi enfeksiyon gelişmez <sup>42</sup>.

Tip II ve III protezlerde örülmüş dikiş materyallerine benzer, bakterilerin çoğalmasına izin verir ve enfeksiyona müsaittir. Tip II ve tip III protezlerin tersine Tip I protezlerde bakterilerin çoğalması daha zordur çünkü büyük porları sayesinde makrofajların geçişine, angiogeneze ve fibroplaziye izin verilir. Sıklıkla Tip I protezlerde oluşan sinüs traktı ve kronik enfeksiyon mesh tespitinde kullanılan multifilaman sütür materyaline bağlıdır, fakat çoğu yazarlar enfeksiyona meshin kendisinin neden olduğunu düşünmektedirler <sup>43</sup>.

Tip II ve tip III protezleri de göz önünde bulundurduğumuzda enfeksiyon oranı değişik çalışmalarda % 9,6'dan <sup>44</sup> % 50'e kadar <sup>45</sup> çıktığını bildirilmiştir.

Tip I protezlerde bu oranlar düşüktür. Daha da önemlisi Tip I protezlerde enfeksiyon geliştiğinde protezin çıkarılması şart değildir, sadece enfeksiyonun drenajı, yaranın lokal bakımı ve enfeksiyonun kontrol altına alınması yeterlidir <sup>46</sup>. Bunun tersine grefte bağlı enfeksiyonlarda Tip II protezlerin tümüyle çıkarılması gerekir, Tip III protezlerin ise parsiyel çıkarılması yeterli olabilir <sup>47</sup>.

**Seroma:** Proteze bağlı postoperatif seroma oluşması konağın proteze karşı enflamatuar reaksiyondur ve protezle organizma dokularının arasındaki ölü boşluklarda oluşur. Tip I ve III protezlerdeki uygun por büyüklüğü yeterli moleküler permabiliteye izin verir, böylece konağın proteinöz materyallerin porlardan penetrasyonu gerçekleşebilir.

Meshin dokuya hızlı fibrinöz fiksasyonu ve protezle doku arasındaki ölü boşlukların eliminasyonu seroma oluşumunu en aza indirir. Seroma riskini azaltmak için meshi retromüsküler veya subaponevrotik yerleştirerek greftin deri altı yağ

dokusuyla direkt temasından kaçınılmalıdır. Eğer büyük greft parçası kullanılırsa cerrahi alanda kapalı drenaj sisteminden yararlanılmalıdır.

Tip II biyomateryallerde porlar küçük olduğu için fibrinöz ve proteinöz materyallerin geçişi için yeterli permeabilite sağlanamaz ve seroma oluşma riski daha yüksektir. Bu görüşe rağmen Tip II protezlerde seroma oluşumu insizyonel fitik onarımında % 14,6 ve kasık fitik onarımlarında % 9,6 gibi makul oranlardadır <sup>42, 44</sup>.

**İntestinal yapışıklıklar:** Karın duvarı fitikleri onarımlarında ideal protezin en önemli özelliği geniş porlu olması ve yüzey yapısıdır. Fitik onarımında kritik olan dokunun proteze infiltrasyon derecesinde bu özelliklerin birlikteliği önemlidir. Fakat geniş porlu olmanın istenmeyen yan etkisi; intestinal traktla direkt temasta meshin bağırsaklara yapışmasıdır. Günümüzde mevcut olan bütün protezler (absorbabl ya da nonabsorbabl) bağırsaklara yapışmaktadır <sup>48</sup>. Meshin bağırsaklara temas eden kısmının Vicryl gibi absorbabl materyal veya ePTFE ile kaplanması bu sorunu çözmez. Mesh ile alakalı intestinal adezyonlar, bağırsak tıkanması ve fistül formasyonu önlemek için kompozit greftler kullanılabilir. Tip I ve Tip IV karışımı protezlerin kullanılması bu komplikasyonu önleyebileceği bazı deneysel çalışmalarda gösterilmiştir <sup>48</sup>.

**İçi boş organların erozyonu ve fistül oluşması:** Makroporlu materyalin diğer istenmeyen yan etkisi de; erozyon ve bağırsaklarla direkt temas sırasında protezin gastrointestinal traktüsa migrasyonudur. Distal özofagus, rektum, mesane ve erozyona uğramış bağırsaklar gibi organlarla protezin direkt temasında bu komplikasyon daha yaygındır. Normal serozayla kaplı bağırsakla protezin direkt teması da fistül formasyonuna neden olabilir. Deneysel çalışmalar göstermiştir ki, meshin intestinal kısma bakan tarafının absorbabl materyalle kaplanması erozyon ve protezin migrasyonunu önlememektedir <sup>49</sup>.

#### **Protezlerin kontraksyonu:**

1. Prostetik tıkaçın küçülmesi. İmplantasyondan sonra mesh tıkaçlarda % 75'e kadar vakada küçülme gelişir, böylece onarımın başarısı azalır. Fitik defektinin kenarlarına dikilen tıkaçın büzülmesi fitik nüksüne neden olabilir. Dikkate almamız gereken daha bir önemli nokta; skar oluşumu ve küçülmeden sonra kıkırdak kıvamına gelmiş yumuşak tıkaçlar bile mesaneyi erode edebilir <sup>12</sup>.

2. Mesh yamanın küçülmesi. Skarlaşma esnasındaki mesh liflerinin kontraksiyonu implantasyondan sonra meshin küçülmesine neden olur. İnsizyonel fıtık onarımlarımda meshin sabitlenmesinde kullanılan zımbaların arasındaki mesafelerin 10 ay sonraki radyografik ölçümlerde %20 oranında küçüldüğü görülmüştür<sup>12</sup>. Bunun yanı sıra por boyutları da yaklaşık %20 küçülmüştür. Fıtık defektinin sınırlarını kapsayacak yeterli geniş meshler kullanarak mesh küçülmesiyle ortaya çıkan problemleri engelleyebiliriz<sup>12</sup>.

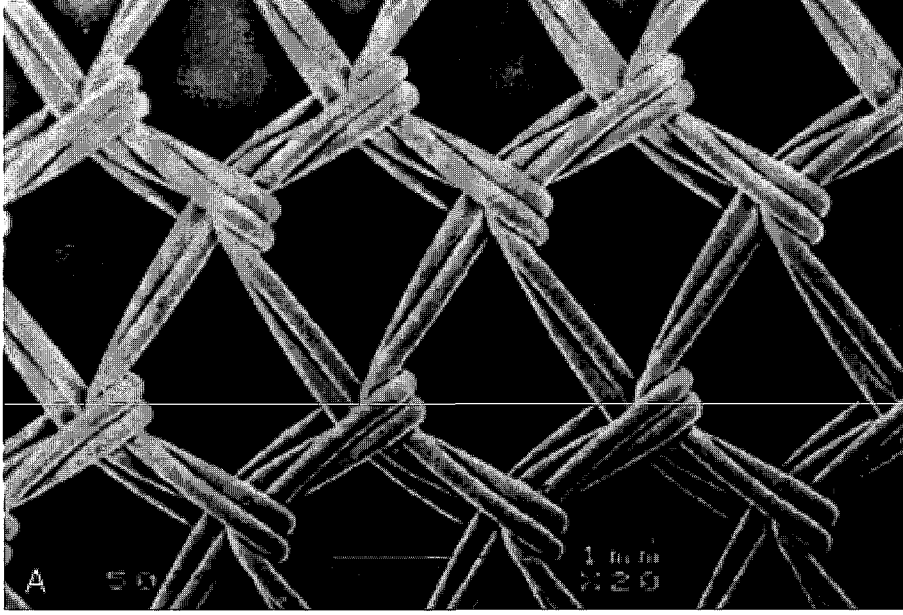
#### 2.4. Çalışmada kullanılan Polipropilen greftin (Prolene®) özellikleri

Nonabsorbabl greftler ağırlığına göre ağır ve hafif-ağırlıklı olarak da ayrılırlar. Ağır greftlere Prolene (polipropilen), Parietex (polyester), hafif-ağırlıklı greftlere Mersilene vs girer. Prolene Amid klasifikasyonuna göre Tip I, total makroporlu greftlerin arasındadır (Tablo 3).

Tablo 3. Ağır ve hafif ağırlıklı polipropilen greftlerin tekstil özellikleri<sup>50</sup>.

		Ağır greftler	Hafif-ağırlıklı greftler
Ağırlık	(g/m <sup>2</sup> )	109	45
Lif boyutu	(g/1000 m)	21	6
Lif radyusu	(µm)	85	47
Porların oranı	(%)	56	57
Por boyutu	mm <sup>2</sup>	< 0,5	> 1
cm <sup>2</sup> deki mesh yüzeyi	mm <sup>2</sup>	283	211
Dikiş yerinde kopma kuvveti	(N) vertikal	57	50
	horizontal	75	64
Azami gerilme kuvveti	(N) vertikal	60	30
	horizontal	77	29
Zımbalandıktan sonra azami kopma kuvveti	(N/cm)	91	40
16 N da esnekliği	(%)	7	14

Ağır polipropilen mesh Prolene® 21 gauge çift monofilaman teksten oluşur ve 109 g/m<sup>2</sup> ağırlığındadır.



Şekil 3. Polipropilen (Prolene) meshin mikroskobik görünümü, x 20.

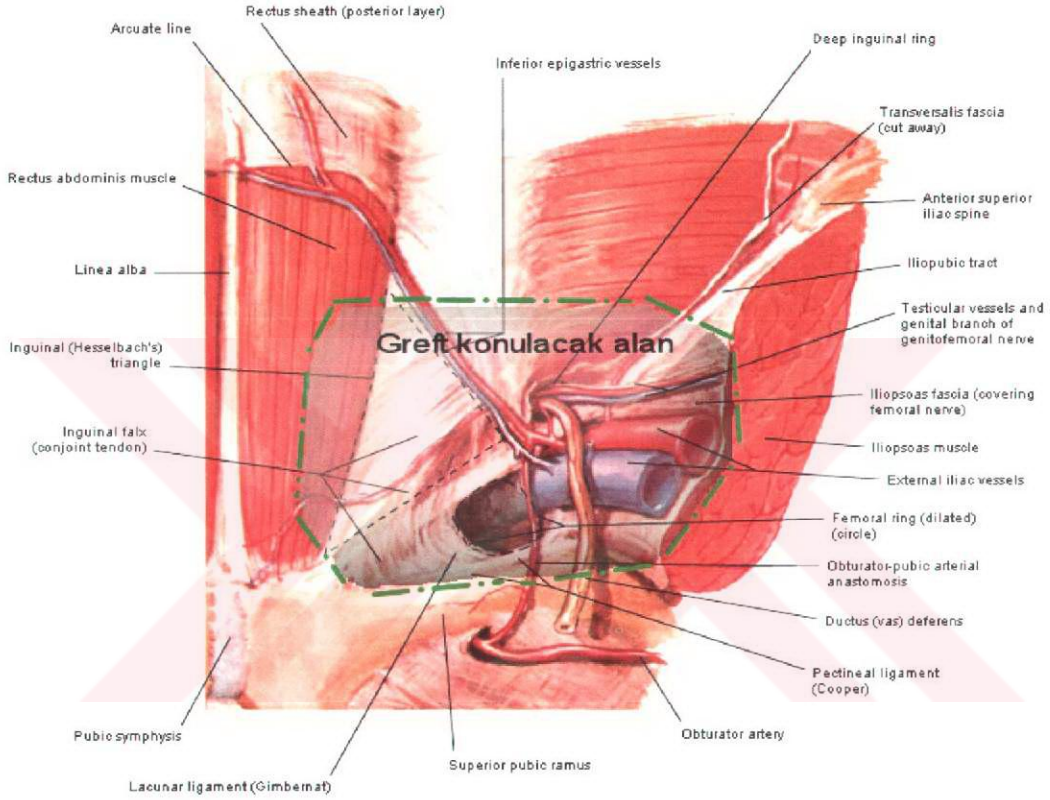
## 2.5. Mesh greftin vasküler yapılarla direkt temas eden ameliyat çeşitleri

Fitik onarımında kullandığımız greftler birkaç ameliyat tekniğinde direk vasküler yapılarla temas etmektedir. Çalışmanın esas amacı olan polipropilen greftin damarlarla temas ettiğinde daha önce bahsettiğimiz komplikasyonlardan biri olan enflamasyona bağlı fibrozis, yapışıklıklar damar yapısını, damarda kan akımını etkileyip etkilemeyeceğini araştırmaktır. Hangi ameliyat tekniklerinde greftin vasküler yapılarla temas edeceğini aşağıda belirtilmiştir:

1. Femoral fitik onarımında femoral kanala mesh tıkaç konulduğunda bu tıkaç femoral vene temas etmektedir.
2. Preperitoneal yaklaşımla fitik onarım tekniklerinde Bogros boşluğuna mesh yerleştirilir.
  - Laparoskopik yaklaşımlar (TAPP, TEP)
  - Açık posterior (preperitoneal) yaklaşımlı mesh ile onarımlar (Kugel fitik onarımı, Stoppa prosedürü, Prolen Hernia System kullanarak fitik onarımı vs).

Preperitoneal yaklaşımda birkaç teknikte genel olarak aynı alana mesh yerleştirilir. Laparoskopik yaklaşımda medial umbilikal kıvrım ile internal inguinal açıklığın

birkaç cm lateraline kadar arka duvardan ve kord elemanlarından parietal periton ve fitik kesesi disekte edilir. Ön karın duvarının görünümüne göre Hasselbach üçgeni oluşturan yapıları, supramesikal fossa ve femoral kanal tanılanarak mesh tespitinde gerekecek anatomik yapılar eksplere edilir. Laparoskopik onarımlarda en az 10 x 13 cm ölçülerinde, medialde daha da geniş mesh bu alana, potansiyel üç fitik bölgesini örtecek şekilde serilerek tespit edilir. (Şekil 4).



Şekil 4. Preperitoneal yaklaşımla fitik onarımlarında greft yerleştirme şekli.

Prolene Hernia System kullanarak ve Kugel onarımlarında daha önceden şekillendirilmiş iki tabakalı greftler kullanılır ve preperitoneal yerleşen greft parçası biraz küçük boyutta olabilir. Stoppa tekniğinde (Visseral keseni dev protezle korunması – VKDPK) greft boyutları daha büyük olup lateralde spina iliaca anterior superiora kadar uzanır. Genellikle yumuşak greft Dacron (Mersilene) tercih edilir.

Bu tekniklerde vasküler yapılardan eksternal iliak damarlar, epigastrik inferior damarların ve vasa deferensin meshle teması kaçınılmaz.

### 3. MATERYAL VE METOD

Araştırma için Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Hayvan Laboratuvarında yetiştirilen, 30 adet, erkek, 250 ila 350 gram ağırlığında Wistar albino cinsi sıçanlar alındı. Hayvanlar 10'ar adet, A, B, C olarak 3 gruba ayrıldı. Deney sürecinde hayvanların beslenmesi için standart laboratuvar yem ve musluk suyu kullanıldı.

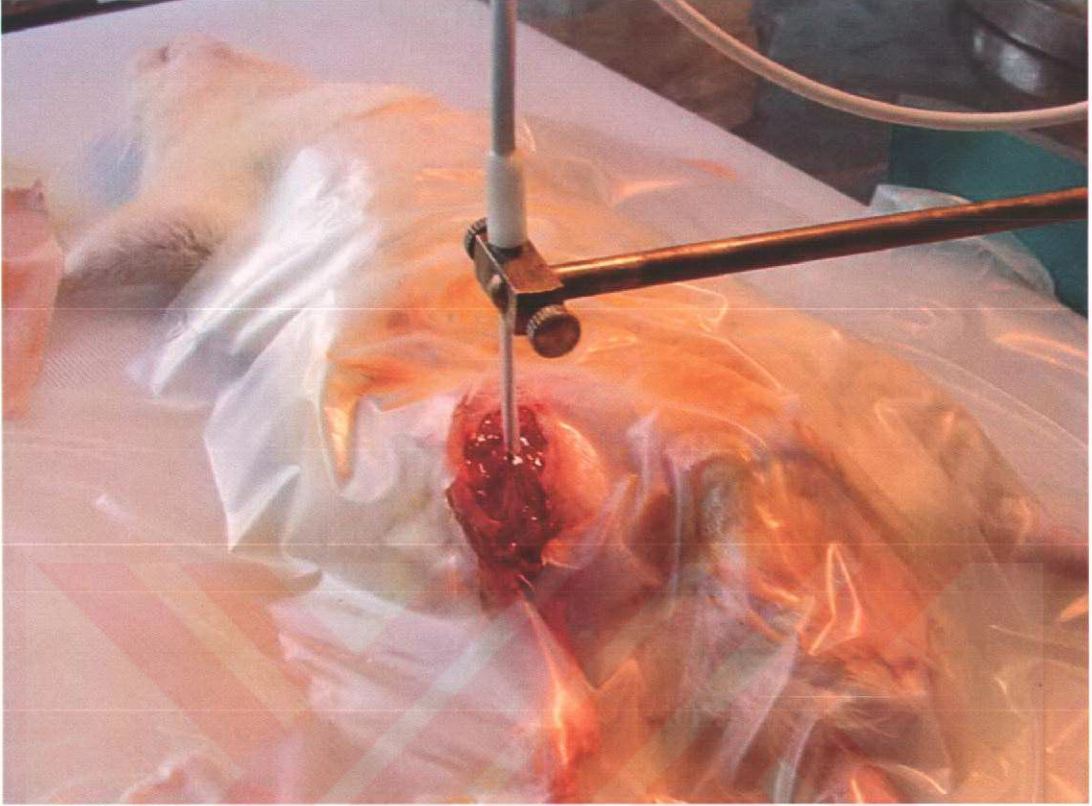
Deneyler AÜTF Farmakoloji Anabilim Dalı Laboratuvarında yapıldı. Ameliyatlarda steril şartlar altında ve 20 Eylül 1985'te Strasbourg'da kabul edilen "Omurgalı Hayvanların Deneysel ve Diğer Bilimsel Amaçlarla Kullanılması" kılavuzunun doğrultusunda yapıldı.

Bütün ameliyatlarda günün aynı saatlerinde ve aynı mevsimde uygulandı. Anestezi olarak 80 mg/kg Ketamin Hidroklorür (Ketalar® 50 mg, flakon – Pfizer lisansı altında üreten firma Eczacıbaşı İlaç Sanayi, Türkiye) ve 8 mg/kg Xylazine HCl (Rompun® % 2 – 50 ml, flakon, Bayer, Türkiye) karışımı ve profilaktik antibiyotik olarak Sefazolin Sodyum 50 mg/kg (Cefamezin® 1000 mg flakon, Eczacıbaşı İlaç Sanayi, Türkiye) intraperitoneal uygulandı. Kasık bölgesinde tüyler tıraşlandı, deri %10 Povidone İodine ile dezenfekte edildi.

Tüm deney gruplarında ayak derisinde, arter ve vende kan akımı ölçmek için lazer dopler akımölçer (Laser doppler flowmeter, MP100 Biopac Systems, Inc, Santa Barbara, CA, USA) sistemi kullanıldı, alınan veriler MP 100 sistemi için yazılmış *AcqKnowledge for Windows V.3.5.7.* bilgisayar programının (Biopac Systems Inc, Santa Barbara, CA, USA) yardımıyla değerlendirildi.

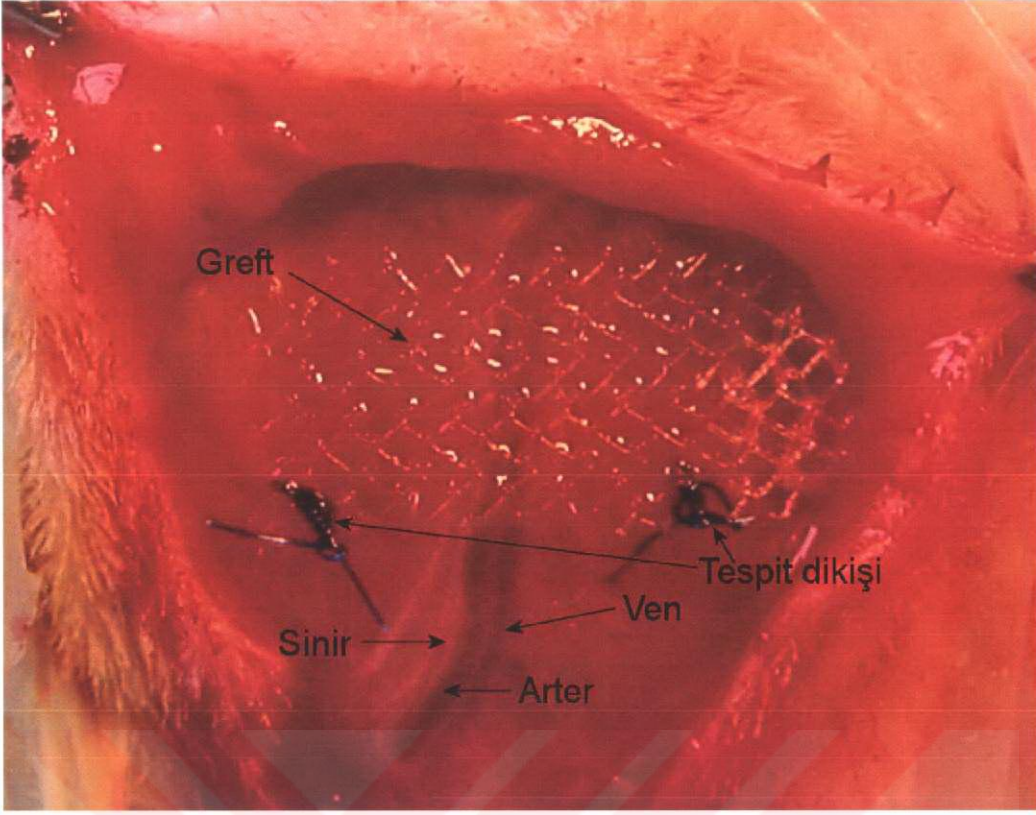
Deneklerin öncelikle her iki ayak dorsal yüzeyinde deride kan akımı ölçüldü. Sonraki aşamada deneklerin sağ kasık bölgesinde deri açıldı. Yüzeysel fasya açıldı ve A. ve V. Femoralis, N. Femoralis'in dalları serbestleştirildi (Sıçanlarda a. femoralis a. iliaca externa'nın devamı olup, inguinal ligamanın altından çıktıktan sonra kaslara birkaç dal vererek popliteal bölgeye kadar devam eder. A. femoralis profunda sıçanlarda yoktur. Venler arterleri takip eder ve ayrı dal olarak v. femoralis profunda da yoktur). Lazer akımölçer yardımıyla femoral arter ve vendeki kan akımları aynı seviyede ölçüldü (Şekil 5). Kan akımı 1 dakika süreyle ölçüldü ve bu süre içerisinde elde edilen en düşük (minimum) ölçüm değerlendirmeye alındı. Kan akımının ölçüm

birimi olarak MP 100 sistemine özgü olan BPU (Blood Perfusion Unit – Kan Perfüzyon Birimi) alındı.



Şekil 5. BIOPAC MP 100 cihazının lazer dopler probu kullanarak damarlardaki kan akım ölçümü.

Uyluk orta kısmına sağ femoral arter ve venin üzerine 0,5X1,0 cm ebadında polipropilen mesh greft (Prolene<sup>®</sup>, Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) serildi ve 5/0 polipropilen suturele (Prolene<sup>®</sup>) iki kenardan uyluk kaslarına tespit edildi (Şekil 6). Deri 5/0 polipropilen suturele (Prolene<sup>®</sup>) tek tek dikişle kapatıldı. Sağ tarafta bütün gruplarda bu aşamalar benzer şekilde yapıldı.



Şekil 6. Sağ kasık bölgesine greftin yerleştirilmiş hali.

Sol tarafta ise her grupta ilk 5 denekte sham operasyonu yapıldı. Deri ve fasya açıldı, femoral damarlar serbestleştirildi, arter ve vende akım ölçüldükten sonra 5/0 polipropilen suture (Prolene®) deri kapatıldı. Diğer 5 deneğin sol kasık bölgesinde hiçbir işlem yapılmadı. Bunun amacı da ameliyat sonucu oluşan vasküler yapıların çevresindeki değişikliklerden bağımsız olarak geçmiş zaman sürecinde deri kan akımında değişiklikler olup olmayacağını tespit etmektir.

A grubuna postoperatif 14. günü, B grubuna 28. günü ve C grubuna 90. gününde tekrar yukarıda tarif edilen genel anestezi yapıldı. Lazer dopler akımölçer probu kullanarak önce her iki ayak dorsal bölgesi derisinde kan akımı ölçüldü. Hayvanların sağ kasık bölgesi diseksiyon edilerek femoral arter, ven ve daha önce yerleştirilmiş polipropilen greft ortaya konuldu. Femoral arterdeki kan akımı greftten 5 mm distalde, vende ise 5 mm proksimalde ölçüldü. Sol tarafta sham grubu olan ilk 5 hayvanda femoral damarlar ortaya konuldu, aynı seviyede arter ve vendeki akımlar ölçüldü. 6–10 hayvanlara sol tarafta sham operasyonu yapılmadığı için damarlarda kan akımları ölçülmedi.

Deney sonunda denekler sakrifiye edildi, sağ ve sol kasık bölgesinden histolojik araştırma için damarlar ve greft içeren materyaller alındı ve %10 tamponlanmış formaldehit solüsyonun içine konuldu.

Deney fotoğraflarının çekiminde Nikon Coolpix E5600 dijital fotoğraf makinesi (Nikon Corp. Japan) kullanıldı.

Histolojik inceleme Ankara Üniversitesi Histoloji-Embriyoloji Anabilim Dalında yapıldı. Çalışmanın protokolü histologlara anlatılarak açık yapıldı.

1. Materyaller artan dereceli etanol solüsyonları kullanılarak dehidrate edildi:

1 saat %75'lik etanolde 2 kere,

1 saat %96'lık etanol,

1 gece %96'lık etanol,

1saat %100'lük etanolde 2 kere tutuldu.

2. Daha sonra Xylol kullanılarak şeffaflaşan materyaller gömme kapları içinde parafin bloklara gömüldü. Parafin bloklardan mikrotomla 3–5 mikrometre kalınlığında kesitler alındı. Kesitler Histoloji-Embriyoloji Anabilim Dalında kullanılan rutin Hematoksilen-Eozin protokolüyle boyandı:

Xylolde 30 dakika tutuldu, 2 kere, sırayla

%100 alkolde 1 dakika,

%96 alkolde 1 dakika,

%75 alkolde 1 dakika tutuldu, suyla yıkama yapıldı.

Hematoksilende 1 dakika, suyla yıkama

Eozinde 2 dakika, suyla yıkama,

%75 alkolde 1 dakika,

%96 alkolde 1 dakika,

%100 alkolde 1 dakika,

Xylolde 5 dakika, 2 kere.

Kesitler Entellan ile kapatılarak kurutulup incelendi. Mikroskopik inceleme için Zeiss Axioscop Fotomikroskop (Carl Zeiss AG, Germany) kullanıldı. Preparatlar sırayla x5, x10, x20 büyütme ile incelendi. Histolojik preparatların fotoğrafları aynı mikroskobun yardımıyla çekildi.

## 4. BULGULAR

Deneyler sürecinde 30 adet deneğin hiçbiri kaybedilmedi ve deneyin sonuna kadar yaşadılar.

### 4.1. Lazer dopler akımölçerle alınan kan akımı sonuçları

BIOPAC MP 100 Acquisition System (Santa Barbara, USA) cihazı ile lazer dopler ölçüm sonuçları.

A grubunda çalışmanın materyal ve metod kısmında tarif edilen preoperatif işlemler yapılarak lazer dopler akımölçerle damarlardaki kan akımı ölçüldü, postoperatif işlemler bu grupta 14. gün yapıldı.

Tablo 4. A grubunun sağ alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU (Blood Perfusion Unit – Kan Perfüzyon Birimi).

Denek No	SAĞ ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).
A1	151,96	47,6	6267,68	5898,45	8992,63	8748,15
A2	286,83	103,74	3536,32	5904,65	5983,89	5826,59
A3	94,53	148,91	5452,94	3257,16	6851,39	6620,43
A4	173,93	198,95	5762,36	5369,6	4688,86	6229,59
A5	81,16	249,6	3930,61	5102,9	5537,16	3313,84
A6	183,08	114,12	4190,54	5260,4	5350,41	4497,4
A7	195,9	71,4	5012,92	3560,77	5192,35	4136,54
A8	134,87	97,03	5224,37	4558,87	4808,47	4737,07
A9	142,29	125,1	4814,15	3880,87	5478,11	4292,78
A10	154,63	71,4	5582,95	6321,99	4934,98	2058,5

Tablo 5. A grubunun sol alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU.

Denek No	SOL ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 14. gün, (BPU).
A1	65,91	36,71	5847,15	6039,12	8666,77	5542,08
A2	173,52	131,15	4850,43	5245,98	4822,91	5731,84
A3	56,14	241,1	4314,14	5227,06	4826,17	5610,05
A4	156,45	205,05	5105,5	4279,35	3172,9	4524,96
A5	64,69	139,75	4387,45	4590,34	5166,11	5151,46
A6	78,11	83,6	Ölçülmedi			
A7	122,66	161,116				
A8	138,88	175,15				
A9	131,46	130,6				
A10	125,8	50,04				

B grubunda preoperatif A grubuna benzer ölçümler yapıldı, postoperatif işlemler bu grupta 28. gün yapıldı.

Tablo 6. B grubunun sağ alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU.

Denek No	SAĞ ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28. gün, (BPU).
B1	76,28	176,37	3682,49	2714,57	5369,33	4935,41
B2	100,09	105,58	6039,7	3351,1	4609,52	4461,22
B3	89,1	85,44	3974,21	3094,17	5642,74	7706,13
B4	234,96	197,73	4683,36	4185,37	5994,88	3763,05
B5	113,51	126,94	3218,67	3264,44	3910,13	3986,49
B6	179,42	104,36	5717,81	5009,87	5858,78	4685,2
B7	60,41	87,27	3136,89	6249,37	4736,46	6786,43
B8	58,58	155,62	4079,18	3031,65	6289,04	5468,81
B9	76,28	98,86	5921,64	6555,13	5359,96	4994,01
B10	98,86	102,39	3621,46	3306,55	4791,39	4687,63

Tablo 7. B grubunun sol alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU.

Denek No	SOL ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28 gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 28. gün, (BPU).
B1	109,24	82,99	3044,12	5206,84	6522,78	5284,69
B2	74,45	219,09	5122,77	4378,75	4217,1	6329,32
B3	68,35	126,33	5456,6	5575,61	6563,06	4796,27
B4	189,19	133,65	5122,16	5092,18	5257,23	6149,89
B5	108,02	115,95	3767,32	4834,37	5919,21	5608,49
B6	163,55	73,84	Ölçülmedi			
B7	109,24	98,25				
B8	83,69	134,26				
B9	114,73	113,51				
B10	264,86	212,34				

C grubunda preoperatif A ve B gruplarına benzer ölçümler yapıldı, postoperatif işlemler bu grupta 90. gün yapıldı.

Tablo 8. C grubunun sağ alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU.

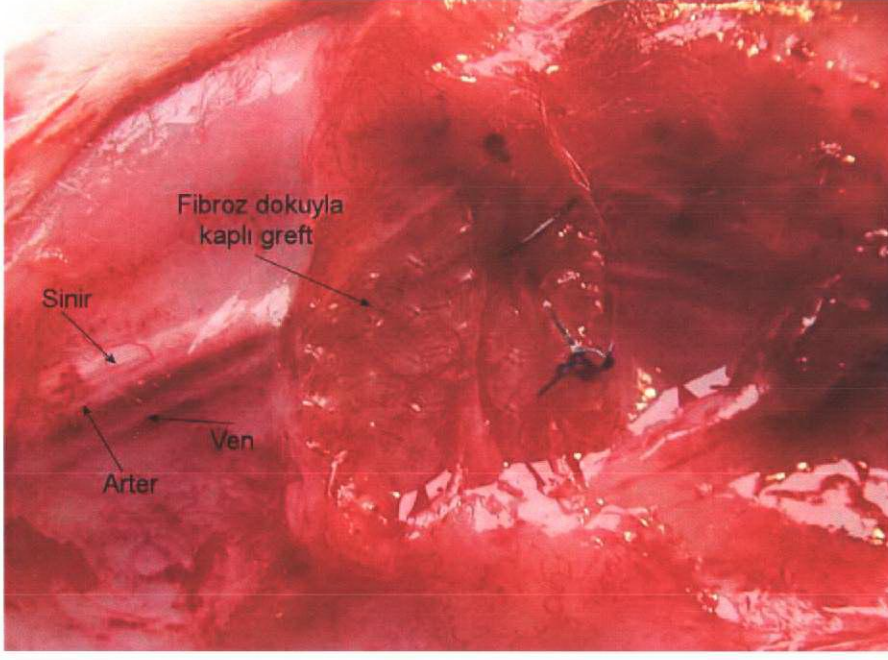
Denek No	SAĞ ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).
C1	90,32	195,58	3896,09	2751,53	6627,75	4884,76
C2	143,41	147,69	3208,91	2848,22	5064,8	5920,35
C3	165,38	83,61	3442,03	2773,16	3954,07	3972,99
C4	141,58	77,51	3838,72	2474,72	4308,04	2200,09
C5	175,15	103,74	3428,01	2375,86	3982,14	3736,19
C6	66,52	83,61	5198,45	2468,96	4591,21	6221,91
C7	108,02	64,69	4872,55	2287,1	6257,91	3246,74
C8	90,93	107,41	4962,96	2654,45	6394,62	4079,79
C9	108,63	194,07	4522,25	2442,99	6969,51	5069,07
C10	105,58	114,12	5037,41	3758,77	5266,81	5004,99

Tablo 9. C grubunun sol alt ekstremitede lazer dopler akımölçerle alınan sonuçlar, kan akımı, BPU.

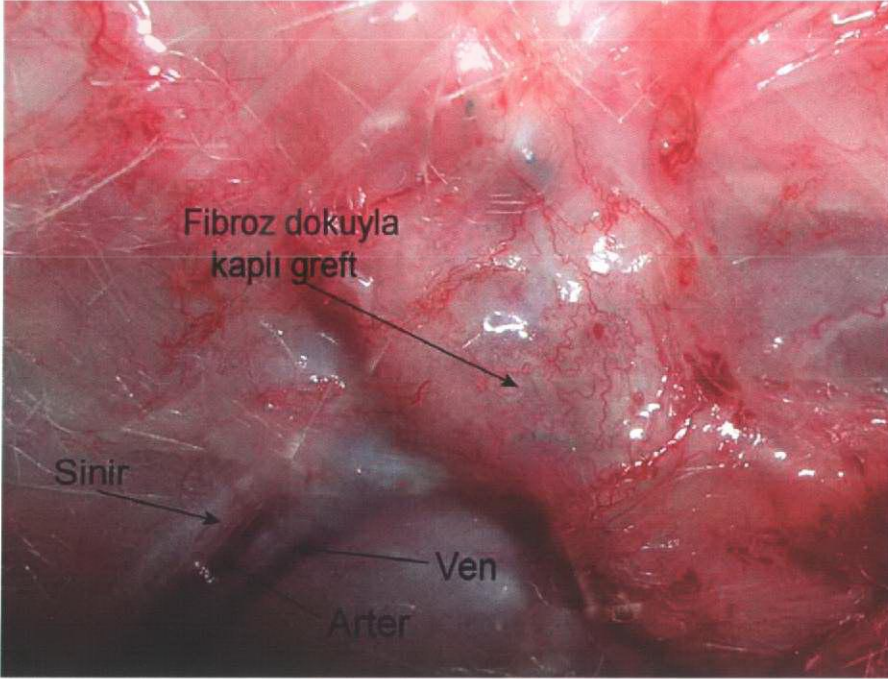
Denek No	SOL ALT EKSTREMİTE					
	AYAK DERİSİ		FEMORAL ARTER		FEMORAL VEN	
	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).	Preop. ölçümler, (BPU).	Postop. 90. gün, (BPU).
C1	185,29	92,76	4359,91	4411,79	7656,09	5418,15
C2	87,27	112,9	4627,22	4313,45	3688,59	5739,38
C3	54,92	80,55	3934,54	5243,61	6339,69	5322,95
C4	120,22	113,51	4514,92	4695,57	3351,11	4222,6
C5	74,45	105,58	4084,67	3284,58	6159,05	4213,17
C6	160,51	158,06	Ölçülmedi			
C7	125,76	93,37				
C8	112,9	95,2				
C9	173,93	142,19				
C10	132,43	213,6				

#### 4.2. Histolojik araştırma bulguları

Bütün hayvanlarda değişik derecede greft etrafında fibröz dokusu oluştuğu görüldü. Makroskopik olarak A ve B grubuna göre C grubunda (90. günde) fibroz derecesi daha fazla olduğu görüldü. (Şekil 7, Şekil 8).



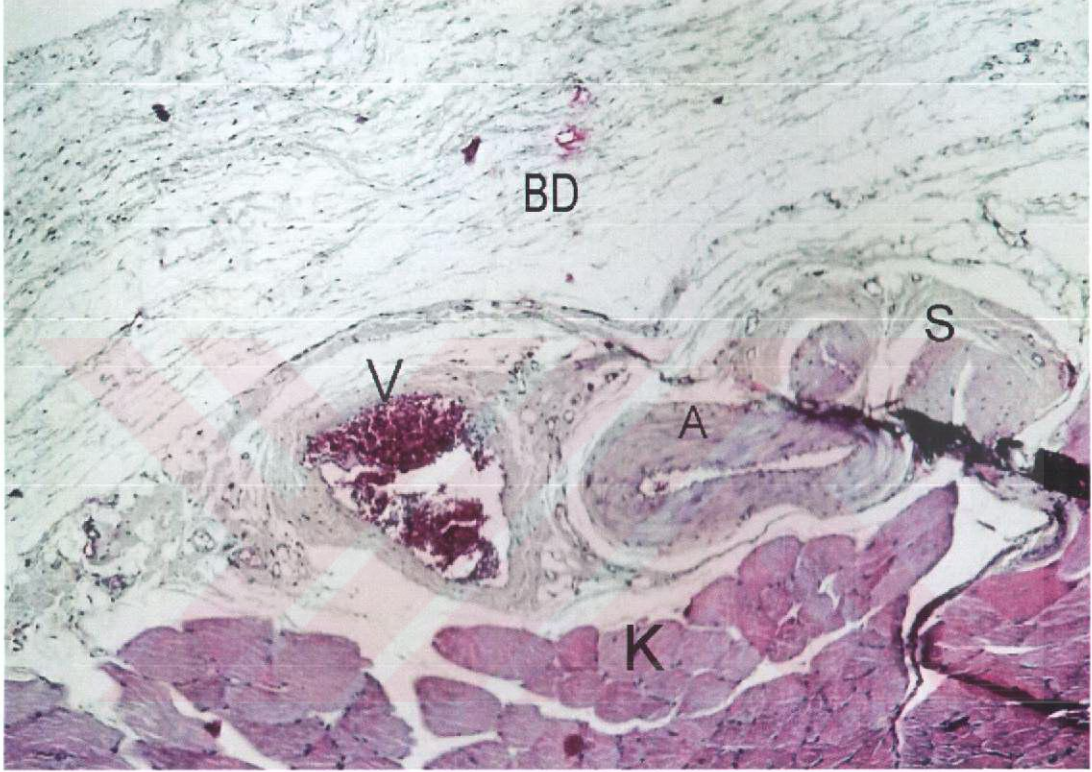
Şekil 7. A grubunda greft konulduktan 14. günde greftin etrafında oluşan fibroz doku.



Şekil 8. C grubunda greft konulduktan 90. günde greftin etrafında oluşan fibroz doku.

### **A grubu boş, kontrol grubunun incelenmesi**

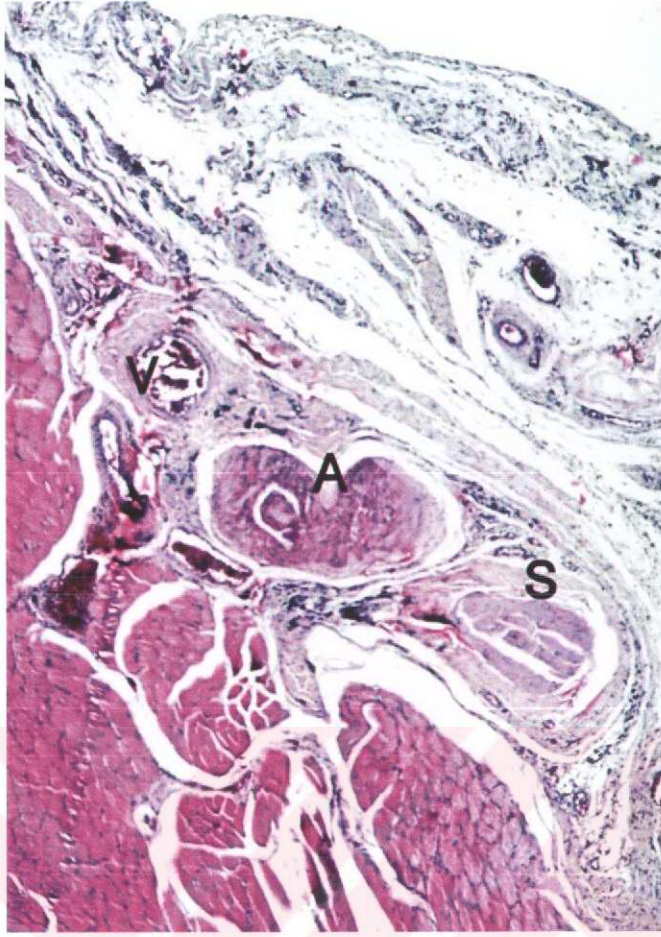
İskelet kasları komşuluğunda femoral arter, femoral ven ve eşlik eden periferik sinirler, çevreleyen bağ dokusu içerisinde doğal olarak izlenmektedir. Bağ dokusu gevşek bağ dokusu niteliğinde olup kollajen tel demetlerinden ve kılcıl damarlardan zengindir (Şekil 9).



Şekil 9. A grubu, normal doku HE, x 5, A – arter, V – ven, S – sinir, BD – bağ dokusu, K – kaslar.

### **A sham grubunun incelenmesi**

Aynı bölgede düşük derece ödem ve bağ dokusu hücrelerinde artışla seyreden düşük dereceli enflamasyon görülmüştür (Şekil 10).

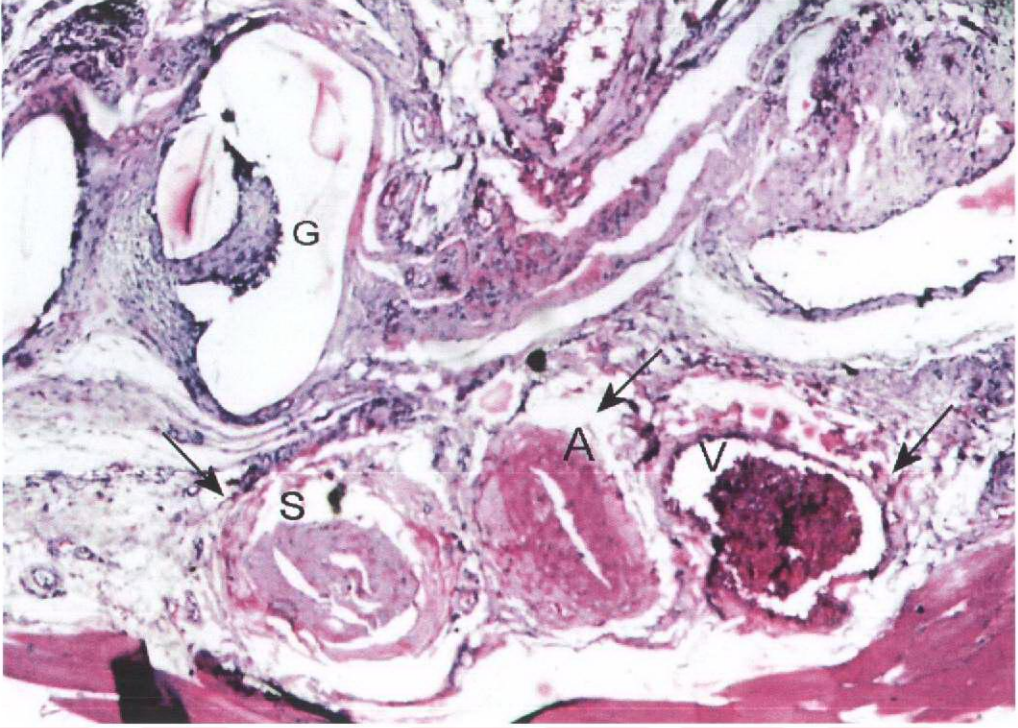


Şekil 10. A sham grubu HE, x 5, A – arter, V – ven, S – sinir.

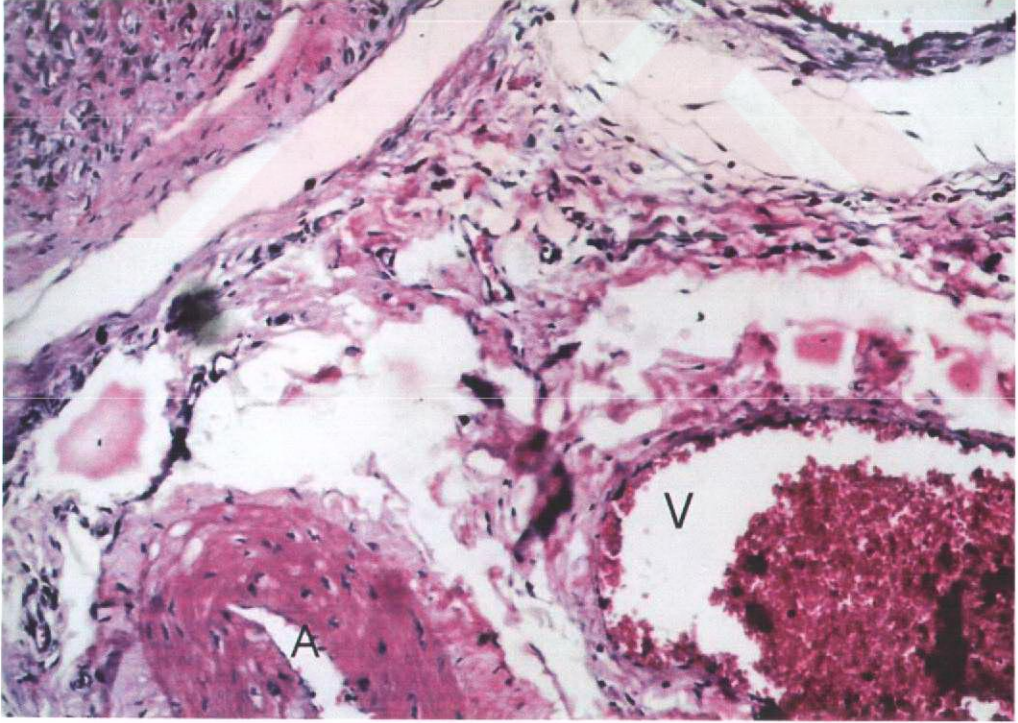
### **A greft grubunun incelenmesi**

Aynı bölgede iskelet kası komşuluğunda arter, ven ve periferik sinir ortada, bunun üzerinde ise konulan polipropilen greft izlenmektedir. Arter, ven ve periferik sinir çevresinde hücre artışı ve ödemle seyreden düşük dereceli enflamasyon tespit edilmiştir.

Polipropilen mesh greftin arter, ven ya da sinire basısı tespit edilmemiştir, trombüs yoktur. Fibrozis yapacak derecede bir bağ dokusu artışı tespit edilmemiştir. (Şekil 11, şekil 12).



Şekil 11. A greft grubu HE, x 5, A – arter, V – ven, G – greft, S – sinir, oklarla düşük dereceli enflamasyon bulguları gösterilmiştir.



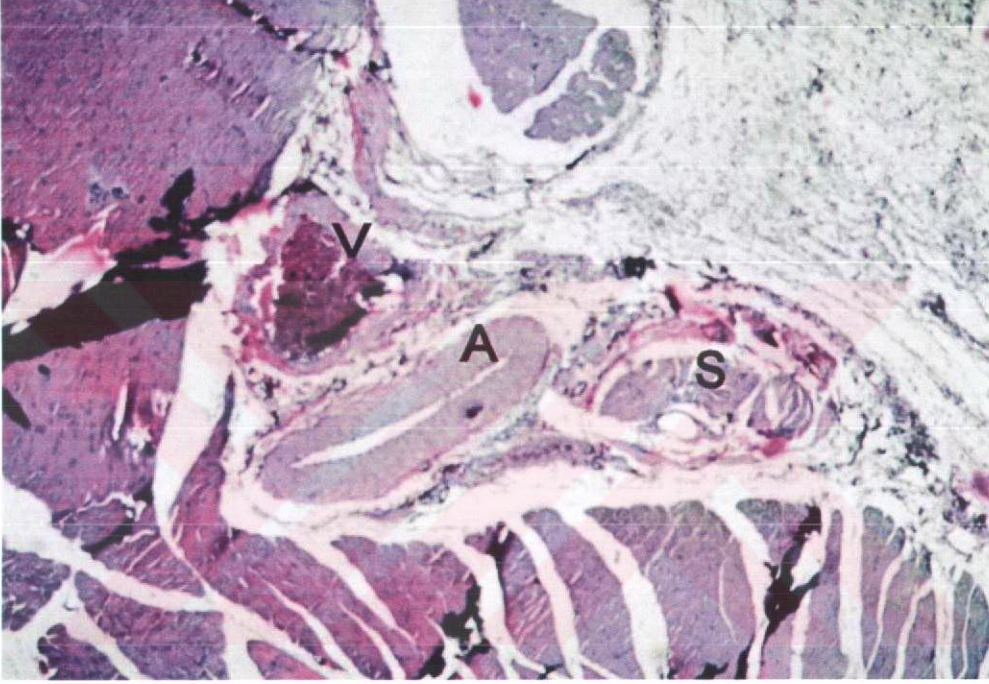
Şekil 12. A greft grubu HE, x 20, A – arter, V – ven, Arter ve ven çevresinde hücre artışı ve ödemle seyreden düşük dereceli enflamasyon gözükmemiştir. Büyütme alanına greft lifleri denk gelmemiştir.

### **B grubu boş, kontrol grubunun incelenmesi**

İskelet kaslarının üzerinde bağ doku içerisinde arter ven ve eşlik eden periferik sinir normal olarak gözlenmektedir. A grubuna göre farklılık yok.

### **B sham grubunun incelenmesi**

Boş kontrol grubundan farkı gözlenmemiştir ve mikroskopik olarak normal dokularla uyumlu (Şekil 13).



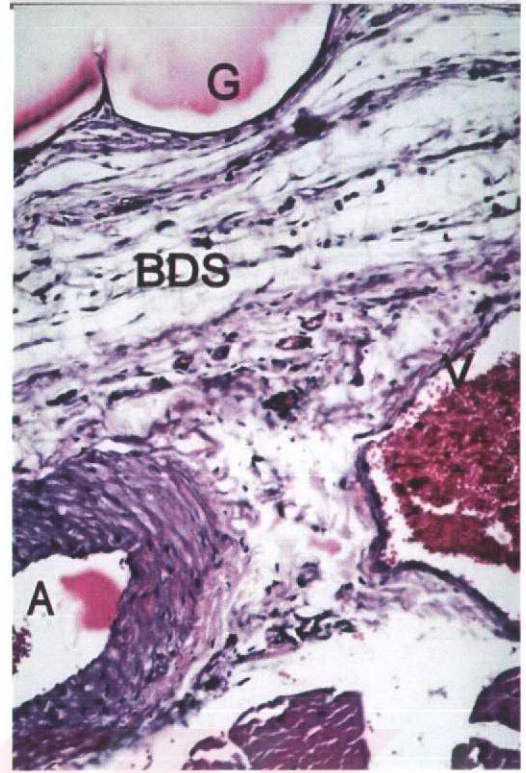
Şekil 13. B sham grubu HE, x 5, A – arter, V – ven, S – sinir.

### **B greft grubunun incelenmesi**

Damarlarla greft arasında ince bir bağ doku septumu geliştiği gözlenmektedir. Bu bölgede hücre artışı ve ince kollajen teller daha organize olarak izlenmiştir. Damarların duvarında ve intimada herhangi bir değişiklik saptanmamıştır (Şekil 14, şekil 15).



Şekil 14. B greft grubu. HE, x10



Şekil 15. B greft grubu HE, x20.

G – Greft, A – arter, V – ven, BDS – Bağ dokusu septumu.

### C kontrol grubunun incelenmesi

Bağ dokusu üzerinde iskelet kası altında arter, ven ve eşlik eden sinir izlenmektedir. Diğer kontrol gruplara göre herhangi bir farklılık yoktur (Şekil 16).



(Şekil 16). C kontrol grubu HE, x 5, A – arter, V – ven, S – sinir, K – kas dokusu.

### C sham grubunun incelenmesi

Diğer sham gruplarıyla aynı gözlenmektedir. Gruplar arasında zamanlama farkına rağmen (90 gün) histolojik olarak herhangi bir fark bulunmamıştır ve normal dokularla uyumludur.

### C greft grubunun incelenmesi

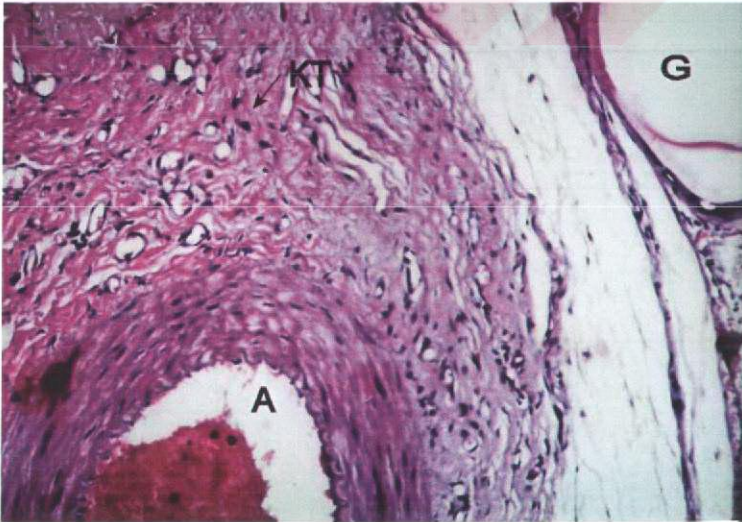
Arter ve ven çevresinde bağ dokusunun, özellikle kollajen tellerinin artarak diğer gruplara göre daha yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Arter içerisinde fibrine kan mevcuttur. Trombüs yoktur. Hem arterin hem de venin duvar yapısında ve intimasında herhangi bir patolojik değişikliğe rastlanılmamıştır. (Şekil 17, Şekil 18, şekil 19).



Şekil 17. HE, x 5. G – Graft, A – arter, V- ven, S – sinir, KT – kollajen teller.



Şekil 18. HE, x 10  
G – Graft, A – arter,  
V- ven, S – sinir,  
KT – kollajen teller.



Şekil 19. HE, x20,  
G – Graft, A – arter, S – sinir, KT – kollajen teller.

### 4.3. İstatistiksel bulgular

İstatistik değerlendirme AÜTF Biyostatistik Anabilim Dalınca yapıldı. Değerlendirme için *SPSS 11.5 for Windows* bilgisayar programı yardımıyla Chi – Square, Kruskall Wallis ve Wilcoxon Signed Ranks Testleri kullanıldı.

Tablo 10. A grubu için tanımlayıcı istatistiksel değerler. Kan akımları, (BPU).

		Ortalama	Median	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Sağ	Sağ deri preop.	159,91	153,29	57,38	81,16	286,83
	Sağ deri postop.	122,78	108,93	62,008	47,6	249,6
	Sağ arter preop.	4977,48	5118,64	866,3	3536,32	6267,68
	Sağ arter postop.	4911,56	5181,65	1057,56	3257,16	6321,99
	Sağ ven preop.	5781,82	5414,26	1292,66	4688,86	8992,63
	Sağ ven postop.	5046,08	4617,23	1883	2058,5	8748,15
Sol	Sol deri preop.	111,362	124,23	41,89	56,14	173,52
	Sol deri postop.	135,42	135,45	65,007	36,71	241,1
	Sol arter preop.	4900,934	4850,43	622,036	4314,14	5847,15
	Sol arter postop.	5076,37	5227,06	680,042	4279,35	6039,12
	Sol ven preop.	5330,972	4826,17	2020,21	3172,9	8666,77
	Sol ven postop.	5312,078	5542,08	490,72	4524,96	5731,84

Tablo 11. B grubu için tanımlayıcı istatistiksel değerler. Kan akımları, (BPU).

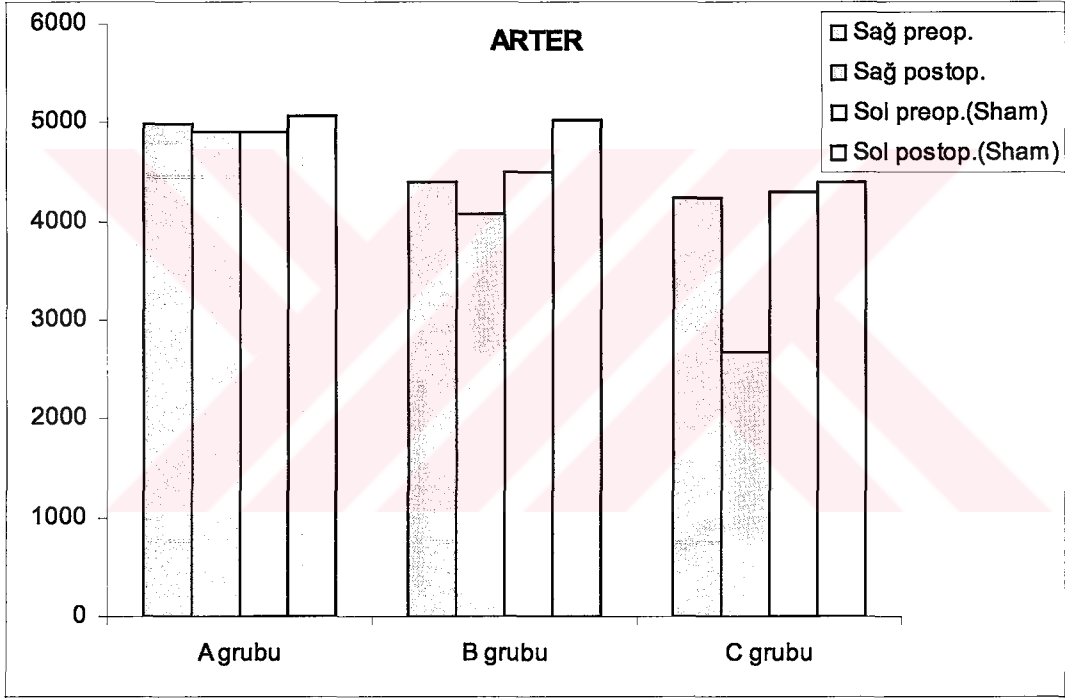
		Ortalama	Median	Standart sapma	Mini-mum	Maksi-mum
Sağ	Sağ deri preop.	108,74	93,98	56,24	58,58	234,96
	Sağ deri postop.	124,056	104,97	39,2246	85,44	197,73
	Sağ arter preop.	4407,541	4026,69	1116,36	3136,89	6039,7
	Sağ arter postop.	4076,222	3328,82	1391,96	2714,57	6555,13
	Sağ ven preop.	5256,223	5364,64	735,207	3910,13	6289,04
	Sağ ven postop.	5147,438	4811,52	1227,70	3763,05	7706,13
Sol	Sol deri preop.	128,532	109,24	60,9226	68,35	264,86
	Sol deri postop.	131,021	121,14	48,9815	73,84	219,09
	Sol arter preop.	4502,594	5122,16	1042,39	3044,12	5456,6
	Sol arter postop.	5017,55	5092,18	445,660	4378,75	5575,61
	Sol ven preop.	5695,876	5919,21	982,960	4217,1	6563,06
	Sol ven postop.	5633,732	5608,49	627,310	4796,27	6329,32

Tablo 12. C grubu için tanımlayıcı istatistik değerler. Kan akımları, (BPU).

		Ortalama	Median	Standart sapma	Mini-mum	Maksi-mum
Sağ	Sağ deri preop.	119,552	108,32	35,24	66,52	175,15
	Sağ deri postop.	117,2	105,57	46,97	64,69	195,58
	Sağ arter preop.	4240,73	4209,17	759,78	3208,91	5198,45
	Sağ arter postop.	2683,57	2564,58	421,12	2287,1	3758,77
	Sağ ven preop.	5341,68	5165,8	1142,106	3954,07	6969,51
	Sağ ven postop.	4433,68	4482,27	1227,61	2200,09	6221,91
Sol	Sol deri preop.	122,768	122,99	42,62	54,92	185,29
	Sol deri postop.	120,772	109,24	40,30	80,55	213,6
	Sol arter preop.	4304,25	4359,91	290,12	3934,54	4627,22
	Sol arter postop.	4389,8	4411,79	715,94	3284,58	5243,61
	Sol ven preop.	5438,906	6159,05	1848,54	3351,11	7656,09
	Sol ven postop.	4983,25	5322,95	715,52	4213,17	5739,38

Tablo 13. Arter kan akımının grup ortalamalarının kıyaslanması.

	A grubu	B grubu	C grubu
Sağ preop.	4977,48	4407,54	4240,73
Sağ postop.	4911,56	4076,22	2683,57
Sol preop.(Sham)	4900,93	4502,59	4304,25
Sol postop.(Sham)	5076,37	5017,55	4389,8

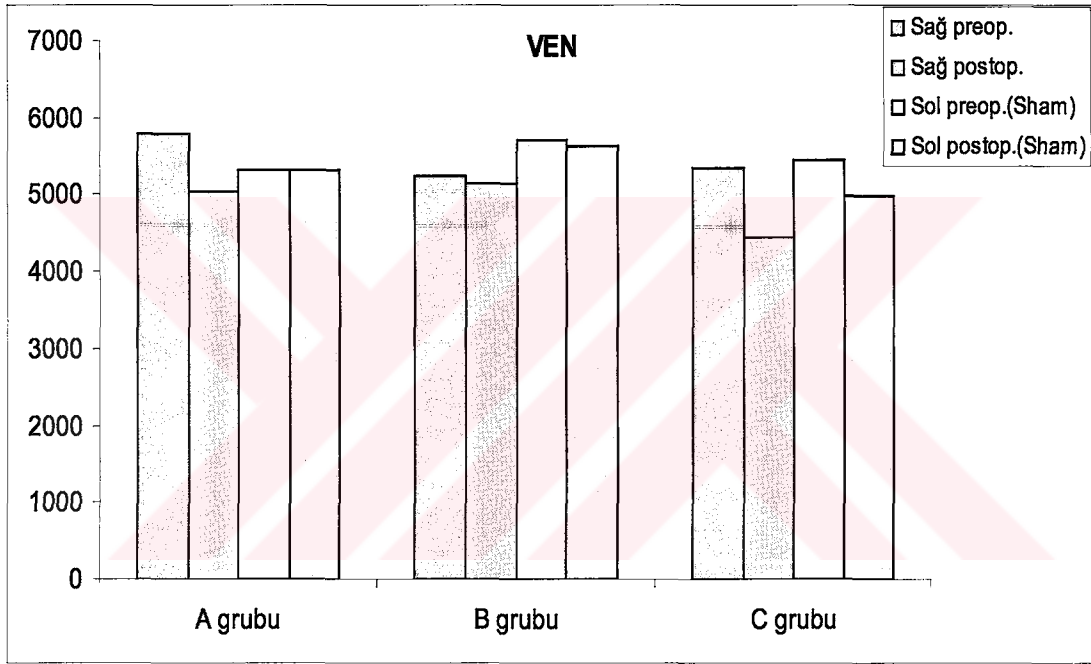


Şekil 20. Arter kan akımının grup ortalamalarının kıyaslanmasının grafiği.

Ortalama sonuçlarda arter kan akımlarında greft konulan sağ tarafta B grubunda (postoperatif 28. günde) % 7,5, C grubunda (postoperatif 90. günde) % 36,7 azalma gözükülmektedir. A greft grubunda ve sham gruplarının kan akım ortalamalarında kayda değer azalma saptanmadı (Tablo13, Şekil 20).

Tablo 14. Ven kan akımının grup ortalamalarının kıyaslanması.

	A grubu	B grubu	C grubu
Sağ preop.	5781,82	5256,22	5341,68
Sağ postop.	5046,08	5147,44	4433,68
Sol preop.(Sham)	5330,97	5695,88	5438,91
Sol postop.(Sham)	5312,08	5633,73	4983,25



Şekil 21. Ven kan akımı grup ortalamalarının kıyaslanmasının grafiği.

Ven akım ortalamalarını kıyaslarsak, greft konulan sağ tarafta preoperatif değerlere göre postoperatif değerlerde A grubunda (14.gün) % 12,7, B grubunda (28.gün) % 2,06, C grubunda (90. gün) % 17 azalma gözükmektedir. Sham grubunda akım ortalamalarında preoperatif – postoperatif değerlerde önemli fark yoktur (Tablo 14, Şekil 21).

Deride kan akım ortalama değerlerinde greft, sham, kontrol gruplarında belirgin fark yoktur.

Gruplar arasındaki farkların istatistiksel bir anlamı olup olmadığı Wilcoxon Signed Ranks Test kullanılarak değerlendirildi.

Tablo 15. A grubunda preoperatif – postoperatif değerlerin Wilcoxon Signed Ranks Test kullanarak kıyaslanması.

		P
Sağ	Sağ deri preoperatif - Sağ deri postoperatif	0,203
	Sağ arter preoperatif - Sağ arter postoperatif	0,959
	Sağ ven preoperatif - Sağ ven postoperatif	<b>0,047</b>
Sol	Sol deri preoperatif - Sol deri postoperatif	0,386
	Sol arter preoperatif - Sol arter postoperatif	0,345
	Sol ven preoperatif - Sol ven postoperatif	0,686

Sağda vasküler yapılar üzerine greft konulduktan ve sol tarafta sham ameliyatı yapıldıktan 14 gün sonra kan akımlarına bakarsak istatistiksel olarak derinin, arterlerin preoperatif ile postoperatif değerlerinde anlamlı fark saptanmamıştır. **Sağ greftli tarafta ven kan akımında postoperatif değerlerde istatistiksel olarak anlamlı (p – 0.047) azalma görülmüştür (Tablo 15).**

Tablo 16. B grubunda preoperatif – postoperatif değerlerin Wilcoxon Signed Ranks Test kullanarak kıyaslanması.

		P
Sağ	Sağ deri preoperatif - Sağ deri postoperatif	0,285
	Sağ arter preoperatif - Sağ arter postoperatif	0,203
	Sağ ven preoperatif - Sağ ven postoperatif	0,333
Sol	Sol deri preoperatif - Sol deri posteratif	0,799
	Sol arter preoperatif - Sol arter postoperatif	0,345
	Sol ven preoperatif - Sol ven postoperatif	0,893

B grubunda hem greft konulan sağ tarafta hem de sham ameliyatı yapılan sol tarafta ameliyattan 28 gün sonra derinin, arterin ve venin preoperatif ile postoperatif kan akımlarında anlamlı fark saptanmamıştır (Tablo 16).

Tablo 17. C grubunda preoperatif – postoperatif değerlerin Wilcoxon Signed Ranks Test kullanarak kıyaslanması.

		P
Sağ	Sağ deri preoperatif - Sağ deri postoperatif	0,878
	Sağ arter preoperatif - Sağ arter postoperatif	<b>0,005</b>
	Sağ ven preoperatif - Sağ ven postoperatif	0,074
Sol	Sol deri preoperatif - Sol deri posteratif	0,721
	Sol arter preoperatif - Sol arter postoperatif	0,893
	Sol ven preoperatif - Sol ven postoperatif	0,5

C grubunda ameliyattan 90 gün sonra sağda greft konulan tarafta postoperatif arter kan akımında istatistiksel olarak anlamlı ( $p = 0,005$ ) azalma saptanmıştır. Ven ve deri kan akımlarında her iki tarafta geçen zaman içinde farklılık bulunmamıştır (Tablo 17).

Tablo 18. Greft konulan sağ taraf ile sham ameliyatı yapılan sol tarafın kan akım değerlerinin Wilcoxon Signed Ranks Test kullanarak kıyaslanması.

		Sağ deri (greft) postoperatif – sol deri (sham) postoperatif	Sağ arter (greft) postoperatif – sol arter (sham) postoperatif	Sağ ven (greft) postoperatif - sol ven (sham) postoperatif
P	A grubu	0,646	0,686	0,345
	B grubu	0,878	<b>0,043</b>	0,5
	C grubu	0,959	<b>0,043</b>	0,08

Greft konulan sağ taraf ile sham ameliyatı yapılan sol tarafta kan akımlarını birbiriyle karşılaştırılmasına bakarsak, ameliyattan 28 ve 90. gününde arter akımında sham ameliyatı yapılan sol tarafa göre greft konulan sağ tarafta kan akımında azalma gözlenmiştir ( $p < 0,05$ ). Greft konulması deri ve ven kan akımlarında sham grubuna göre fark yaratmamıştır (Tablo 18).

Tablo 19. Greftli ve sham grupları arasında preoperatif ve postoperatif kan akımının toplam verilerinin Wilcoxon Signed Ranks Test kullanarak kıyaslanması.

		P
Sağ	Sağ deri preoperatif - Sağ deri postoperatif	0,658
	Sağ arter preoperatif - Sağ arter postoperatif	<b>0,012</b>
	Sağ ven preoperatif - Sağ ven postoperatif	<b>0,009</b>
Sol	Sol deri preoperatif - Sol deri posteratif	0,781
	Sol arter preoperatif - Sol arter postoperatif	0,211
	Sol ven preoperatif - Sol ven postoperatif	0,65

Yukarıdaki sonuçların yanı sıra grup olarak ayırmaksızın tüm 30 deneğin toplam verilerinin preoperatif ve postoperatif kan akımlarını karşılaştırdığımızda, greft konulan sağ tarafta arter ( $p - 0,012$ ) ve vende ( $p - 0,009$ ) postoperatif kan akımında istatistiksel olarak anlamlı azalma kaydedilmiştir. Sağ ayak derisinde, sham ameliyatı yapılan sol arterde, sol vende ve sol ayak derisinde kan akımında fark saptanmamıştır (Tablo 19).

## 5. TARTIŞMA

Fıtık cerrahisinin yüz yıldan fazla geçmişi vardır. Prostetik materyaller keşfedildiğinden bu yana kullanımları fıtık onarımında konvansiyonel yöntemlerin önüne geçmiştir. Doğal ürünlerden elde edilmiş yamalarla başlayan prostetik materyal kullanımı bugün üç boyutlu, intraperitoneal kullanımı mümkün olan materyallere uzanan çok çeşitli bir yelpaze sunmaktadır.

Fıtık tedavisinde ideal ameliyat olmadığı gibi, fıtık onarımını iyileştirecek evrensel olarak kabul görmüş ideal prostetik materyal de henüz geliştirilmemiştir.

1950'lerde Cumberland ve Scales ideal biyomateryal için ölçütler geliştirmiştir. Daha sonra Hamer-Hodges ve Scott tarafından tekrar şekillendirilmiştir <sup>51</sup> (Tablo 20).

Tablo 20. İdeal prostetik materyalin özellikleri.

- 1- Doku sıvılarında fiziksel modifikasyona uğramamalıdır.
- 2- Kimyasal olarak inert olmalıdır.
- 3- Enflamatuvar veya yabancı madde reaksiyonu oluşturmamalıdır.
- 4- Karsinojenik olmamalıdır.
- 5- Alerji veya aşırı duyarlılığa yol açmamalıdır.
- 6- Mekanik gerilime dayanıklı olmalıdır.
- 7- İstenen formda fabrikasyon üretimi yapılabilmelidir.
- 8- Sutürasyon veya kesme işlemi ile yapısı bozulmayacak şekilde olmalıdır.
- 9- Sterilize edilebilmelidir.
- 10- Geçirgen olmalı ve dokunun mesh içine doğru büyümesine izin vermelidir.
- 11- Sekestre veya enkapsüle olmadan fibroblastik aktiviteyi uyarak dokuya dahil olmalıdır.
- 12- Esnek olmalı, senliğe neden olmamalı ve hasta tarafından hissedilmemelidir.
- 13- Karın içi basınç veya dış güçlerin oluşturacağı yüksek güce karşı dayanıklı olmalıdır.

Günümüzde en çok kullanılan ve vücut tarafından iyi tolere edilen ve ideal prostetik materyal özelliklerini en çok taşıyan üç biyomateryal vardır: polyester mesh, polipropilen mesh, ePTFE yama<sup>24, 52</sup>. Üçü de doku sıvılarında değişikliğe uğramaz. ePTFE en inert olanıdır ve gücünün biraz daha fazla olduğu ileri sürülmektedir.

Polyester ve polipropilen meshlerin dağınık, fibröz kollajen yanıtı çevre fasya ile daha güvenli bağlar yaratır. Bilinen en güçlü ve düzgün kollajen yanıtı organize eden mesh karbon fiber temelli materyaldir. Ancak klinik kullanımı çok azdır.

Biyomateryaller ile ilgili belli başlı komplikasyonlar sıklıkla enfeksiyon, seroma oluşumu, intestinal yapışıklık, bağırsak tıkanıklığı, erozyone olarak komşu içi boş organa göç etmesi, büzülerek onarımın başarısız olmasıdır<sup>12</sup>. Mesh ve karın içi organların teması halinde yapışıklık, mekanik bağırsak tıkanıklığı ve fistüller görülmüştür. Bir yüzü emilebilir materyalden yapılan çift taraflı meshler yapışıklığı önlemek ve komplikasyonların önüne geçmek için üretilmiştir<sup>53</sup>.

Öte yandan polipropilen ve polyester mesh ciddi yabancı cisim reaksiyonu yapar. Onarılan defektlerde mezotelial hücre tabakası oluşumunu geciktirir. Çevrede yoğun skar dokusu oluşturur. Ayrıca yapışıklık oluşumu %80–90 oranında gözlenmiştir.

Çalışmamızın da amacı bahsettiğimiz yabancı cisim reaksiyonu, skar dokusunun oluşumu vasküler yapılarda ve kan akımında değişikliğe neden olup olmayacağını araştırmaktır. Tıp literatürüne baktığımızda buna benzer greftlerin vasküler yapılara etkisini araştıran deneysel çalışmaya rastlanılmadı. Kasık bölgesindeki diğer yapılara greftin ters etkilerini gösteren birçok çalışma mevcut.

Demirer ve ark<sup>54</sup>. deneysel çalışmasında ilioinguinal sinirin üzerine konulan polipropilen mesh greftin mekanik basısına bağlı mielin dejenerasyonu, endonöral ve perinöral ödem, fibrozis, akson kaybı gibi değişiklikler bildirmişlerdir. Son zamanlarda daha sık bildirilmeye başlayan inguinodinyanın<sup>55, 56</sup> nedenin histopatolojik olarak Demirer ve ark. çalışması ile açıklayabiliriz. Greft implantasyonuna bağlı postoperatif bu tip kasık ağrıların azaltmak için rutin sinir eksizyonu yararlı olacağı birçok araştırmacı tarafından savunulmaktadır<sup>57, 58, 59</sup>.

Greftli kasık fitik onarımlarının başka bir yan etkisi spermatik kord etrafında enflamasyon oluşturmalarıdır. Kremaster kasının açık bırakılması duktus deferens etrafında enflamasyona neden olur ve spermatik granuloma, ağrılı ejakülasyon, testis ağrısı, testis atrofisi gibi ek problemler yaratmaktadır. ABD’de yapılan çok merkezli araştırmada mesh greft kullanılan fitik onarımlarından sonra 14 hastada meshe bağlı fibrozis sonucu ductus deferens tıkanması ve azospermi geliştiği bildirilmiştir. Yoğun fibrozisten dolayı bu hastaların ancak % 57’sinde cerrahi olarak ductus deferens onarımı yapılabilmektedir <sup>60</sup>.

Bu sorunları önlemek için kremaster kasının mümkün olduğu kadar onarılması ve greftli fitik onarımlarını özellikle genç erkek hastalarda kısıtlı endikasyonlarla yapılması bazı çalışmalarda önerilmektedir <sup>61</sup>. Akbulut ve ark. <sup>62</sup> çalışmasında ise TEP onarımı sonrası Lichtenstein onarımına nazaran hastalarda testis volümünün ve testosteron seviyesinin azaldığı gözlenmiştir. Aynı grubun başka bir klinik çalışmasında TEP ve Lichtenstein onarımları sonrası testiküler kan akımında belirgin azalma görülmemiştir <sup>63</sup>. Testiküler akımı araştıran başka çalışmalarda da postoperatif geç dönemde akım normale döndüğü bildirilmiştir <sup>64, 65</sup>.

Bizim çalışmamızda femoral damarlar üzerine polipropilen mesh greft konulduktan sonra arter kan akımında postoperatif 28. günde % 7.5 ( $p = 0.203$ ), postoperatif 90. günde % 36.7 ( $p = 0.005$ ) azalma gözlenmiştir. Aynı greft konulan tarafta ven akımlarında da azalma gözlemlendi, özellikle postoperatif 14. günde ( $p = 0.047$ ) fakat diğer gruplarda kan akımının azalması statiksel olarak değer kazanmadı. Greft konulan tarafı sham ameliyatı yapılan tarafla kan akımlarını kıyasladığımızda arter akımında 28. günde ( $p = 0.043$ ) ve 90. günde ( $p = 0.043$ ) greftli grupta anlamlı azalma görüldü. Greftli gruplar ile sham gruplarını arasında ven ve cilt kan akımında statiksel olarak anlamlı fark saptanmadı. Burada greftli grup ile sham grubunu kıyaslarken arter akımında azalma görüldü de, ven akımında neden böyle sonuca varılamadı sorusu çıkabilir. Gruptaki deneklerin sayısının az olduğu ( $n = 10$ ) sorunun cevabını verebilir. Çünkü toplam veriler kıyaslandığında ( $n = 30$ ) greftli grupta preoperatif akıma göre hem arterin ( $p = 0,012$ ) hem de venin ( $p = 0,009$ ) postoperatif akımında azalma mevcuttur.

Literatürde meshle fitik onarımından sonra femoral damarlardaki akımı araştıran çok az klinik çalışma mevcut. Bu alanda ilk yayınlan Taylor ve ark.<sup>65</sup> çalışmasıdır. Tek taraflı kasık fitiği olan 10 hastaya TEP, 10 hastaya açık gerilimsiz onarım yapılmış. Ortalama 3 yıl sonra aynı hastalara femoral arter ve femoral vende akım şeklini ve damar çaplarının ölçmek için dopler ultrason yapılmıştır. Ameliyat olmayan tarafla kıyaslandığında, damar çaplarında ve akım şeklinde fark saptanmamıştır.

Özmen ve ark.<sup>66</sup> benzer klinik çalışmasında TEP ve açık posterior yaklaşımlı meshle fitik onarımlarından 6 ay sonra yapılan dopler ultrason kontrollerinde femoral damar çaplarında ve akımlarında değişiklik olmadığı saptanmış. Bunun yanı sıra hiçbir hastada derin ven trombozu görülmemiştir.

Bizim çalışmadaki akımın azalması mekanik bası sonucu olduğu düşünülmektedir. Bunun başka bir açıklaması da çalışmada kullanılan sıçanların damar çapları insan femoral damar çapları ile kıyaslanamaz. Greft konulduktan sonra postoperatif 14. güne göre 90. gününde hem makroskopik hem de mikroskobik olarak oluşan fibrozis daha yoğundu. Fakat damar duvar yapısında, intimada ve çaplarında herhangi bir değişiklik saptanmadı. Zaman geçtikçe yoğunluğu artan fibrozis daha fazla mekanik bası yaparak kan akımını geçmiş zamanla orantılı olarak azalmasını açıklayabilir.

Greft konulduktan sonra ayak dorsal bölgesi cildin kan akımında değişiklik saptanmaması gelişmiş kollaterallere bağlı olduğunu düşündürebilir. Fakat bir tek arterdeki kan akımını ölçerek alt ekstremitenin bütün hemodinamik durumunu anlamak mümkün olmayabilir. Literatürde de bu alanda yapılan çalışmaya rastlanamadı. Kesin cevap almamız için gelişmiş aletler ile kapsamlı çalışmalar yapılması gerekir. Belirtmemiz gereken başka bir husus da, çalışmamızda kullanılan lazer dopler akımölçer renkli dopler ultrasonun yerini alamayacaktır.

Günümüzde teknolojinin gelişmesiyle bilimsel araştırmalar için yüksek çözünürlüklü The VisualSonics Vevo 770 ( The VisualSonics Inc. Toronto, Canada) gibi 22 – 40 MHZ mekanik transdüserli dopler ultrasonlar piyasaya sunuldu. Bu cihazın yardımıyla 30 micron çözünürlüğe kadar ultrasonik görüntüler alınabilir ve çok küçük çaplı damarlarda bile akım hızı, damar çapları ölçülebilir. Yurtdışında birkaç merkezde bu cihazlar embrionik ve neonatal kardiovasküler

sistemi araştıran çalışmalarda kullanılmaya başladı <sup>67, 68</sup>. Halen lkemizde bu tip cihazlar mevcut değil. Kısa bir zamanda araştırma merkezlerine böyle cihazlar alınır ve çalışmamıza benzer araştırmalar yapılacağını dşnmekteyiz.

Cerrahi literatürde birçok yayınlarda bildirilen biyomateryallerin ters etkilerine çalışmamızın sonucunda mesh grefte bağlı oluşan fibrozis, mekanik bası yaparak kk çaplı damarlarda kan akımını da ters yönde etkileyebileceğini ekleyebiliriz. Ancak biyomateryallerin vasküler yapılara etkisi yeterli kadar araştırılmamıştır. Yukarıda belirttiğimiz iki klinik çalışma <sup>65, 66</sup> ok az sayıdaki hasta üzerinde yapılmıştır ve kısa bir süre takip edilmiştir. Halen bu konuda yeterli bilgiye sahip değiliz ve geniş çaplı, prospektif randomize çalışmalar planlanmaktadır.

Prostetik materyalleri geliştirilmek için de yoğun çalışmalar sürdürülmektedir. Fakat içsel doku gibi davranan, komşu dokuda tepkiye yol amayan, enfeksiyona dirençli ideal prostetik materyale henüz ulaşılamamıştır.

## 6. SONUÇLAR

### 1. A grubunun (postoperatif 14. gün) sonuçları

Greft konulduktan 14 gün sonra arter, ven ve periferik sinir çevresinde hücre artışı ve ödemle seyreden düşük dereceli enflamasyon gelişti.

Bu süre içinde polipropilen mesh greftin vasküler yapılara ters etkisi görülmedi. Fibrozis yapacak derecede bir bağ dokusu gelişmedi.

Sham grubunda da düşük dereceli enflamasyon gelişti.

Kan akımında, greftli tarafta vende postoperatif kan akımında azalma görüldü. Arter ve sham grubunda kan akımında değişiklik olmadı.

### 2. B grubunun (postoperatif 28. gün) sonuçları

Greft konulan tarafta damarlarla greft arasında ince bir bağ doku septumu gelişti.

Sham tarafında histolojik değişiklik yok, normal dokularla uyumluydu.

Arter akımında sham grubuna göre greftli tarafta azalma gelişti. Ven akımında grefte bağlı değişiklik olmadı.

### 3. C grubunun (postoperatif 90. gün) sonuçları

Sham grubunda histolojik değişiklik bulunmadı.

Greft grubunda fibrozis diğer gruplara göre daha yoğunlaştı.

Damar duvarında ve intimada histolojik olarak herhangi bir değişiklik gelişmedi.

Grefte bağlı trombüs oluşmadı.

Greft konulan tarafta arterde kan akımı azaldı ve ayrıca sham tarafa göre kıyaslandığında da greftli tarafta arter kan akımı azaldığı görüldü, ven kan akımında değişiklik görülmedi.

Greft konulması veya sham ameliyatının yapılması hiçbir şekilde derideki kan akımı değiştirmedir.

30 deneğin verilerinin toplamını değerlendirdiğimizde hem arter hem de venin postoperatif akımlarında azalma görüldü.

Sonuç olarak vasküler yapıların üzerine mesh greft yerleştirildikten sonra etraftaki dokularda enflamasyon ve fibrozis gelişir. Zamanla fibroz doku yoğunluğu arttığı tespit edildi.

Oluşan fibroz doku damarların histolojik yapısını değiştirmediği görüldü.

Kkl damarlarda hem arteriyel hem de venöz kan akımındaki azalma, oluşan fibroz dokunun baskısına bağlı olduğu dşnld.



## ÖZET

### Polipropilen Mesh Greftin Vasküler Yapılar Üzerindeki Etkisi; Sıçanlarda Deneysel Çalışma

**Amaç.** Fıtık onamında en sık kullanılan biyomateryal polipropilen mesh greftin vasküler yapılar üzerindeki etkisini araştırmak.

**Materyal ve metod.** 30 adet, erkek, 250 ila 350 gram ağırlığında Wistar albino cinsi sıçanlar 10'ar adet, A, B, C olarak 3 gruba ayrıldı.

Denekler uygun anestezi ile uyutulduktan sonra tüm deney gruplarında lazer dopler akımölçer kullanarak öncelikle her iki ayak dorsal yüzeyinde deride kan akımı ölçüldü. Deneklerin kasık bölgesi derisi ve yüzeysel fasyası açıldı ve A. ve V. Femoralis, N. Femoralis dalları serbestleştirilerek femoral arter ve vendeki akımlar ölçüldü.

Uyluk orta kısmına sağ femoral damarlar üzerine 0,5X1,0 cm ebadında polipropilen mesh greft serildi ve 5/0 polipropilen sütürle iki kenardan kaslara tespit edildi. Sağ tarafta bütün gruplarda bu aşamalar benzer şekilde yapıldı.

Sol tarafta ise her grupta ilk 5 hayvanda sham operasyonu yapıldı. Deri ve fasya açıldı, femoral damarlar serbestleştirildi, arter ve vende akım ölçüldükten sonra polipropilen 5/0 sütürle deri kapatıldı. Diğer 5 deneğin sol kasık bölgesinde hiçbir işlem yapılmadı.

A grubuna postoperatif 14. günü, B grubuna 28. günü ve C grubuna 90. gününde lazer dopler akımölçer ile her iki ayak dorsal bölgede deride, daha sonra kasık bölgesi diseke edilerek femoral arterdeki kan akımı greftten 5 mm distalde, vende ise 5 mm proksimalde ölçüldü. Sol tarafta sham grubu olan ilk 5 hayvanda femoral damarlar ortaya konuldu, arter ve vendeki akımlar ölçüldü. 6-10 hayvanlara sol tarafta sham operasyonu yapılmadığı için damarlarda kan akımları ölçülmedi. Sağ ve sol kasık bölgesinden histolojik araştırma için damarlar ve greft içeren materyaller alındı ve %10 tamponlanmış formaldehit içine konuldu.

Bilinen histolojik doku takibi yöntemleriyle parafin bloklar elde edildi. Bloklardan 3-5µm kalınlığında alınan kesitler rutin H.E. boyama protokolüyle boyandı.

**Sonuç.** Vasküler yapıların üzerine mesh greft yerleştirildikten sonra etraftaki dokularda geçmiş zamana göre değişik derecede enflamasyon ve fibrozis gelişti. Oluşan fibroz doku damarların histolojik yapısını değiştirmedir.

Greft yerleştirildikten bir süre sonra küçük çaplı damarlarda oluşan fibroz dokunun baskısı nedeniyle hem arteriyel hem de venöz kan akımında azalma görüldü.

**Anahtar sözcükler:** cerrahi meshler, fitıklar, femoral arter, femoral ven, polipropilen.



## ***SUMMARY***

### **The Effect of Polypropylene Mesh Prosthesis on Vascular Structures; An Experimental Study on Rats**

**Aim.** To study the effects of polypropylene; the most widely used biomaterial in hernia surgery on vascular structures.

**Material and Method.** 30 male Wistar albino rats, weighing between 250-350 grams were grouped A, B, and C each consisting 10.

The subjects were properly anaesthetized and blood flow on the dorsal skin of both legs using a laser doppler flowmeter. Then inguinal skin and superficial fascia was opened and femoral artery, vein and nerve were dissected and flows were measured on artery and vein.

Polypropylene mesh graft measuring 0,5X1,0 cm was placed on right femoral vessels at middle section of thigh and secured to muscles with a 5/0 polypropylene. This step was repeated in same fashion on the right leg in all groups.

We performed sham operation to the left inguinal region of the first 5 subjects of each group. Skin and fascia was opened, femoral vessels were dissected, flows were measured and skin was sutured using a 5/0 polypropylene. Other 5 subjects were not subjected to any intervention.

Blood flows were measured on both legs at dorsal skin at 14th day on group A, at 28th day in group B, and at 90th day on group C. The measurements were repeated on femoral artery and vein on same days. Blood flows on 5 mm proximal of the graft in arteries and 5 mm distal of graft in veins were measured. The left vessels of subjects that underwent sham operation were dissected and measurements were made on left thigh. The remaining subjects were not underwent direct arterial measurement since they were not operated.

Specimens that included vessel and graft were taken from right and left inguinal region for histological examination and placed in 10% buffered formaldehyde.

Paraffin blocks were obtained with known histological tissue follow up techniques. Sections that are 3-5 $\mu$ m thick were stained with routine H.E protocol.

**Conclusion.** After mesh graft was placed on vascular structures, inflammation and fibrosis develops on a varying degree depending on the time passed. Fibrosis do not change the histological structure of vessels.

After some time the graft was placed, a decrease in both arterial and venous circulation develops due to fibrosis in small-diameter vessels that is the result of the pressure of the graft.

**Key words:** surgical meshes, hernia, femoral artery, femoral vein, polypropylene.



## KAYNAKLAR

1. Primatesta P, Goldacre MJ. Inguinal hernia repair: incidence of elective and emergency surgery, readmission and mortality. *Int J Epidemiol* 1996; 25: 835–39.
2. Bay-Nielsen M, Kehlet H, Strand L, et al, For the Danish Hernia Database Collaboration. Quality assessment of 26304 herniorrhaphies in Denmark: a prospective nationwide study. *Lancet* 2001; 358: 1124–28.
3. Schumpelick V, Klinge U, Welty G, Klosterhalfen B. Meshes within the abdominal wall. *Chirurg* 1999; 70:876–887.
4. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK, Willis PA. Hernia repair with polypropylene mesh. An improved method. *AORN J.* 1990 Sep;52(3):559-65.
5. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK, Montllor MM. The tension-free hernioplasty. *Am J Surg.* 1989 Feb;157(2):188-93.
6. Rutkow IM, Robbins AW. “Tension-free” inguinal herniorrhaphy: a preliminary report on the “mesh plug” technique. *Surgery* 1993;114:3–8
7. Scott NW, McCormack K, Graham P, Go PM, Ross SJ, Grant AM. Scott NW, McCormack K, Graham P, Go PM, Ross SJ, Grant AM. Open mesh versus non-mesh for repair of femoral and inguinal hernia. *Cochrane Database Syst Rev.* 2002;(4): CD002197.
8. Grant AM; EU Hernia Trialists Collaboration. Open mesh versus non-mesh repair of groin hernia: meta-analysis of randomised trials based on individual patient data [corrected]. *Hernia.* 2002 Sep;6(3):130-6.
9. Muldoon RL, Marchant K, Johnson DD, et al. Lichtenstein versus anterior preperitoneal prosthetic mesh placement in open inguinal hernia repair: a prospective randomized trial. *Hernia* 2004;8:98–103
10. Stoppa R, Diarra B, Verhaeghe P, et al. Some problems encountered at re-operation following repair of groin hernias with pre-peritoneal prostheses. *Hernia* 1998;2:35–38
11. Foley CL, Kirby RS. Bilateral laparoscopic inguinal hernia repair can complicate subsequent radical retropubic prostatectomy. *J. Urol.* 2003;169:1475

12. Amid PK. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia* 1997;1:12–19.
13. Read RC. Prostheses in abdominal wall hernia surgery. In: Bendavid R, ed. *Prostheses and abdominal wall hernias*. Austin, Texas: R.G. Landes Medical Publishing, 1994: pp 2–6.
14. Goepel R. Uber die verschliessung von bruchpforten durch einheilung geflocuhtener fertiger silberdrahtnetze *Verh Deutsch Ges Chir* 1900; 9:174–179.
15. Ball L. The repair of inguinal hernia and the use of filigrees. *Br J Surg.* 1958; 45:562–565
16. Burke GL. Corrosion of metals in tissues; and introduction to tantalum. *Can Med Assoc J* 1940; 43: 125–128.
17. Babcock WW. The range of usefulness of commercial stainless steel cloths in general and special forms of surgical practice. *Ann West Med Surg* 1952; 6:15–23.
18. Aquaviva D, Bounet P (1944) Cure d'une volumineuse eventration par plaque de Crinofil. *Extraits Bull Soc Chir de Marseille* (20. kaynakta atifta bulunmuştur, Rives (1967))
19. Wolstenholme JT. Use of commercial Dacron fabric in the repair of inguinal hernias and abdominal wall defects. *AMA Arch Surg* 1956; 73:1004–1008.
20. Rives J. Surgical treatment of the inguinal hernia with Dacron patch: principles, indications, technique and results. *Int Surg.* 1967; 47:360–361
21. Stoppa R, Quintyn M. Les deficiencies de la paroi abdominale chez le subject age; colloque avec le praticien. *Sem Hop* 1969; 45:2182–2185
22. Flament JB, Palot JP, Burde A, Delattre JF, Avisse C. Treatment of major incisional hernias. In: Bendavid R (ed) *Abdominal wall hernias: principles and management*. Springer Berlin Heidelberg New York, 2001; pp. 508–516
23. Leber GE, Garb JL, Alexander AI, Reed WP. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Arch Surg* 1998; 133:378–382.
24. DeBord JR. The historical development of prosthetics in hernia surgery. *Surg Clin N Am* 1998; 78:973–1006.

25. Usher FC, Wallace SA. Tissue reaction to plastics: comparison of Nylon, Orlon, Dacron and Teflon. *Arch. Surg.* 1958;76:997
26. Usher FC, Cogan JE, Lowry TI. A new technique for the repair of inguinal and incisional hernias. *Arch. Surg.* 1960;81:847–854
27. Rives J, Lardennois B, Pire JC, Hibon J. Les grandes eventration. Importance du volet abdominal et des troubles respiratoires qui lui sont secondaires. *Chirurgie* 1973; 99:547–563.
28. George CD, Ellis H. The results of incisional hernia repair: a 12-year review. *Ann R Coll Surg Engl* 1996; 68:185–187
29. Paul A, Korenkov M, Peters S, Kohler L, Fischer S, Troidl H Unacceptable results of the Mayo procedure for repair of abdominal incisional hernias. *Eur J Surg* 1998; 164:361–367.
30. Muldoon RL, Marchant K, Johnson DD, Yoder GG, Read RC, Hauer-Jensen M. Lichtenstein vs anterior preperitoneal prosthetic mesh placement in open inguinal hernia repair: A prospective randomized trial. *Hernia.* 2004; 8(2): 98-103.
31. Sher W, Pollack D, Paulides CA, Matsumoto T. Repair of abdominal wall defects: Gore-Tex vs. Marlex graft. *Am Surg* 1980; 46:618–623.
32. Lichtenstein IL, Shore JM. Simplified repair of femoral and recurrent inguinal hernias by a plug technique. *Am J Surg* 1974; 28: 439–444.
33. Gilbert AI. Overnight hernia repair: updated considerations. *South Med J* 1987; 80:191–195.
34. Robbins AW, Rutkow IM. The mesh plug hernioplasty. *Surg Clin North Am* 1993; 75:501–512.
35. Gilbert AI, Graham MF. Tension-free hernioplasty using a bilayer prosthesis. In: *Nyhus and Condon's hernia*, 5th edition. Fitzgibbons RJ Jr, Greenburg AG, eds. New York: Lippincott, Williams and Wilkins; 2002; pp 173–180.
36. Lau WY, Leow CK, Li AK. History of endoscopic and laparoscopic surgery. *World J Surg.* 1997; 21:444–453
37. Arregui ME, Navarrete J, Davis CJ, Castro D, Nagan RF. Laparoscopic inguinal herniorrhaphy: techniques and controversies. *Surg Clin North Am* 1993; 73:513–527.

38. McKernan JB, Laws HL Laparoscopic repair of inguinal hernias using a totally extraperitoneal prosthetic approach. *Surg Endosc* 1993; 7:26–28.
39. Schumpelick V, Klinge U, Welty G, Klosterhalfen B. Meshes within the abdominal wall. *Chirurg* 1999; 70:876–887.
40. Belion JM, Bujan J, Contreras LA, et al. Use of nonporous polytetrafluoroethylene prosthesis in combination with polypropylene prosthetic abdominal wall implants in prevention of peritoneal adhesions. *J. Biomed. Mater. Res.* 1998;38:197–202.
41. Losanof JE, Richman BW, Jones JW. Laparoscopic repair of incisional hernia: which prosthesis to choose? *Surg. Endosc.* 2002; 16. 1500–1501.
42. Law NW, Ellis H. Preliminary results for the repair of difficult recurrent inguinal hernias using expanded PTFE patch. *Acta Chir Scan*,1990; pp 1-4.
43. Berliner SD. Biomaterials in hernia surgery. In: Arregui ME, Nagan RF (eds) *Inguinal hernia advances or controversies?* Radcliffe Medical Press, Oxford New York, 1994; 103 – 106.
44. DeBord JR, Wyffels PL, Marshall JS, Miller G, Marxhall WH. Repair of large ventral incisional hernias with expanded polytetrafluoroethylene prosthetic patch. *Postgrad Gen Surg* 1992; 4: 156-160.
45. Smith RS. The use of prosthetic materials in the repair of hernias. *Surg Clin North Am* 1971; 51: 1387-1399.
46. Matapurkar BG, Gupta AK, Agarwal AK. A new technique of “Marlex-Peritoneal Sandwich” in the repair of large incisional hernias. *World J Surg* 1991; 15: 768.
47. Stoppa RE, Rives JL, Warlaumont CR, et al. The use of Dacron in the repair of hernias of the groin. *Surg Clin North Am* 1984; 64: 269-285.
48. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL, Sostrin S, Young J, Hakakha M . An experimental evaluation of a new composite mesh with the selective property of incorporation to the abdominal wall without adhering to the intestines. *J Biomed Materials Res* 1994; 28: 373-75.
49. Soler M. Verhaeghe P, Essomba A. Sevestre H, Stoppa R. Treatment of postoperative incisional hernias by a composite prosthesis (polyester-

- polyglactin 910). Clinical and experimental study. *Ann Chir.* 1993; 47:598-608
50. Klinge U, Junge K. et al. Functional and Morphological Evaluation of a Low-Weight, Monofilament Polypropylene Mesh for Hernia Repair. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2002; 63: 129–136, 2002.
  51. Hamer-Hodges DW, Scott NB. Surgeon's workshop. Replacement of an abdominal wall defect using expanded PTFE sheet (Gore-tex). *J R Coll Surg Edinb.* 1985;30(1):65-7.
  52. Coda A, Bendavid R, Botto-Micca F, Bossotti M, Bona A. Structural alterations of prosthetic meshes in humans. *Hernia.* 2003;7(1):29-34.
  53. Anwar S. The use of prosthetics in hernia repair. *Hosp Med.* 2003 Jan;64(1):34-5
  54. Demirer S, Kepenekci I, Evirgen O, Birsen O, Tuzuner A, Karahuseyinoglu S, Ozban M, Kuterdem E. The effect of polypropylene mesh on ilioinguinal nerve in open mesh repair of groin hernia. *J Surg Res.* 2006 Apr;131(2):175-81.
  55. Poobalan AS, Bruce J, King PM, et al. Chronic pain and quality of life following open inguinal hernia repair. *Br J Surg.* 2001;88:1122–1126.
  56. Courtney CA, Duffy K, Serpell MG, et al. Outcome of patients with severe chronic pain following repair of groin hernia. *Br J Surg.* 2002; 89:1310 – 1314.
  57. Dittrick GW, Ridl K, Kuhn JA, McCarty TM. Routine ilioinguinal nerve excision in inguinal hernia repairs. *Am J Surg.* 2004;188(6):736-40.
  58. Amid PK. Causes, prevention, and surgical treatment of post herniorrhaphy neuropathic inguinodynia: triple neurectomy with proximal end implantation. *Hernia.* 2004;8:343–349.
  59. Mui WL, Ng CS, Fung TM, Cheung FK, Wong CM, Ma TH, Bn MY, Ng EK. Prophylactic ilioinguinal neurectomy in open inguinal hernia repair: a double-blind randomized controlled trial. *Ann Surg.* 2006; 244(1):27-33
  60. Shin D, Lipshultz LI, Goldstein M, Barme GA, Fuchs EF, Nagler HM, McCallum SW, Niederberger CS, Schoor RA, Brugh VM 3rd, Honig SC.

- Herniorrhaphy with polypropylene mesh causing inguinal vasal obstruction: a preventable cause of obstructive azoospermia. *Ann Surg.* 2005; 241(4):553-8.
61. Peiper C, Junge K, Klinge U, Strehlau E, Ottinger A, Schumpelick V. Is there a risk of infertility after inguinal mesh repair? Experimental studies in the pig and the rabbit. *Hernia.* 2006; 10(1):7-12. Epub 2005 Dec 14.
62. Akbulut G, Serteser M, Yucel A, Degirmenci B, Yilmaz S, Polat C, San O, Dilek ON. Can laparoscopic hernia repair alter function and volume of testis? Randomized clinical trial. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech.* 2003;13(6):377-81.
63. Dilek ON, Yucel A, Akbulut G, Degirmenci B. Are there adverse effects of herniorrhaphy techniques on testicular perfusion? Evaluation by color Doppler ultrasonography. *Urol Int.* 2005;75(2):167-9.
64. Aydede H, Erhan Y, Sakarya A, Kara E, Ilkgül O, Can M. Effect of mesh and its localisation on testicular flow and spermatogenesis in patients with groin hernia. *Acta Chir Belg.* 2003; 103(6):607-10.
65. Taylor SG, Hair A, Baxter GM, O'Dwyer PJ. Does contraction of mesh following tension free hernioplasty effect testicular or femoral vessel blood flow? *Hernia.* 2001 Mar;5(1):13-5.
66. Ozmen MM, Ozalp N, Zulfikaroglu B, Soydinc P, Ziraman I, Hengirmen S. The evaluation of the peak flow velocity and cross-sectional area of the femoral artery and vein following totally extraperitoneal vs preperitoneal open repair of inguinal hernias. *Hernia.* 2004; 8(4):332-5.
67. Stypmann J. Doppler ultrasound in mice. *Echocardiography.* 2007; 24(1):97-112
68. Spurney CF, Lo CW, Leatherbury L. Fetal mouse imaging using echocardiography: a review of current technology. *Echocardiography.* 2006; 23(10):891-9