



**TEKSTİL VE MÜHENDİS**  
**(Journal of Textiles and Engineer)**



<http://www.tekstilvemuhendis.org.tr>

**CERRAHİ ALANDA KULLANILAN BİR BİYOMALZEME: FITİK MESHİ**

**A BIOMATERIAL USED IN THE SURGICAL AREA: HERNIA MESH**

Cansu ARAS<sup>1</sup>  
Özgen IŞIK<sup>2</sup>  
Sunay ÖMEROĞLU<sup>1</sup>  
R. Gözde ÖZALP<sup>3</sup>  
Bilgen OSMAN<sup>4</sup>  
Esra KARACA<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Tekstil Mühendisliği Bölümü, Bursa, Türkiye

<sup>2</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Genel Cerrahi Anabilim Dalı, Bursa, Türkiye

<sup>3</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Doğum ve Jinekoloji Anabilim Dalı, Bursa, Türkiye

<sup>4</sup>Bursa Uludağ Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Bölümü, Bursa, Türkiye







Online Erişime Açıldığı Tarih (Available online):31 Mart 2023 (31 March 2023)

**Bu makaleye atıf yapmak için (To cite this article):**

Cansu ARAS, Özgen IŞIK, Sunay ÖMEROĞLU, R. Gözde ÖZALP, Bilgen OSMAN, Esra KARACA (2023): Cerrahi Alanda Kullanılan Bir Biyomalzeme: Fıtık Meshi, Tekstil ve Mühendis, 30: 129, 71-84.

**For online version of the article:** <https://doi.org/10.7216/teksmuh.1272310>

## CERRAHİ ALANDA KULLANILAN BİR BİYOMALZEME: FITİK MESHİ

Cansu ARAS<sup>1</sup>  
Özgen IŞIK<sup>2</sup>  
Sunay ÖMEROĞLU<sup>1</sup>  
R. Gözde ÖZALP<sup>3</sup>  
Bilgen OSMAN<sup>4</sup>  
Esra KARACA<sup>1\*</sup>

Bursa Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Tekstil Mühendisliği Bölümü, Bursa, Türkiye  
Bursa Uludağ Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Genel Cerrahi Anabilim Dalı, Bursa, Türkiye  
Bursa Uludağ Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Doğum ve Jinekoloji Anabilim Dalı, Bursa, Türkiye  
Bursa Uludağ Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Bölümü, Bursa, Türkiye

Gönderilme Tarihi / Received: 26.08.2022

Kabul Tarihi / Accepted: 16.02.2023

**ÖZ:** Son yıllarda, cerrahi alandaki gelişmeler implante edilebilir biyomedikal malzemelerin gelişimini desteklemiştir. Biyomalzemeler, hasara uğramış doku/organın işlevini yeniden sağlamak, böylece hastanın yaşam kalitesini artırmak amacıyla kullanılmaktadır. İmplant edilebilir biyomalzemelerin gelişme gösterdiği alanlardan biri de, fitik oluşumunun neden olduğu karın duvarı kusurlarının onarımıdır. Fitik onarımı, dünya çapında en yaygın cerrahi prosedürler arasındadır ve zorlu bir klinik sorun olmaya devam etmektedir. Her yıl yaklaşık yirmi milyon hasta, fitik gelişimine bağlı olarak ameliyat olmaktadır. Karın duvarında oluşan hasarın, mesh adı verilen bir tıbbi tekstil materyalinin implante edilmesi ile onarılması, en yaygın cerrahi yaklaşımlardan biridir. Fitik cerrahisinde mesh implantasyonu sonrasında enfeksiyon, seroma oluşumu ve adezyon gibi istenmeyen yan etkiler oluşabilmektedir. Bununla birlikte, ülkemizde mesh üretimi yapılmamakta ve kullanılan meshler yurtdışından yüksek bedeller ile ithal edilmektedir. Bu çalışmada; karın duvarında oluşan ve fitiğe sebep olan büyük hasarların tedavisinde, mesh materyallerinin kullanımının önemi ortaya konulmuş ve mesh tasarımında etkili parametreler tartışılarak yeni nesil meshlere yönelik araştırmalara yer verilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomalzeme, fitik, mesh

### A BIOMATERIAL USED IN THE SURGICAL AREA: HERNIA MESH

**ABSTRACT:** The developments in surgical area have supported the evolution of implantable biomedical materials. The biomaterials have been widely used to regain the functionality of defected tissue/organ, so that they increase the life quality of the patients. One of the areas in which implantable biomaterials are developing is the repair of abdominal wall defects caused by hernia. Hernia repair is a widespread surgical technique and it's accepted as a very challenging clinical problem all over the world. Approximately twenty million patients need repairment of defected abdominal wall related with hernia, annually. The repairment of abdominal wall defects by meshes, which are medical textile products, is one of the most common surgical applications. Infectious, seroma and adhesions are the common side effects observed after mesh implantation in hernia repair. However, surgical mesh could not be produced in Turkey and has been imported with higher costs. The importance of the use of mesh materials in the treatment of major injuries that occur in the abdominal wall, and cause hernia was put forward, and the effective parameters in mesh design are discussed and research on new generation meshes is included.

**Keywords:** Biomaterial, hernia, mesh

\*Sorumlu Yazarlar/Corresponding Author: [ekaraca@uludag.edu.tr](mailto:ekaraca@uludag.edu.tr)

DOI: <https://doi.org/10.7216/teksmuh.1272310> [www.tekstilmuhendis.org.tr](http://www.tekstilmuhendis.org.tr)

## 1. GİRİŞ

Bilim ve teknolojideki gelişmelerin yanı sıra yaşanan nüfusun klinik taleplere olan yoğun ilgisi, tıbbi cihazların da dahil olduğu sağlık hizmetleri pazarının büyümesini hızlandırmaktadır. Tıbbi cihaz pazarının ortalama %6,1'lik yıllık büyüme oranı ile 2023'de 603,5 milyar dolara ulaşması beklenmektedir [1]. Bununla bağlantılı olarak, fitik onarım cihazlarının ve ilişkili sarf malzemesi pazarının da 2020 yılına kadar 6,1 milyar dolara ulaşacağı tahmin edilmiştir [2]. Tek başına fitik meshi pazar büyüklüğü ise, 2021'de yaklaşık 2,1 milyar dolar iken; bunun 2028'de yıllık ortalama %1,2'lik büyüme ile yaklaşık 2,3 milyar dolara ulaşacağı öngörülmektedir [3]. Türkiye'de yeni gelişmekte olan tıbbi cihaz sektörünün, halihazırda global pazar içerisindeki payı %1'in altındadır. Ülkemizdeki yerli üretimin, ar-ge temelli olmaktan ziyade montaja yönelik olduğu görülmektedir [4, 5].

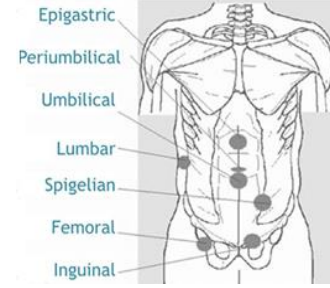
Son yıllarda rejeneratif tıp alanındaki gelişmeler ile birlikte, tekstil malzemelerinin tıbbi uygulamalarda kullanımı gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır. İnsan vücudunda bulunan, kas, tendon, ligament, sinir gibi dokular; tekstil malzemelerine benzer şekilde, lifli yapılardan oluşmaktadır. Bu yapısal benzerlik; metalik ve seramik malzemelere kıyasla, polimerik esaslı tekstil malzemelerinin implant malzemesi olarak insan vücuduna daha kolay entegre olmasını ve vücut ile daha uyumlu sonuçlar vermesini sağlamaktadır [6]. Son zamanlarda, fitik cerrahisinde gerilimsiz bir onarımın sağlanması için mesh adı verilen biyomalzemelerin kullanılması yaygın olarak tercih edilmektedir. Dünya çapında gerçekleştirilen fitik onarım cerrahilerinin neredeyse bir milyondan fazlasında mesh kullanılmaktadır [7].

Bu derlemede; karın fitiklerinin önlenmesi veya tedavisinde kaçınılmaz olarak kullanılan mesh tekstil materyallerinin önemi, özellikleri ve yenilikçi uygulamalarına yer verilmiştir.

## 2. FITİK TANIMI, OLUŞUM SEBEPLERİ VE TEDAVİSİ

Fitik; iç organlardan birinin, doku ya da kasların doğal boşluğundan dışarıya doğru çıkmasıyla oluşmaktadır. Potansiyel risk taşıyan fitiklerin oluşum yerine göre pek çok çeşidi bulunmaktadır [8]. Genel cerrahi vakalarının en yaygın görülenlerinden birisi ise karın fitikleridir. Karın fitikleri; karın içi doku veya organların tamamının ya da bir kısmının, karın duvarını çevreleyen zar ile birlikte, bağ dokusundaki bir hasar ya da açıklıktan karın boşluğunun dışına çıkması olarak tanımlanmaktadır. Karın fitikleri; anatomik bölgeye göre, kasık (femoral veya inguinal) ve karın ön duvarı (umbilikal, epigastrik, spigelian, lomber veya insizyonel) fitiği olarak sınıflandırılabilir (Şekil 1). Tüm fitik türlerinin %75'i kasık fitikleridir. Nüfusun yaklaşık %8'inde kasık fitiğine rastlanmakta olup, bunun da %75-85 kadarını erkek bireylerde görülenler oluşturmaktadır [9-11]. ABD'de kasık fitiği onarımları için sağlık bakım maliyetlerinin yılda 10 milyar dolardan fazla olduğu tahmin edilmektedir. Nüfusun artışı, yaş ortalamasının yükselmesi ve fitiğin nüks etme

ihtimali olması nedeniyle bu rakamın daha fazla artması beklenmektedir [12].



Şekil 1. Anatomik Olarak Karın Fitik Türleri [13]

Fitik gelişimi bazı hastalarda küçük olabilmekte ve belirti göstermemektedir. Bununla birlikte, çoğu hastada yaşam kalitesini etkileyen ağrı ve rahatsızlık hissine neden olmaktadır. Ayrıca fitik oluşumu sonucunda; hayati durumu tehdit eden, bağırsak ve diğer iç organların tıkanması ve kanlanması bozulması gibi durumlar ile karşılaşılabilir. Bu nedenle, fitik kusurlarının onarımı önemlidir. Fitik hasarının yaratabileceği bu olası risklere karşı, her yıl dünya çapında 20 milyondan fazla fitik onarımı cerrahisi gerçekleştirilmektedir [11, 14].

Fitik onarımı uzun süreden beri protezli veya protezsiz olarak gerçekleştirilmektedir. Fitik onarımının tarihsel sürecindeki gelişmelere bakıldığında; ilk olarak 1887'de Bassini'nin, zamanına göre ileri görüşlü ancak tekrarlanma oranı yüksek olan dikiş tekniğinin, anatomik fitik onarımına öncülük ettiği görülmektedir. Bu tarihten itibaren farklı otolog doku onarım yöntemleri, özellikle nüks ve rahatsızlık açısından kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır [15]. 1958 yılına kadar karın duvarı fitiklerinin onarımında primer dikiş tekniğinin kullanılmasına devam edilmiştir. 1958'de Usher, fitik onarımında polipropilen (PP) bir meshin kullandığı tekniği yayımlamıştır. Bu çalışmadan 30 yıl sonra ise, kasık fitiklerinin onarımı için mesh kullanımının popüler hale geldiği Lichtenstein gerilimsiz onarım tekniğinin yolu açılmıştır [7]. Cerrahi tekniklerin gelişmesiyle beraber fitik onarımında mesh kullanımının önemi gün geçtikçe artırması beklenmektedir.

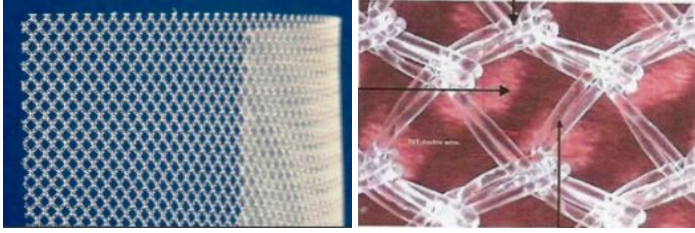
Fitik onarımına ilişkin cerrahi yöntemler ve deneyimlerin zaman içerisinde gelişmesiyle farklı tedavi yöntemleri ortaya çıkmıştır. Bu nedenle, fitik onarımında tek bir standart cerrahi teknikten bahsedilememektedir. Tedavide hangi yöntemin uygulanacağı; cerrahin seçimi ve deneyimine, fitik tipine ve hastanın kararına bağlı olarak değişmektedir [16]. Fitigün belirti göstermediği durumlarda, bekle-gör yaklaşımı ile fitik ilerlemesi gözlenebilmektedir. Fitik yaşamı tehdit etmiyorsa, bu yöntem makul ve güvenli bir strateji olabilir. Ancak fitik belirti gösteriyorsa, cerrahi operasyon kaçınılmazdır. Günümüzdeki kasık fitiği onarım yöntemleri arasında Lichtenstein tekniği, tıkaç ve yama yöntemi, Kugel tekniği ve laparoskopik yaklaşımlar yer almaktadır. Lichtenstein tekniği ise gerilimsiz onarımın standardı olarak kabul edilmektedir [17, 18].

### 3. FITİK OLUŞUMUNUN ÖNLENMESİNDE MESH KULLANIMI

Karın duvarında oluşan ve fitiğe sebep olan büyük hasarların tedavisinde, tekstil esaslı mesh malzemeleri yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 2). Son yıllarda mesh kullanımı, dikişle onarımın yerini tamamen almış ve fitik cerrahisinde neredeyse standart bir prosedür haline gelmiştir [15, 19]. Tıbbi cihaz sınıfında yer alan cerrahi mesh malzemeler (Şekil 3), zayıflamış veya hasar görmüş dokuyu onarıırken, tedavi edilen bölgeye ek destek sağlamaktadır. Cerrahi mesh kullanımı sayesinde; ameliyat sonrasında ağrı oluşmadığı, iyileşme süresinin kıaldığı ve nüksün önemli derecede azaldığı belirlenmiştir [20-22].



Şekil 2. Fitik Cerrahi Operasyonu Esnasında Mesh Malzemesinin Yerleştirilmesi [23]



Şekil 3. Fitik Meshi ve Yapısı [24]

Fitik onarımında cerrahi yöntemler farklılık gösterse de, çoğu yöntemin ortak noktası mesh kullanımıdır. Lichtenstein tekniğinde, kasık kanalı üzerinden yaklaşılar ve mesh, tendona ve ligamente dikilerek karın duvarı güçlendirilir [25]. Tıkaç ve yama yönteminde (örneğin, Rutkow-Robbins tekniği), kasık kanalındaki hasar içerisine mesh yerleştirilir. Kugel'in tekniğinde, karın zarının ön boşluğuna yerleştirilmiş iki katmanlı bir mesh kullanılır [18]. Laparoskopik cerrahi yönteminde, fitik onarımı için karında oluşturulan küçük bir kesiden karın zarının ön boşluğuna mesh yerleştirilir. Bu cerrahi yöntemlerin her birinde vücuda yerleştirilen mesh implantının, doku entegrasyonu tamamlanana kadar yerinde sabit kalması istenir. Bu nedenle, meshin implante edildiği bölgeye doku yapıştırıcısı, zimba veya ameliyat ipliği kullanılarak sabitlenmesi gerekmektedir [26, 27].

Fitik onarımı için gerçekleştirilen cerrahi operasyonlarda, uzun yıllar boyunca mesh kullanılmamıştır. Bu durum, operasyon sonrası nüksün artmasındaki başlıca sebep olmuştur. Fitik onarımında mesh kullanılmasıyla, hem gerilimsiz bir onarımın yolu açılmış hem de standart bir operasyonun gerçekleştirilmesine yönelik bir çözüm sağlanmıştır [28]. Genel olarak meshlerin kullanılmasının temel amacı, karın duvarının gerilimsiz bir şekilde daha kolay kapatılması ve cerrahi operasyon sonrası karın duvarının desteklenmesidir [18]. Burada göz önüne alınması gereken durum, karın duvarının yapısal özelliğine göre uygun

mesh kullanılmasıdır. Karın duvarının enine yöndeki elastikiyeti, boyuna yöndeki elastikiyetinden daha fazladır. Karın duvarı, bu özelliği nedeniyle anizotropik davranış göstermektedir. Bu nedenle, fitik meshleri fizyolojik basınç altında karın duvarının anizotropisine uyacak şekilde yerleştirilmelidir [29]. Fitik onarımı sonrasında daha düşük nüks oranlarının görülmesi, mesh kullanımının bilinen bir başarı ölçütü olmuştur. Kokotovic ve arkadaşları tarafından yapılan, karın duvarı fitiği onarımı sonrası beş yıllık süreçte nüks ve mesh ile ilişkili diğer komplikasyon risklerinin araştırıldığı bir çalışmada; mesh kullanılarak farklı tekniklerle gerçekleştirilen fitik onarım operasyonları sonrası fitik nüksü oranının, mesh kullanılmayan operasyonlara göre %4,8 ile %6,5 arasında azaldığı bildirilmiştir [30].

#### 3.1. Orijinlerine Göre Mesh Malzemelerinin Sınıflandırılması

Hâlihazırda kullanılan cerrahi meshler, biyolojik veya sentetik esaslı malzemelerden üretilmektedir. Biyolojik esaslı cerrahi meshler, dezenfekte edilmiş bağırsak veya deri gibi hayvan dokularından elde edilmektedir. Bu şekilde elde edilen meshler, vücut içerisine implante edildiğinde biyobozunur özellik gösterirler [12, 31]. Sentetik cerrahi meshler ise, sentetik polimerlerden tekstil üretim yöntemleri ile elde edilen malzemelerdir. Tablo 1'de her iki tip meshin avantaj ve dezavantajları verilmektedir. Üretiminde kullanılan polimerin özelliğine göre vücut içerisine implante edilen sentetik cerrahi meshler; biyobozunur olan, biyobozunur olmayan veya hem biyobozunur hem de biyobozunur olmayan polimerleri içeren kompozit malzemeler olarak sınıflandırılırlar. Bunların içinde en çok biyobozunur olmayan mesh malzemesi tercih edilir. Biyolojik ortamda bozunmadan süresiz kalan meshler, kalıcı bir implant olarak kabul edilmektedir. Bu meshler ile tedavi edilen bölgede uzun süreli destek sağlanarak, fitiğin nüks etmesinin engellenmesi amaçlanmaktadır [32, 33].

*Biyolojik meshler;* kollajen esaslı olup, domuz ve sığır ile insan kadavra derisi, sığır kalp zarı veya domuz bağırsağı kullanılarak elde edilmektedir. En yaygın kullanılan ticari markalı biyolojik meshler; Alloderm™ (insan kadavra derisi), Strattice™ (domuz derisi), Permacol™ (çapraz bağlanmış domuz derisi) ve Surgisis™ (domuz ince bağırsak zarı)'dır. Biyolojik esaslı meshler, dokuda hızlı yeni damar oluşumu ve bakteriyel direnç göstermektedir. Biyolojik meshlerin özellikleri; elde edildikleri kaynağın yanı sıra, hücreleştirme işlemi, sterilizasyon yöntemi, kalınlık ve uygulanan çapraz bağlama işlemine göre farklılık gösterebilir. Biyolojik meshe uygulanacak ek çapraz bağlama işlemi sayesinde; kollajen yapı iskelesinin, konakçı veya bakteriyel kollajenaz enzimleri tarafından bozunması engellenir ve böylece meshin daha uzun süre dayanması sağlanır. Biyolojik meshler, birden fazla komplikasyon riskinin bulunduğu enfekte bölgelerde daha fazla tercih edilmektedir. Özellikle karmaşık karın duvarı onarımlarında; doğrudan bağırsak üzerinde biyolojik mesh kullanımının, sentetik mesh kullanımına göre belirgin avantajları olduğu bildirilmiştir. Ancak, yüksek maliyetleri ve uzun vadede değişken sonuçlar vermeleri yaygın olarak kullanılmalarını engellemektedir [34-39].

**Tablo 1.** Cerrahi Meshlerin Avantaj ve Dezavantajları [12]

Malzeme	Avantajlar	Dezavantajlar
Biyolojik	Hafif inflamasyon Düşük seviyede anormal bağlantı oluşumu Fibrozis oluşumunu azaltma	Yüksek maliyet Düşük mekanik dayanım
Sentetik	Hafiflik Elastikiyet Daha az yabancı cisim tepkisi Uygun maliyet Yüksek mekanik dayanım	Büzülme riski Kronik inflamasyon ve ağrı Karın duvarında sertleşme Adezyon oluşumu ve yeniden ameliyat riski Bağırsak tıkanıklığı

*Sentetik biyobozunur meshler*, enfekte bölgelerde özellikle adezyonun önlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ticari olarak en çok kullanılan sentetik biyobozunur meshlere örnek olarak, Vicryl™ (polyglaktin 910 esaslı, dokuma veya örme) ve Dexon™ (poliglikolik asit esaslı, örme) verilebilir. 1-3 ay içinde bozunmaları ve yüksek nüks oranına sahip olmaları sentetik biyobozunur meshlerin önemli dezavantajlarından. Bu tür fıtık meshlerinin uzun vadeli etkinliğinin geliştirilmesi için klinik çalışmalar devam etmektedir [31].

*Sentetik biyobozunur olmayan meshler* günümüzde yaygın olarak; PP, polietilen tereftalat esaslı poliester (PET) veya genişletilmiş politetrafloroetilen (ePTFE) kullanılarak üretilmektedir. PP esaslı Prolene™, Marlex™, Vypro™ gibi ticari markalı sentetik meshler, dünya çapında en yaygın kullanılan malzemelerdir. Hidrofobik karaktere sahip PP meshlerin; yüksek kimyasal direnç, mekanik kararlılık, inert olma, enzimlere dayanıklılık, biyouyumluluk ve diğer malzemelere kıyasla konakçı yanıtı açısından daha iyi performans özellikleri bulunmaktadır. Bununla birlikte; PP meshin, temas eden iç organlara sıklıkla yapıştığı literatürde bildirilmiştir [31, 34, 40]. PET esaslı meshler (örneğin; ticari markalı Dacron™), literatürde etkinlikleri hakkında bildirilen çelişkili veriler nedeniyle yaygın olarak kullanılmamakla birlikte, kısa süreli hayvan deneylerinde PP meshlere göre daha yüksek doku rejenerasyonu göstermiştir. PET meshler, karın duvarı ile düşük kohezyon, düşük büzülme, düşük sıkıştırılabilirlik ve kolay yerleştirilme gibi özellikleri nedeniyle tercih edilebilir. Ancak, multifilament ipliklerden üretilen PET meshler operasyon sonrası enfeksiyonu artırmaktadır. Ayrıca PET meshler, uzun süreli implantasyon sonrası hidrolitik bozulmaya uğrayabilmektedir. PET meshin; implantasyondan 10 yıl sonra mukavemetinin yaklaşık %30'unu, 25-40 yıl içerisinde ise tamamını kaybettiği rapor edilmiştir [27, 41, 42]. ePTFE esaslı meshler (örneğin; ticari markalı Gore™ Dualmesh™), sert ve oldukça hidrofobiktir; aynı zamanda adezyon riski çok düşüktür. Kimyasal olarak karardır ve vücut ortamında bozunmadan kalmaktadır. Ancak ePTFE meshlerde; implantasyon sonrası enfeksiyona bağlı olarak parçalanma, kırık çizgileri ve yüzeysel ayrılmalar oluşabilir. ePTFE, çok düşük sürtünme katsayısına sahiptir ve düşük kritik yüzey gerilimi nedeniyle oldukça hidrofobiktir. Su veya su bazlı herhangi bir madde tarafından ıslatılamamaktadır. ePTFE meshin yüzey ıslanabilirlik özelliğinin biyouyumluluk üzerindeki rolü, hala daha tartışılmaktadır [43, 44].

Biyobozunur olmayan sentetik meshlerin uzun vadede biyomekanik destek sağladığı ve fıtık nüksü riskini azalttığı bilinmektedir. Ancak vücutta uzun süre bozunmadan kalmaları nedeniyle; kronik ağrı, iltihaplanma, mesh erozyonu ve enfeksiyon gibi uzun vadeli komplikasyonlara neden olabilirler [37].

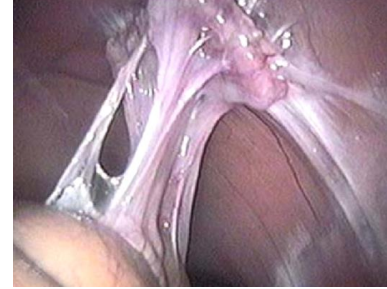
*Kompozit meshler*, iki veya daha fazla farklı bileşenden oluşmaktadır. Fıtık cerrahisinde kullanılan meshlerin etkilerinin ortadan kaldırılması için geliştirilmişlerdir. Kompozit meshlerin temel avantajı, adezyon oluşum riskini en aza indirmesi ve karın içi boşlukta kullanılabilmesidir. Kompozit meshlerin vücuda belirli bir yönde yerleştirilmeleri gerekir. Meshin iç organlara bakan tarafı, organlarla oluşabilecek adezyonları önlemek için pürüzsüz ve mikro gözenekli bir yüzeye sahiptir. Diğer tarafı, karın iç duvarında doku büyümesini teşvik etmek için genellikle makro gözenekli yapıdadır. Kompozit meshin dış yüzeyi genellikle, biyobozunur olmayan sentetik malzemeden üretilmektedir. İç tarafa bakan iç yüzeyi ise; biyobozunur sentetik veya biyolojik malzemelerden oluşmaktadır. Böylece iç tarafa bakan yüzeyde, implantasyon sonrası ilk aşamada görülen adezyon oluşumunu engelleyen geçici bir bariyer oluşturulur [45-48]. Ticari olarak; Vypro™, Parietex™, Composix™, Proceed™, Sepramesh™, Ventralight ST™ gibi kompozit meshler mevcuttur.

### 3.2. Mesh Kaynaklı Komplikasyonlar ve İdeal Mesh Özellikleri

Kullanılan teknikler veya materyallerden bağımsız olarak, uzun vadeli nüks oranları yüksek olabildiğinden; karın fıtığı onarımı, cerrahinin hala karanlık bir bölümü olarak kabul edilmektedir. Tedavide kullanılan mesh malzemesi açısından ise; malzemenin karın duvarı içindeki konumlanması, adezyon oluşumu, greft enfeksiyonu veya reddi, seröz sıvı birikimi, doğal olmayan bağlantı oluşumu ve fıtık nüksünü tetikleme gibi çok sayıda uzun vadeli komplikasyonlar bulunmaktadır [48, 49]. Bu nedenle mesh seçimindeki kriterler, kullanım yerindeki dinamikler ve beklentiler dikkate alınarak belirlenmelidir. Günümüzde cerrahlar, fıtık onarımı için geniş ve karmaşık ürün yelpazesindeki mesh çeşitlerine erişebilmektedir. Kullanılacak meshin seçiminde; (i) hasta özellikleri, (ii) cerrahın klinik deneyimi ve eğitimi, (iii) ilgili mesh üzerine daha önceki klinik çalışmaların anlaşılması, (iv) cerrahın belirli bir ürüne ve/veya cerrahi yönteme olan becerisi gibi birçok faktörün göz önüne alınması gerekmektedir [50].

Bunun yanında, fitik onarımında mesh kullanımının yaygınlaşması ile beraber çok sayıdaki mesh ürünleri içerisinde, ideal meshin seçimi de önemli olmuştur. İmplant edilebilir meshin ideal özellikleri ilk olarak, 1950'lerin başında Cumberland ve Scales tarafından tanımlanmış ve 1985'de Hamer-Hodges ve Scott tarafından bu tanım yeniden uyarlanmıştır. Böylece, ideal meshin temel sekiz özelliği olan; (i) kanserojen olmaması, (ii) kimyasal olarak inert olması, (iii) mekanik zorlamalara dirençli olması, (iv) sterilize edilebilir olması, (v) vücut ve doku sıvılarına karşı inert olması, (vi) yabancı cisim reaksiyonunu en aza indirmesi, (vii) hasarın boyutuna göre uygun formlarda ayarlanabilmesi, (viii) alerjik reaksiyon oluşturma olasılığının düşük olması gibi kriterler belirlenmiştir. Fitik meshlerinin kullanılmaya başlanması ile beraber yıllar içerisinde, ideal meshin taşınması gereken özelliklere üç kriter daha eklenmiştir. Bu kriterler; mikrobiyal enfeksiyona direnç sağlamak, iç organlarda adezyon oluşumunu engellemek ve *in vivo* olarak doğal dokuya benzer bir yanıt oluşturmaktır. Kısacası ideal bir fitik meshinden yüksek düzeyde biyoyumlu olması, adezyon riski taşımaması ve enfeksiyona dirençli olması beklenmektedir [46]. Geçmişte fitik onarımı için kullanılacak bir biyomalzeme beklenen işlevin, karın duvarının basit bir şekilde güçlendirilmesi olduğu düşünülmüştür. En iyi meshlerin, çok güçlü malzemeden yapılması ve yoğun bir fibrozis oluşturabil-meleri gerektiği varsayılmıştır. Ancak oluşan fibrozis; ağrı ve hareket kısıtlılığına ve ayrıca anormal bağlantılar, erozyon, migrasyon ve adezyon oluşumu gibi komplikasyonlara yol açmıştır. Histopatolojik araştırmalar; fibrozis miktarının, biyomalzeme-doku arayüzünde indüklenen hücresel yabancı cisim reaksiyonu miktarı ile sıkı şekilde ilişkili olduğunu göstermiştir [51]. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan malzeme biyoyumlu olsalar bile, vücut içinde bulunmaları insan bağışıklık sisteminin aktivasyonunu tetikleyerek yabancı cisim reaksiyonunu başlatmaktadır. Mesh implantasyonu sonrası, mesh ve doku arasında yabancı cisim reaksiyonu nedeniyle, biyolojik bir etkileşim gerçekleşir. İmplantasyon sonrası görülen yabancı cisim reaksiyonu ilk olarak, mesh yüzeyine büyük miktarda protein adsorpsiyonu ile başlar. Protein adsorpsiyonu sonrası vücut, steril bir inflamasyon yanıtı oluşturur. Ardından doğal hücre dışı matrisin (ECM) yeniden şekillenmesi ve fibrozis oluşumu gerçekleşir. Yabancı cisim reaksiyonunun son aşamasında ise, implant çevresinde fibröz bir yara dokusu meydana gelir [19, 47,

52]. Aşırı fibrozis sonucunda, iç organlar ile implante edilen mesh arasında adezyon (Şekil 4) oluşabilir. Adezyon, fitik tedavisi sonrası ortaya çıkan ana sorunlardan biridir. Mesh adezyonu nedeniyle, bağırsakta tıkanmalar ve delinmeler gelişebilir [18, 53, 54].



**Şekil 4.** Mesh ile Bağırsak Arasında Gelişmiş Adezyon [55]

Meshe bağlı gelişen enfeksiyon, fitik cerrahisinde görülme sıklığı düşük (%1-8) olan ancak dikkate alınması gereken ciddi komplikasyonlardan biridir. Mesh ile ilgili enfeksiyonlara; *S. aureus*, *S. epidermidis*, *P. aeruginosa* ve *E. coli* gibi bakterilerin neden olduğu bildirilmiştir. Mesh implantasyonu esnasında ve sonrasında bu bakteriler tekstil yapısı içerisinde gelişebilir. Bakteri konsantrasyonu kritik bir değeri geçtikten sonra, kronik inflamasyon şiddetlenir. Şiddetli inflamasyon nedeniyle oluşan biyokimyasal dengesizlik, hücrenin işlevini bozarak dokuların iyileşmesini engelleyebilir. Enfeksiyon oluşumu; mesh türü, cerrahi teknik ve enfeksiyonun önlenmesi için seçilen stratejiden etkilenmektedir [56].

Günümüzde kullanılan ve farklı malzemelerden üretilen meshler, ideal mesh kriterlerini tam olarak karşılayamamaktadır. Son yıllarda cerrahi mesh yapısının modifikasyonu ile mevcut malzemelerdeki dezavantajlı durumlar çözülmeye çalışılmaktadır. Bununla birlikte; çeşitli ticari meshlerin avantaj ve dezavantajlarını karşılaştırırken, farklı mesh parametrelerinin göz önüne alınması gereklidir [43]. Tablo 2'de mevcut mesh malzemelerinin ideal mesh kriterlerine göre değerlendirilmesi yer almaktadır. Tedavide kullanılacak en uygun meshin seçimi sırasında bu kriterlerin göz önüne alınması, cerrahi operasyon esnasında ve sonrasında görülebilecek komplikasyonların önlenmesi açısından önemlidir [57].

**Tablo 2.** Mesh Malzemelerinin İdeal Kriterlere Göre Değerlendirilmesi [57]

Kriter	PP	PET	ePTFE	Biyobozunur	Kompozit	Biyolojik
Kanserojen olmama	+	+	+	+	+	+
Kimyasal inertlik	+	+	+	-	+/-	+
Mekanik dayanım	+	+	+	-	+	+
Steril edilebilirlik	+	+	+	+	+	+
Kontrollü yabancı cisim reaksiyonu	+/-	+/-	+	+	-	+
Alerjik olmama	+	+	+	+	+	+
Enfeksiyona dayanım	-	-	+	+	+	+
Adezyon oluşturmama	-	-	-	+	-	+
İmplant edildiği dokuya benzer cevap verme	-	-	+	+/-	+	+

### 3.3. Mesh Tasarımında Etkili Parametreler

Meshin yapısı, ağırlığı, şekli ve özellikleri, kullanılan bölgeye ve ihtiyaca göre değişebilmektedir. Meshin karakteristik özelliklerini; kullanılan liflerin bileşimi, konstrüksiyon yapısı, ağırlığı, kalınlığı, gözenek boyutu, mukavemeti ve elastikiyeti belirler. Meshin yumuşak ve elastik bir yapıya sahip olması, kullanıldıkları bölgede vücut hareketlerini kısıtlamamasını sağlamaktadır [58-60]. Özellikle laparoskopik cerrahide, meshin dar bir kesi içinden implante edilmesi gerekmektedir. Bu durumda, meshin eğilip katlanabilmesi cerrahi uygulamalarda kolaylık sağlayacaktır. Meshlerin; implantasyondan sonraki yara onarım sürecinde, rijit bir yara izi tabakasının oluşumu ile artan inflamatuvar reaksiyon nedeniyle önemli ölçüde küçüldüğü bilinmektedir. Değişen oranlarda gerçekleşen mesh büzülmesi, hastanın karın duvarının gerilme kabiliyetini sınırlayabilir ve bu durum hastada rahatsızlık hissi yaratabilir. Mesh büzülmesi; mesh malzemesine, yapıya, geometriye ve yöne bağlı olarak son derece değişkendir. PP meshin orijinal yüzey alanının %46'sına kadar küçüldüğü gösterilmiştir [61, 62]. Mesh tasarımı esnasında; meshin belirli özelliklerine göre mühendisliğin yapılması, meshin implantasyonu esnasında veya sonrasında görülen engellerin ya da komplikasyonların aşılmasına yardımcı olur. Fıtık onarımı için seçilecek meshin fiziksel özellikleri; fibrosis oluşumunun derecesinin, kronik ağrıya neden olup olmayacağını ve diğer operasyon sonrası sonuçlarının bilinmesi açısından da önemlidir [21, 31]. Fıtık meshi tasarımı ve üretiminde göz önüne alınması gereken önemli faktörler aşağıda açıklanmıştır:

**Kumaş Yapısı:** Fıtık meshleri; dokuma, örme veya dokusuz yüzey üretim tekniklerinden biri kullanılarak üretilir (Şekil 5). Üretim tekniğine göre mesh malzemesinin özellikleri değişkenlik göstermektedir. Dokuma meshler, sıkıca paketlenmiş ve dolgun yapıları nedeniyle oldukça küçük gözenek boyutlarına sahiptir. İmplant edilebilir dokuma meshlerin küçük gözenek yapısı, zayıf fibröz doku büyümesine neden olmaktadır [21, 34]. Bununla beraber, organlar arası anormal bağlantıların oluşumunu tetiklemesinden dolayı dokuma meshlerin karın içi kullanımları önerilmez [63].

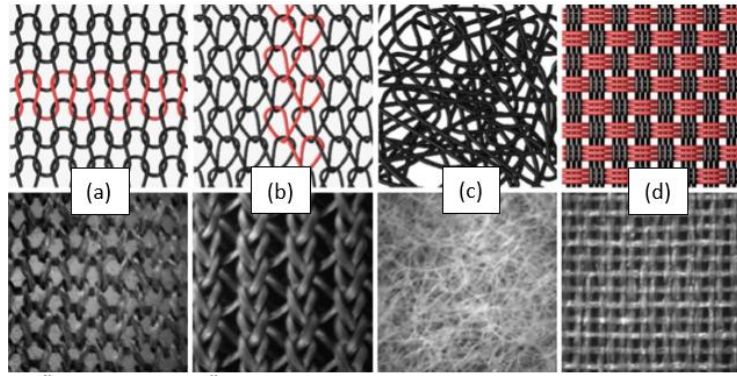
Dokusuz yüzey meshler, mikro gözenekli yapıları nedeniyle daha iyi doku büyümesine ve daha az adezyona izin verir ve bu nedenle dokuma meshlere göre fibrosis komplikasyonlarının daha çok üstesinden geldikleri bildirilmiştir [21, 65]. Son zamanlarda, dokusuz yüzey mesh üretiminde elektro çekim yöntemi de ön planı çıkmıştır. Elektriksel kuvvetler kullanılarak oluşturulan nano boyutlu liflerden, oldukça yüksek yüzey alanı ve gözenekliliğe sahip mesh yapıları elde edilmektedir [66]. Elektro çekim ile üretilen meshlerin lifli ve gözenekli yapıları, insan vücudunun ECM'sini taklit etmektedir. Aynı zamanda, geleneksel biyomalzemelere göre doku yenilenmesinin organizasyonunu kontrol etme potansiyeline sahiptirler. Bu sayede, cerrahi operasyon sonrası yara iyileşmesine katkı sağlarlar [67].

Cerrahi mesh malzemesi, atkılı veya çözümlü örme üretim tekniği kullanılarak da üretilmektedir. Örme meshler, dokusuz yüzey meshlere göre daha fazla esnekliğe ve anizotropiye sahiptir.

Özellikle çözümlü örme meshler; yapısal stabilite, esneklik, gözeneklilik ve mekanik performans açısından oldukça avantajlıdır. Bu nedenle mevcut ticari meshlerin çoğunun üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (Tablo 3). Çözümlü örme meshlerin gözenek boyutunun büyük olması sayesinde; büyük hücreler, yüzeyinden daha kolay nüfuz edebilmektedir. Böylece, doku büyümesi teşvik edilerek ameliyat sonrası enfeksiyon riski azaltılabilir. Bununla birlikte; düşük filament yoğunluğu nedeniyle örme meshler dokuma meshlere göre daha zayıftır [21, 68].

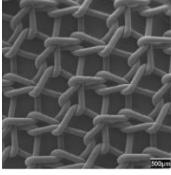
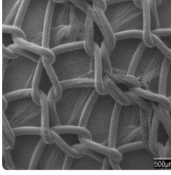
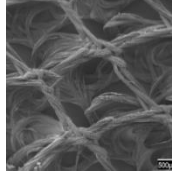
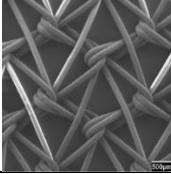
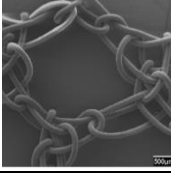
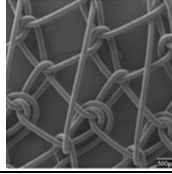
**İplik Yapısı:** Cerrahi mesh üretiminde, monofilament veya multifilament iplikler kullanılabilir. Monofilament ipliklerden üretilen bir mesh, sertliği ve sınırlı elastikiyeti ile iyi bir takviye kabiliyeti sağlamaktadır [47]. Monofilament yapı; fibrovasküler büyümeyi, enfeksiyon direncini ve biyolojik uyumu kolaylaştıran büyük gözenekler sağlar. Bu nedenle, monofilament iplik kullanılarak fıtık nüksünün azaltılabildiği rapor edilmiştir [45]. Multifilament ipliklerden oluşan bir mesh ise, daha yumuşaktır ve bükülmesi kolaydır. Bununla birlikte; multifilament meshler, filamentler arası boşluklara mikroorganizmaların yerleşmesi nedeniyle %20-30 daha fazla erozyona uğrama riskine sahiptir. Literatürde, monofilament ipliklerden oluşan örme meshlerin multifilament meshlere kıyasla inflamasyonu azalttığı bildirilmiştir. Özellikle, küçük gözenekli multifilament iplikli yapılarda mikroorganizmaların çoğalması ve üreme potansiyeli daha fazladır [47, 70].

**Gözeneklilik:** Doku-mesh reaksiyonunun ana belirleyicisidir. Çünkü implante edilen meshe kaynaşan doku miktarı ile gözeneklilik orantılıdır. Literatürde, gözenek boyutuna göre meshler 5 farklı sınıfta karakterize edilmektedir (Tablo 4). Cerrahi meshlerin tercihen 75 µm'den büyük gözeneklere sahip olması istenir. Bu sınırın belirlenmesinin ana nedeni, hücresel dokunun boyutudur. Bu boyut; büyük hücrelerin, kollajenin, kan damarlarının ve fibroblastların mesh içine girmesine izin verir ve yumuşak dokunun daha iyi büyümesini sağlar. Aynı zamanda bu boyut, bakterilerin yanı sıra bağışıklık hücrelerinin girişine izin verir [19, 71]. 800 µm'den küçük gözenek boyutlarına sahip bir mesh, implante edildiği bölgede elastikliği azaltarak sert bir plaka oluşturur. Bunun nedeni, meshi oluşturan liflerin etrafında büyük hücre kümelerinin oluşmasıdır. Büyük hücre kümeleri birbirleriyle birleştiklerinde köprüler oluşur. 1 mm'den daha geniş gözenek boyutunda ise, büyük hücre kümelerinin daha düşük oranda köprülenmesi nedeniyle yumuşak dokunun elastikiyetine katkı sağlar. Sonuç olarak; daha büyük mesh gözenek boyutları, küçük gözeneklere kıyasla daha az yabancı cisim reaksiyonuna ve lokal dokularda daha az fibroze neden olur. Ek olarak küçük gözenekler, büyük gözenek boyutlarına kıyasla dokuya daha az kaynaşarak biyofilm oluşturur. Biyofilm oluşumu mesh üzerinde bakteri üremesini artırarak, hastada daha fazla enfeksiyona neden olabilmektedir [2, 27]. Multifilament veya monofilament ipliklerin kullanımı gözenek boyutunu etkilemektedir. Multifilament ipliklerden üretilen meshler, daha küçük (10 µm veya daha az) gözenek boyutlarına sahiptir. Bu nedenle, kollajen büyümeyi ve bağışıklık sistemi hücrelerinin denetimini engeller [45].



Şekil 5. Mesh Yapılarının Diyagram ve Mikroskop Görüntüleri; (a) Atkılı Örme, (b) Çözgümlü Örme, (c) Dokusuz Yüze, (d) Dokuma [64]

Tablo 3. Bazı Ticari Örme Meshlerin Örgü Yapısı [69]

Ticari Mesh	Konstrüksiyon	Ticari Mesh	Konstrüksiyon	Ticari Mesh	Konstrüksiyon
Surgipro		Phasix		Parietex composite	
Prolene		Optilen elastic		Dynamesh	

Tablo 4. Gözenek Boyutlarına Göre Mesh Türleri [27]

Gözenek Sınıfı	Boyut ( $\mu\text{m}$ )
Ultra geniş gözenekli	>2000
Geniş gözenekli	1000-2000
Orta gözenekli	600-1000
Küçük gözenekli	100-600
Mikro gözenekli	<100

**Gramaj:** Kronik ağrıya, yabancı cisim reaksiyonuna, fibrozise, mesh büzülmesine ve adezyon oluşumuna etki etmektedir. Gramajlarına göre 4 tür mesh bulunmaktadır (Tablo 5). Ağır meshler (>90 g/m<sup>2</sup>), küçük gözenek boyutlarına sahip kalın liflerden yapılmıştır ve bu da yüksek gerilme mukavemeti sağlar. Ancak, daha fazla kronik ağrıya, yabancı cisim reaksiyonuna, fibrozise ve adezyona neden olur ve dokuda daha fazla büzülür. Hafif meshler, daha ince liflere ve daha geniş gözeneklere (>1 mm) sahiptir. Bu meshlerin elastikiyeti daha fazladır ve daha az yabancı cisim reaksiyonuna neden olur. Ayrıca hafif meshler, kronik ağrı ve inflamatuvar yanıt gibi uzun vadeli komplikasyonları azaltmada daha iyidir [16, 27].

**Gerilme Mukavemeti ve Elastikiyet:** Karın duvarında oluşan gerilme, fitik onarımında uygun mesh seçimi için büyük önem

taşır. Karın içi bölgeye implante edilecek bir mesh malzemesinin tasarımı için karın dokusunun mekanik özelliklerinin bilinmesi önemlidir [72, 73]. Doğal karın duvarının karakterize edilmesi için Laplace yasası kullanılmaktadır (Şekil 6). Laplace yasasına göre esnek küresel bir kap olarak modellenen karın duvarının gerilmesi; basınç, kalınlık ve çap ile ilişkilendirilmiştir [7]. Laplace eşitliği ile karın duvarının uzunlamasına çapı 32 cm ve karın içi duvarında oluşacak maksimum basınç 20 kPa alınarak, karın duvarı için 16 N/cm'lik bir fizyolojik gerilme mukavemeti sonucu elde edilmiştir. En yaygın olarak kullanılan mesh protezlerinin en az 32 N/cm'lik bir gerilme mukavemetine sahip olduğu bilinmektedir. Buna göre en hafif mesh bile patlamadan bu basınca, iki kat dayanabilmektedir [45, 47]

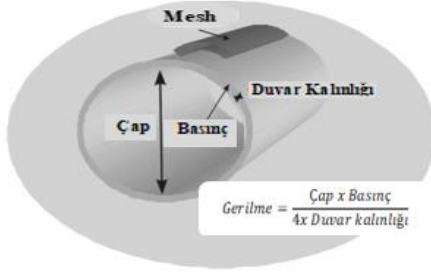
Tablo 5. Gramajlarına Göre Mesh Türleri [27]

Ağırlık Sınıfı	Gramaj (g/m <sup>2</sup> )
Çok ağır	>90
Orta ağır	50-90
Hafif	35-50
Ultra hafif	<35

Vücut içine yerleştirilen cerrahi mesh; oturma, yürüme, koşma, hapşırma, öksürme gibi çeşitli günlük aktiviteler nedeniyle farklı



yönlerde çekme kuvvetlerine maruz kalabilir. Bu nedenle, mesh yapısının anizotropik olduğu da dikkate alındığında, meshlerin farklı yönlerde gerilme davranışlarının dikkate alınması önemlidir [74]. Cobb ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; daha önce karın bölgesinde cerrahi öyküsü olmayan, sağlıklı genç yetişkinlerde ayakta durma, oturma, bel bükme, dizleri bükme, karın egzersizi yapma, atlama, merdiven çıkma ve otururken öksürme gibi 13 farklı pozisyonda karın içi basınç değerleri ölçülmüştür. Sağlıklı bir yetişkinde maksimum karın içi basıncı, öksürme veya atlama sırasında meydana gelmektedir ve yaklaşık 170 mmHg olduğu tahmin edilmektedir [75]. Buna göre, karın fitiklerini onarmak için kullanılan bir meshin, fonksiyonunu başarılı olarak yerine getirmesi için en az 180 mmHg (24 kPa) basınca dayanması gerektiği bildirilmiştir [7, 45].



Şekil 6. Laplace Yasasına Göre Karın Duvarına Uygulanan Gerilmenin Hesaplanması [7]

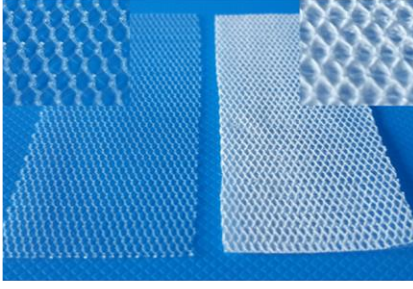
Mesh malzemesinin elastikiyeti, etki eden kuvvetler kaldırıldığında malzemenin orijinal şekline ve boyutuna geri dönebilme yeteneğidir. Örme yapıların, dokuma yapılara göre her yönden daha fazla esneyebilme özelliği bulunmaktadır. Burada önemli olan, mesh malzemesinin insan karın duvarı elastikiyetini karşılayabilmesidir. 16 N/cm'lik gerilme mukavemetine sahip karın duvarının; erkeklerde %23 ± 7 (dikey yönde) ve %15 ± 5 (yatay yönde), kadınlarda %32 ± 17 (dikey yönde) ve %17 ± 5 (yatay yönde) oranında elastikiyet gösterdiği bildirilmiştir [21, 47]. Hafif meshler, 16 N/cm'de yaklaşık %20-35 elastikiyete; ağır meshler ise, %4-15 elastikiyete sahiptir. Ağır mesh kullanımı karın duvarındaki gerilmeyi kısıtlayabileceğinden, mesh seçiminde bu durum göz önüne alınmalıdır. Ayrıca; %30'un üzerinde elastikiyete sahip mesh malzemesi, doğal insan karın duvarından daha fazla esneyebilir. Dolayısıyla; çok esnek mesh kullanımı nedeniyle, mesh implantasyonu sonrası sürdürülebilir bir onarım sağlanamaz ve bunun sonucunda fitik nüksü meydana gelebilir [45].

#### 4. YENİ NESİL MESHLER

Fitik onarımında ağırlıklı olarak kullanılan sentetik meshler, cerrahi operasyon sonrasında bazı komplikasyonların gelişmesine neden olabilmektedir. Bu nedenle, fitik tedavisinde düzgün iyileşme sağlamak için kullanılan cerrahi tekniğin önemini yanı sıra doğru biyomalzeme seçimi de oldukça önemlidir. Mesh malzemesinin ve üretim yönteminin seçimi; biyoyoumluluğunu, gözenekliliğini, mekanik özelliklerini ve dokuda bozunma

durumunu etkilemektedir. Cerrahi meshler üzerine yapılan araştırmalarda, komplikasyonların azaltılması ve onarılan bölgedeki doku yenilenmesinin desteklenmesi amaçlı uygulamalar umut vericidir. Dokuma veya örme konstrüksiyonuna sahip birinci nesil meshlerin kullanımlarında karşılaşılan fitik nüksü, enfeksiyon ve adezyon gibi problemleri hafifletmek için geliştirilen kompozit meshler, karın fitiklerinin onarımında yeni nesil yaklaşım sunmaktadır. Özellikle nanoliflerle; çevre doku ile entegrasyonun artırılması, biyoyoumluluğun geliştirilmesi, hücresel yanıtın kontrol edilmesi gibi amaçlara yönelik olarak meshlerin desteklenmesi sağlanmaktadır. Örme kumaş ile nanolifli yüzeyin birleştirildiği kompozit mesh çalışmaları [40, 49, 76-78]; fitik cerrahisi uygulamalarında gelişime açık, potansiyel bir alanı oluşturmaktadır. Nanolifler, elektro çekim yöntemi ile kolay ve düşük maliyetli olarak elde edilmektedir. Elektro çekilmiş nanolifli yüzeyler; hücrenin yapışması, çoğalması, göçü ve farklılaşmasında önemli rolü olan ECM'ye benzer özellikler göstermekte olup, ECM'yi taklit ederek hücrenin yapışma, çoğalma ve yeni damar oluşumu durumları için uygun mikro ortamı sağlamaktadır. Nanolifli yüzeylerin yüksek yüzey/hacim oranı yanında, ultra gözenekli yapıya sahip olmaları diğer avantajlı özelliklerinden biridir. Nanolifli yüzeyler, fitik operasyonu sonrası karın duvarında iyileşmenin doğal sürecini desteklemek için besin taşınmasına yardımcı olan uygun büyüklükte gözeneklere sahiptir. Böylece, nanolifli yüzeylerin üzerindeki nanometre veya mikrometre ölçekli gözenekler (<3 µm), iyileşmeye katkı sağlayan büyüme faktörlerinin difüzyonunu engellemezken; adezyona neden olan fibroblast hücrelerinin (>8 µm) geçişini engelleyebilmektedir. Ayrıca; nanolif üretimi esnasında yapıya dahil edilebilen biyoaktif ajanlar, fitik kusurlarının iyileşmesine ve olası enfeksiyon riskinin azaltılmasına katkı sağlamaktadır [43, 79-81].

Adezyonun azaltılması veya tamamen önlenmesi amacıyla geliştirilen, nanolifler ile birleştirilmiş kompozit meshler literatürde dikkat çekici yaklaşımlardan biridir. Aydemir Sezer ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; elektro çekim yöntemi ile poli(laktik-ko-glikolik) asit (PLGA) ve kitosan karışımı nanolifler, PP mesh üzerine kaplanarak iki katmanlı kompozit bir yapı oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan PLGA, adezyonu önlemesi; kitosan, anti-mikrobiyal etkinlik sağlaması açısından seçilmiştir. Kompozit meshin; malzeme özellikleri, *in vitro* antibakteriyel aktiviteleri ve hücre-malzeme etkileşimleri değerlendirilmiştir. Ayrıca, meshin *in vivo* adezyon performansı belirlenmiştir. Sonuçta; kompozit PP meshin, kontrol grubuna göre *E. coli* ve *S. aureus*'a karşı anti-bakteriyel etkinlik gösterdiği, aynı zamanda biyoyoumlu ve adezyonu önleyici özelliğinin olduğu gösterilmiştir [82]. Aydemir Sezer ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; ticari bir PP meshin adezyon özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla, meshin bir tarafı oksitlenmiş rejener selüloz (ORC) mikropartikülleri içeren polikaprolakton (PCL) nanolifler ile kaplanmıştır (Şekil 7). Kompozit meshin biyoyoumluluk ve anti-adezyon özellikleri test edilmiştir. Sonuçta ORC varlığının ve PCL kaplamanın, adezyonu önlediği ve biyoyoumluluğu geliştirdiği görülmüştür [48].



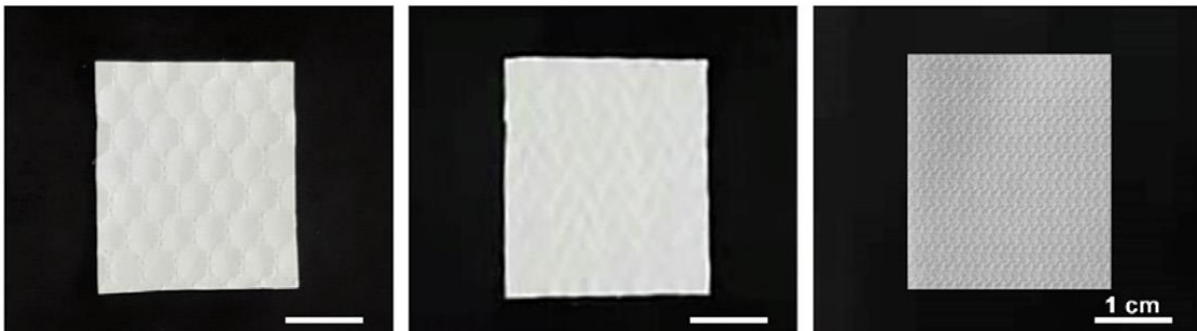
**Şekil 7.** Aydemir Sezer ve Arkadaşları Tarafından Yapılan Çalışmada Kullanılan PP Mesh (sol) ve Geliştirilen PCL-ORC Kaplanmış PP Mesh (sağ) [48]

Shokrollahi ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, PP meshin ön yüzü adezyonu önlemek ve anti-bakteriyel etkinliği artırmak için ofloksasin içeren PCL ve karboksietil kitosan/polivinil alkol (PVA) nanolifli yüzey ile kaplanmıştır. Meshin arka yüzü ise, implantasyondan sonra istenmeyen yer değiştirmelerin önlenmesi için, biyo yapışma özelliği olan L-3,4-dihidroksifenilalanin (L-DOPA) nanolifli yüzey ile kaplanmıştır. Üretilen kompozit meshin ofloksasin salınımı, adezyon önleme performansı ve biyouyumluluk özellikleri araştırılmıştır. Sonuçta; ofloksasin içeren L-DOPA kaplı meshin uygun hücre canlılığına sahip olduğu ve adipoz kaynaklı mezenkimal kök hücre adezyonunu önlediği belirlenmiştir [81]. Yang ve arkadaşları, PP mesh yüzeyini ayrı ayrı PCL ve rejener fibroin esaslı elektro çekilmiş nanolifler ile kaplamışlardır. Elde edilen her iki kompozit meshin karın içi adezyon oluşumunu önleme etkinliği *in vivo* ortamda incelenmiş ve nanolifli yüzey içermeyen PP mesh ile karşılaştırılmıştır. Sonuçta, rejener fibroin nanolifli yüzey ile birleştirilmiş kompozit meshin adezyonu önlemede başarılı olduğu belirlenmiştir [83]. Mao ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; üç farklı örgüde PP mesh kumaşlar, alginat esaslı bir yapıştırıcı ile PCL/PLGA karışımı nanolifli yüzeyler ile birleştirilmiştir (Şekil 8). Tavşanlar ile yapılan *in vivo* deneyde, kompozit meshlerin adezyonu önlemedeki başarısı hem skorlama hem de histopatolojik olarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, kompozit mesh örme yüzeyin yeterli mekanik özelliğe sahip olduğu ve nanolifli tabakanın anti-adezyon özellik taşıdığı belirlenmiştir [84].

Dufay ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; PP meshin yüzeyi elektro çekilmiş PCL nanolifler ile kaplanarak elde edilen

kompozit meshin, biyoaktif özelliklerini artırmak için soğuk plazma işleminde akrilik asit ile modifiye edilmesi sağlanmıştır. Geliştirilen kompozit meshin anti-adezyon özellikleri, *in vitro* hücre canlılığı, sitouyumluluk ve anti-kuagulan aktivite çalışmaları ile karakterize edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, kasık fıtığı onarımında operasyon sonrası yapışıklığı önlemede etkili olabilecek bir kompozit meshin eldesi açısından umut verici bulunmuştur [85].

Fıtık meshleri üzerine yapılan yeni gelişmelerden biri de; mesh ile ilgili enfeksiyonun önlenmesine yönelik çözümlerdir. Mesh ile ilişkili enfeksiyonların en aza indirilmesi için, mesh üzerinde kontrollü ve dayanıklı bir antibiyotik salım sisteminin oluşturulması bir yaklaşım olarak sunulmaktadır. Ancak sentetik meshlerin çoğu, içine ilaç yüklenmesini zorlaştıran hidrofobik malzemelerden oluştuğu için; yüzeyleri çeşitli yöntemler ile modifiye edilerek ilaç yüklenebilmektedir [19]. Guillaume ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; PP meshin implantasyon sonrası enfeksiyon riskinin en aza indirilmesi için, yüzeyine airbrush püskürtme sistemi kullanılarak ikili ilaç sistemi kaplanmıştır. Kaplama, PCL ve polilaktik asit (PLA) bozunabilir polimer sisteminde dağılmış ofloksasin ve rifampisin içeren üç katmandan oluşmaktadır. PP meshten *in vitro* ortama salınan ilacın, fibroblastlar tarafından daha hızlı emildiği görülmüştür. Ek olarak, üretilen kompozit mesh anti-mikrobiyal inhibisyon bölgesi göstermiştir [86]. Reinbold ve arkadaşları tarafından, rifampisin yüklü PLGA mikroküre kaplı PP meshin anti-bakteriyel etkinliği araştırılmıştır. Meshten salınan rifampisin, *S. Aureus*'un neden olduğu enfeksiyonu engellediği görülmüştür [87]. Sanbhal ve arkadaşları tarafından, oksijen plazma ile modifiye edilmiş PP mesh yüzeyine iki aşamada heksametil diizosiyanat ve  $\beta$ -siklodekstrin aşılantısı uygulanmıştır. Ardından, PP mesh yüzeyine enfeksiyonun önlenmesi için uygun anti-mikrobiyal levofloksasin HCl biyokatif ajanı yüklenmiştir. Modifiye edilmiş PP meshlerin *in vitro* ilaç salım profilleri değerlendirilmiş ve mesh yüzeyinden sıvı ortamına sürekli ilaç salımı gözlenmiştir. Ayrıca; antibiyotik yüklü PP meshler hem gram-negatif hem de gram-pozitif bakterilere karşı sırasıyla, 7 ve 10 gün boyunca sürekli anti-bakteriyel etkinlik göstermiştir [88]. Perez-Köhler ve arkadaşları, klorheksidin yüklü karboksietil selüloz (CMC) jel ile kaplanmış PP meshin, *in vivo* hasar alanında anti-bakteriyel etkinlik gösterdiğini belirlemiştir [89].



**Şekil 8.** Mao ve Arkadaşları Tarafından Yapılan Çalışmada Geliştirilen PP Esaslı Kompozit Meshler [84]

Son zamanlarda, en az yabancı cisim reaksiyonuna neden olan ve vücutla biyouyumluluğu artırılmış meshlerin geliştirilmesine yönelik de çalışmalar yapılmıştır. Houshyar ve arkadaşları; mesh dayanımının artırılması, yabancı cisim reaksiyonunun azaltılması, biyouyumluluğun geliştirilmesi ve mesh adezyonu ile ilişkilendirilen protein adsorpsiyonunun azaltılması amacıyla, nano-elmas (ND) katkılı PP mesh yüzeyi üretmiştir. Aynı zamanda plazma yöntemi kullanılarak, hidrosillenmiş ND nanoparçacığının PP mesh yüzeyine tutunması ve PP meshin hidrofilitasının geliştirilmesi sağlanmıştır. PP-ND nanokompozit meshin oldukça dayanıklı olduğu ve yüksek biyouyumluk sergilediği görülmüştür. Ayrıca, PP-ND kompozit meshin düşük inflamatuvar yanıtı neden olabileceği; düşük protein adsorpsiyonu gösterdiği bildirilmiştir [11]. Perez-Köhler ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; rifampisin yüklenmiş ısıya duyarlı bir hidrojel formülasyonu kullanılarak kompozit mesh geliştirilmiştir. Bu formülasyon ile vücut sıcaklığına ulaştığında in-situ jelleşme gerçekleşerek, çevre dokularla birlikte meshin optimal bir şekilde kaplanması sağlanmıştır. Geliştirilen meshin fitik onarımındaki anti-mikrobiyal etkinliği için *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar yapılmıştır. Sonuçta, vücut sıcaklığına duyarlı hidrojel kaplı mesh hem biyouyumlu hem de anti-mikrobiyal özellik sergilemiştir [90]. Qiao ve arkadaşları tarafından, PP meshin düşük inflamatuvar yanıt oluşturmasını sağlamak için hidrojel tabakası ile kaplanmış kompozit mesh (Şekil 9) geliştirilmiştir. Kondroitin sülfat ve jelatinden elde edilen hidrojel takviyeli mesh, bağışıklık düzenleyici özelliklere sahip biyomimetik bir yüzey sağlamıştır. Ayrıca, hidrojinin çapraz bağlayıcı içeriği, iltihaplanmayı önemli ölçüde azaltmıştır. Geliştirilen kompozit mesh ile; güçlü anti-inflamatuvar etki, doğal doku oluşumunu destekleyen kollajen birikiminde artış ve vaskülarizasyonda azalma bildirilmiştir [91]. Gradisteanu Pircalabioru ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise; farklı gözenek boyutlarına sahip poliestere esaslı meshlerin, kitosan çözeltisine daldırılması ile lif yüzeylerinin kaplanması amaçlanmıştır. Mesh yüzeylerin kitosanla modifiye edilmesi sonrasında, hücre çoğalmasının önemli ölçüde arttığı belirlenmiştir [92].



Şekil 9. Qiao ve Arkadaşları Tarafından Yapılan Çalışmada Geliştirilen Hidrojel Kaplı PP Mesh [91]

## 5. SONUÇ

Modern fitik cerrahisinde mesh kullanımı, fitik nüksünün önlenmesinde bir dönüm noktası olmuştur ve günümüzde gerilimsiz

onarımın altın standardı olarak kabul edilmektedir. Ticari olarak mevcut çok fazla sayıda mesh bulunmaktadır. Vücut ile biyouyumluluğu artırılmış yeni malzemelerin ve yeni cerrahi tekniklerin geliştirilmesiyle beraber, fitik meshlerine olan talep her geçen gün artmaktadır. Bu nedenle, farklı özelliklerde meshlerin geliştirilmesine devam edilmektedir. Bununla birlikte, mevcut mesh malzemeleri hala bazı açılardan yetersiz bir performans sergilemektedir. Yeni geliştirilen meshlerin biyouyumlu, adezyonu önleyici ve enfeksiyonu engelleyebilecek yapıda olması önemlidir. Gelecekteki araştırmalar, fitik onarımında en iyi sonuçları elde etmek için, yeni cerrahi teknikler ile beraber yeni nesil biyomalzemelerin gelişimine odaklanmaya devam edecektir.

Ülkemizde mesh üretimi halihazırda yapılmamaktadır. Dolayısıyla, ülkemiz cerrahi mesh ürünleri bakımından ithalatçı pozisyonundadır. GTIP 902139900013 numarası ile ülkemize ithal edilen ticari meshlerin, Türkiye İstatistik Kurumu Dış Ticaret İstatistikleri verilerine göre, 2019-2021 yılları arasında yıllık ortalama değerinin 78 milyon dolar olduğu anlaşılmaktadır. Her ne kadar söz konusu GTIP sadece meshleri kapsamasa da; ithalatın yaklaşık %60'ının sadece İrlanda ve ABD'den gerçekleştirilmiş olması, mesh malzemesinin yüksek katma değerli olduğuna dair önemli bir göstergedir. Diğer taraftan ülkemizdeki cerrahi mesh kullanım talebini yaklaşık olarak belirlemek amacıyla, Güney Marmara bölgesinin en büyük araştırma hastanelerinden biri olan Bursa Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi (yatak kapasitesi:896 adet) verilerinden bir projeksiyon yapıldığında; 2019 yılında Türkiye'de (yatak kapasitesi:237.504 adet) kullanılan fitik mesh sayısının 100 bin civarında olduğu sonucuna varılabilir.

Özellikle sağlık sektörü gibi öncelikli alanlarda kullanıma yönelik üretim çeşitliliğini artırmak ve yüksek katma değerli ürünler imal etmek, ülkemizin ihracat gelirlerinde çok önemli paya sahip olan tekstil sektörünün devamlılığı ve rekabet gücünün artırılması bakımından büyük öneme sahiptir. Ülkemizde halihazırda mevcut teknik bilgi ve üretim altyapısı, sağlık ve mühendislik bilimlerindeki akademik bilgi birikimi ve ar-ge altyapısı dikkate alındığında; çok ileri teknoloji gerektirmeyen cerrahi amaçlı meshlerin yerli kaynaklarla üretiminin mümkün olduğu değerlendirilmektedir. Bu amaca yönelik çok disiplinli projelerden elde edilecek katma değerli çıktılar; gerek sektörün sürdürülebilirliği, gerek ihracat artışı, gerekse ithal ikamesi açısından tekstil sektörümüze kayda değer katkılar sağlayacaktır.

Gerek malzeme alanında çalışan akademisyenler, gerek ülkemiz tekstil sektöründeki firmalar, gerekse de cerrahlar tarafından, mesh ile ilgili tasarım, üretim ve seçim kriterlerinin belirlenmesine yönelik katkı koymayı amaçlayan bu derleme çalışmasında; temelde bir tekstil yapısı olan ve tamamen ithalat yoluyla temin edilen meshlere alternatif olarak, ülkemizde yerli mesh üretim potansiyeli olduğuna dair bir farkındalığın yaratılması da hedeflenmiştir.

## KAYNAKLAR

- GlobeNewswire. *Global Medical Device Market 2020 Size to Increase Due to Rising Infectious and Chronic Disease Cases as per the Business Research Company's Medical Devices Global Market Opportunities and Strategies - Global Forecast to 2030*, <https://www.globenewswire.com/news-release/2020/10/27/2114984/0/en/Global-Medical-Device-Market-2020-Size-To-Increase-Due-To-Rising-Infectious-And-Chronic-Disease-Cases-As-Per-The-Business-Research-Company-s-Medical-Devices-Global-Market-Opportuni.html>, Erişim Tarihi: 5 Temmuz 2021.
- Kalaba, S., Gerhard, E., Winder, J. S., Pauli, E. M., Haluck, R. S., and Yang, J., (2016), *Design Strategies and Applications of Biomaterials and Devices for Hernia Repair*, *Bioactive Materials*, 1(1), 2–17.
- MarketWatch. *Global Hernia Repair Mesh Market Trends 2022 Industry Recent Developments and Latest Technology, Size-Share, Future Growth, Supply-Demand Scenario, Forecast Research Report 2028*, <https://www.marketwatch.com/press-release/global-hernia-repair-mesh-market-trends-2022-industry-recent-developments-and-latest-technology-size-share-future-growth-supply-demand-scenario-forecast-research-report-2028-2022-02-22>, Erişim Tarihi: 27 Şubat 2022.
- Ertuğrul, E. *Ankara Tıbbi Cihazlar Sektör Analizi*, <https://www.ankaraka.org.tr/archive/files/yayinlar/ankara-tibbi-cihaz-analiz.pdf>, Erişim Tarihi: 13 Eylül 2021.
- Kılıçarslan, M., and Binnaz, T., (2019), *Dünya'da ve Türkiye'de Tıbbi Cihaz Sektöründe Pazarlamanın Önemi*, *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 17, 966–971.
- Bartels, V. T., (2011), *Handbook of Medical Textiles*, Woodhead Publishing, Oxford.
- Brown, C., and Finch, J., (2010), *Which Mesh for Hernia Repair?*, *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*, 92(4), 272–278.
- Franz, M. G., (2006), *The Biology of Hernias and the Abdominal Wall*, *Hernia*, 10(6), 462–471.
- Hatipoğlu, S., (2008), *Inguinal Fıtık Tamirinde Kullanılan Lichtenstein ve Anterior Preperitoneal Mesh Takviyesi Yöntemlerinin Testiküler Volüm ve Kan Akımı Üzerine Olan Etkilerinin Karşılaştırılması*, *Uzmanlık Tezi*, Bakırköy Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul.
- Birindelli, A., Sartelli, M., Di Saverio, S., Coccolini, F., Ansaloni, L., van Ramshorst, G. H., Campanelli, G., Khokha, V., Moore, E. E., Peitzman, A., Velmahos, G., Moore, F. A., Leppaniemi, A., Burlew, C. C., Biffi, W. L., Koike, K., Kluger, Y., Fraga, G. P., Ordóñez, C. A., Novello, M., Agresta, F., Sakushev, B., Gerych, I., Wani, I., Kelly, M. D., Gomes, C. A., Faro Jr, M. P., Tarasconi, A., Demetrashvili, Z., Lee, J. G., Vettoretto, N., Guercioni, G., Persiani, R., Trana, C., Cui, Y., Kok, K. Y. Y., Ghnam, W. M., Abbas, A. E., Sato, N., Marwah, S., Rangarajan, M., Ben-Ishay, O., Adesunkanmi, A. R., K., Lohse, H. A. S., Kenig, J., Mandala, S., Coimbra, R., Bhangu, A., Suggett, N., Biondi, A., Portolani, N., Baicchi, G., Kirkpatrick, A. W., Scibe, R., Sugrue, M. Chiara, O., and Catena, F., (2017), *2017 Update of the WSES Guidelines for Emergency Repair of Complicated Abdominal Wall Hernias*, *World Journal of Emergency Surgery*, 12(1), 37–52.
- Houshyar, S., Sarker, A., Jadhav, A., Kumar, G. S., Bhattacharyya, A., Nayak, R., Shanks, R. A., Saha, T., Rifai, A., Padhye, R., and Fox, K., (2020), *Polypropylene-Nanodiamond Composite for Hernia Mesh*, *Materials Science and Engineering: C*, 111, 110780.
- Costa, A., Adamo, S., Gossetti, F., D'Amore, L., Ceci, F., Negro, P., and Bruzzone, P., (2019), *Biological Scaffolds for Abdominal Wall Repair: Future in Clinical Application?*, *Materials*, 12(15), 2375.
- Surgeons 101. *What are the Types of Abdominal Wall Hernias?*, <https://surgeons101.com/hernia-clinic.php>, Erişim Tarihi: 13 Temmuz 2022.
- Park, A. E., Roth, J. S., and Kavic, S. M., (2006), *In Brief*, *Current Problems in Surgery*, 43(5), 322–324.
- Sheen, A. J., (2005), *Prosthetics in Hernia Repair*, *Surgery Today*, 35(3), 196–198.
- Bringman, S., Conze, J., Cuccurullo, D., Deprest, J., Junge, K., Klosterhalfen, B., Parra Davila, E., Ramshaw, B., and Schumpelick, V., (2010), *Hernia Repair: The Search for Ideal Meshes*, *Hernia*, 14(1), 81–87.
- Itani, K. M. F., and Fitzgibbons, R., (2019), *Approach to Groin Hernias*, *JAMA Surgery*, 154(6), 551–552.
- Serrano - Aroca, A., and Pous - Serrano, S., (2021), *Prosthetic Meshes for Hernia Repair: State of Art, Classification, Biomaterials, Antimicrobial Approaches, and Fabrication Methods*, *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 9(12), 2695–2719.
- Corduas, F., Lamprou, D. A., and Mancuso, E., (2021), *Next-Generation Surgical Meshes for Drug Delivery and Tissue Engineering Applications: Materials, Design and Emerging Manufacturing Technologies*, *Bio-Design and Manufacturing*, 4(2), 278–310.
- Earle, D. B., and Mark, L. A., (2008), *Prosthetic Material in Inguinal Hernia Repair: How Do I Choose?*, *Surgical Clinics of North America*, 88(1), 179–201.
- Sanbhal, N., Miao, L., Xu, R., Khatri, A., and Wang, L., (2017), *Physical Structure and Mechanical Properties of Knitted Hernia Mesh Materials: A Review*, *Journal of Industrial Textiles*, 48(1), 333–360.
- Vorst, A. L., (2015), *Evolution and Advances in Laparoscopic Ventral and Incisional Hernia Repair*, *World Journal of Gastrointestinal Surgery*, 7(11), 293–305.
- Medical Dialogues. *Biological Mesh Tied to Higher Complications Than Synthetic Mesh in Hernia Repair*, <https://medicaldialogues.in/surgery/news/biological-mesh-tied-to-higher-complications-than-synthetic-mesh-in-hernia-repair-73609>, Erişim Tarihi: 15 Mayıs 2022.
- Echebiri, P. *Discuss Use of Mesh in Surgery*, [https://www.slideshare.net/MarckMag/discuss-use-of-mesh-in-surgery?from\\_action=save](https://www.slideshare.net/MarckMag/discuss-use-of-mesh-in-surgery?from_action=save), Erişim Tarihi: 25 Ekim 2021.
- Stoppa, R. E., Rives, J. L., Warlaumont, C. R., Palot, J. P., Verhaeghe, P. J., and Delattre, J. F., (1984), *The Use of Dacron in the Repair of Hernias of the Groin*, *Surgical Clinics of North America*, 64(2), 269–285.
- Chen, D. C., and Morrison, J., (2019), *State of the Art: Open Mesh-based Inguinal Hernia Repair*, *Hernia*, 23(3), 485–492.
- See, C. W., Kim, T., and Zhu, D., (2020), *Hernia Mesh and Hernia Repair: A Review*, *Engineered Regeneration*, 1, 19–33.
- Scott, N., Go, P. M. N. Y., Graham, P., McCormack, K., Ross, S. J., and Grant, A. M., (2001), *Open Mesh Versus Non-Mesh for Groin Hernia Repair*, *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 4, CD002197.
- Miao, L., Wang, F., Wang, L., Zou, T., Brochu, G., and Guidoin, R., (2015), *Physical Characteristics of Medical Textile Prostheses Designed for Hernia Repair: A Comprehensive Analysis of Select Commercial Devices*, *Materials*, 8(12), 8148–8168.

30. Kokotovic, D., Bisgaard, T., and Helgstrand, F., (2016), *Long-term Recurrence and Complications Associated With Elective Incisional Hernia Repair*. JAMA, 316(15), 1575–1582.
31. Rastegarpour, A., Cheung, M., Vardhan M., Ibrahim, M. M., Butler, C. E., and Levinson, H., (2016), *Surgical Mesh for Ventral Incisional Hernia Repairs: Understanding Mesh Design*, Plastic Surgery (Oakville, Ont.), 24(1), 41–50.
32. Kulacoglu, H., (2011), *Current Options in Inguinal Hernia Repair in Adult Patients*, Hippokratia, 15(3), 223–231.
33. Guillaume, O., Teuschl, A. H., Gruber-Blum, S., Fortelny, R. H., Redl, H., and Petter-Puchner, A., (2015), *Emerging Trends in Abdominal Wall Reinforcement: Bringing Bio-Functionality to Meshes*, Advanced Healthcare Materials, 4(12), 1763–1789.
34. Cobb, W. S., Peindl, R. M., Zerey, M., Carbonell, A. M., and Heniford, B. T., (2008), *Mesh Terminology 101*, Hernia, 13(1), 1–6.
35. Bellows, C. F., Alder, A., and Helton, W. S., (2006), *Abdominal Wall Reconstruction Using Biological Tissue Grafts: Present Status and Future Opportunities*, Expert Review of Medical Devices, 3(5), 657–675.
36. El-Hayek, K. M., and Chand, B., (2010), *Biologic Prosthetic Materials for Hernia Repairs*, Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, 20(2), 159–69.
37. Messa, C. A., Kozak, G., Broach, R. B., and Fischer, J. P., (2019), *When the Mesh Goes Away*, Plastic and Reconstructive Surgery - Global Open, 7(11), e2576.
38. Smart, N. J., Marshall, M., and Daniels, I. R., (2012), *Biological Meshes: A Review of Their Use in Abdominal Wall Hernia Repairs*, The Surgeon, 10(3), 159–171.
39. Burns, N. K., Jaffari, M. V., Rios, C. N., Mathur, A. B., and Butler, C. E., (2010), *Non-Cross-Linked Porcine Acellular Dermal Matrices for Abdominal Wall Reconstruction*, Plastic and Reconstructive Surgery, 125(1), 167–176.
40. Giuntoli, G., Muzio, G., Actis, C., Ganora, A., Calzone, S., Bruno, M., Ciardelli, G., Carmagnola, I., and Tonda-Turo, C., (2021), *In-vitro Characterization of a Hernia Mesh Featuring a Nanostructured Coating*, Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 8, 589223.
41. Klosterhalfen, B., Klinge, U., Schumpelick, V., Tietze, L., (2000), *Polymers in Hernia Repair—Common Polyester vs. Polypropylene Surgical Meshes*, Journal of Materials Science, 35, 4769–4776.
42. Aydın, S., Onuktav, O., Kader, M. O., Yozgatlı, E. P., Boyacı, B., (2021), *Physical Investigation of Polyester Hernia Mesh with Different Construction*, 8. Uluslararası Lif ve Polimer Araştırmaları Sempozyumu (ULPAS) Bildiri Kitapçığı. 92–95, 18-19 Haziran 2021, Eskişehir.
43. Poussier, M., Deneve, E., Blanc, P., Boulay, E., Bertrand, M., Nedelcu, M., Herrero, A., Fabre, J. M., and Nocca, D., (2013), *A Review of Available Prosthetic Material for Abdominal Wall Repair*, Journal of Visceral Surgery, 150(1), 52–59.
44. Todros, S., Pavan, P. G., and Natali, A. N., (2015), *Synthetic Surgical Meshes Used in Abdominal Wall Surgery: Part I-Materials and Structural Conformation*, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 105(3), 689–699.
45. Bilsel, Y., and Abci, I., (2012), *The Search for Ideal Hernia Repair; Mesh Materials and Types*, International Journal of Surgery, 10(6), 317–321.
46. Cevasco, M., and Itani, K. M. F., (2012), *Ventral Hernia Repair with Synthetic, Composite, and Biologic Mesh: Characteristics, Indications, and Infection Profile*, Surgical Infections, 13(4), 209–215.
47. Baylon, K., Rodríguez-Camarillo, P., Elías-Zuniga, A., Díaz-Elizondo, J., Gilkerson, R., and Lozano, K., (2017), *Past, Present and Future of Surgical Meshes: A Review*, Membranes, 7(3), 47.
48. Aydemir Sezer, U., Sanko, V., Gulmez, M., Aru, B., Sayman, E., Aktekin, A., Vardar Aker, F., Yanıkkaya Demirel, G., and Sezer, S., (2019), *Polypropylene Composite Hernia Mesh with Anti-adhesion Layer Composed of Polycaprolactone and Oxidized Regenerated Cellulose*, Materials Science and Engineering: C, 99, 1141–1152.
49. East, B., Plencner, M., Kralovic, M., Rampichova, M., Sovkova, V., Vocetkova, K., Otahal, M., Tonar, Z., Kolinko, Y., Amler, E., and Hoch, J., (2018), *A Polypropylene Mesh Modified with Poly-ε-caprolactone Nanofibers in Hernia Repair: Large Animal Experiment*, International Journal of Nanomedicine, 13, 3129–3143.
50. Awad, S. S., and Fagan, S. P., (2004), *Current Approaches to Inguinal Hernia Repair*, The American Journal of Surgery, 188(6), 9–16.
51. Junge, K., Binnebösel, M., von Trotha, K. T., Rosch, R., Klinge, U., Neumann, U. P., and Jansen, P. L., (2011), *Mesh Biocompatibility: Effects of Cellular Inflammation and Tissue Remodelling*, Langenbeck's Archives of Surgery, 397(2), 255–270.
52. Xu, D., Fang, M., Wang, Q., Qiao, Y., Li, Y., and Wang, L., (2022), *Latest Trends on the Attenuation of Systemic Foreign Body Response and Infectious Complications of Synthetic Hernia Meshes*, ACS Applied Bio Materials, 5 (1), 1–19.
53. Şafak, Ş., (2016), *Biyobozunur Polimerlerden Elektro Çekim Yöntemiyle Üretilen Nanolifli Yüzeylerin Cerrahi Adezyon Bariyeri Olarak Kullanımlarının Araştırılması*, Doktora Tezi, Uludağ Üniversitesi, Bursa.
54. Lanzalaco, S., Del Valle, L. J., Turon, P., Weis, C., Estrany, F., Aleman, C., and Armelin, E., (2020), *Polypropylene Mesh for Hernia Repair with Controllable Cell Adhesion/de-adhesion Properties*, Journal of Materials Chemistry B, 8(5), 1049–1059.
55. Goldenberg, A., Matone, J., Marcondes, W., Herbella, F. A. M., and Farah, J. F. de M., (2005), *Comparative Study of Inflammatory Response and Adhesions Formation After Fixation of Different Meshes for Inguinal Hernia Repair in Rabbits*, Acta Cirurgica Brasileira, 20(5), 347–352.
56. Falagas, M. E., and Kasiakou, S. K., (2005), *Mesh-Related Infections After Hernia Repair Surgery*, Clinical Microbiology and Infection, 11(1), 3–8.
57. Shankaran, V., Weber, D. J., Reed, R. L., and Luchette, F. A., (2011), *A Review of Available Prosthetics for Ventral Hernia Repair*, Annals of Surgery, 253(1), 16–26.
58. Krause, H. G., Galloway, S. J., Khoo, S. K., Lourie, R., and Goh, J. T. W., (2006), *Biocompatible Properties of Surgical Mesh Using an Animal Model*, The Australian and New Zealand Journal of Obstetrics and Gynaecology, 46(1), 42–45.
59. Alam, N. N., Narang, S. K., Pathak, S., Daniels, I. R., and Smart, N. J., (2016), *Methods of Abdominal Wall Expansion for Repair of Incisional Herniae: A Systematic Review*, Hernia. 20(2), 191–199.
60. Wang, X., Han, C., Hu, X., Sun, H., You, C., Gao, C., and Haiyang, Y., (2011), *Applications of Knitted Mesh Fabrication Techniques to Scaffolds for Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 4, 922–932.

61. Todros, S., Pavan, P., Pachera, P., and Natali, A., (2017), *Synthetic Surgical Meshes Used in Abdominal Wall Surgery: Part II- Biomechanical Aspects*, Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 105(4), 892–903.
62. Cobb, W. S., Burns, J. M., Peindl, R. D., Carbonell, A. M., Matthews, B. D., Kercher, K. W., and Heniford, B. T., (2006), *Textile Analysis of Heavy Weight, Mid-Weight, and Light Weight Polypropylene Mesh in a Porcine Ventral Hernia Model*, Journal of Surgical Research, 136(1), 1–7.
63. Raptis, D. A., Vichova, B., Breza, J., Skipworth, J., and Barker, S., (2011), *A Comparison of Woven Versus Nonwoven Polypropylene (PP) and Expanded Versus Condensed Polytetrafluoroethylene (PTFE) on Their Intraperitoneal Incorporation and Adhesion Formation*, Journal of Surgical Research, 169(1), 1–6.
64. Zhu, L.-M., Schuster, P., and Klinge, U., (2015), *Mesh Implants: An Overview of Crucial Mesh Parameters*, World Journal of Gastrointestinal Surgery, 7(10), 226–236.
65. Ghosh, S., (2014), *Composite Nonwovens in Medical Applications*, Composite Non-Woven Materials, 211–224.
66. Mori da Cunha, M. G. M. C., Arts, B., Hympanova, L., Rynkevic, R., Mackova, K., Bosman, A. W., Dankers, P. Y. W., Deprest, J., (2020), *Functional Supramolecular Bioactivated Electrospun Mesh Improves Tissue Ingrowth in Experimental Abdominal Wall Reconstruction in Rats*, Acta Biomaterialia, 106, 82–91.
67. Ebersole, G. C., Buettmann, E. G., MacEwan, M. R., Tang, M. E., Frisella, M. M., Matthews, B. D., and Deeken, C. R., (2012), *Development of Novel Electrospun Absorbable Polycaprolactone (PCL) Scaffolds for Hernia Repair Applications*, Surgical Endoscopy, 26(10), 2717–2728.
68. Yu, S., and Ma, P., (2020), *Mechanical Properties of Warp-Knitted Hernia Repair Mesh with Various Boundary Conditions*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 114, 104192.
69. Gomez-Gil, V., Pascual, G., and Bellon, J., (2019), *Biomaterial Implants in Abdominal Wall Hernia Repair: A Review on the Importance of the Peritoneal Interface*, Processes, 7(2), 105–122.
70. Klosterhalfen, B., Junge, K., and Klinge, U., (2005), *The Lightweight and Large Porous Mesh Concept for Hernia Repair*, Expert Review of Medical Devices, 2(1), 103–117.
71. Dahesh, M. B., Asayesh, A., and Jeddi, A. A. A., (2020), *Effect of Fabric Structure on the Bursting Characteristics of Warp-Knitted Surgical Mesh*, The Journal of the Textile Institute, 111(9), 1346–1353.
72. Afewerki, S., Bassous, N., Harb, S. V., Corat, M. A. F., Maharjan, S., Ruiz-Esparza, G. U., de Paula, M. M. M., Webster, T. J., Tim, C. R., Viana, B. C., Wang, D., Wang, X., Marciano, F., and Lobo, A. O., (2021), *Engineering Multifunctional Bactericidal Nanofibers for Abdominal Hernia Repair*, Communications Biology, 4(1), 233–246.
73. Doctor, H. G., (2006), *Evaluation of Various Prosthetic Materials and Newer Meshes for Hernia Repairs*, Journal of Minimal Access Surgery, 2 (3), 110–116.
74. Dahesh, M. B., Asayesh, A., and Jeddi, A. A. A., (2021), *Analysis of the Role of the Structural Characteristics of Surgical Meshes on the Tensile Properties in Different Directions*, Fibers and Polymers, 22(12), 3479–3489.
75. Cobb, W. S., Burns, J. M., Kercher, K. W., Matthews, B. D., James Norton, H., and Todd Heniford, B., (2005), *Normal Intraabdominal Pressure in Healthy Adults*, Journal of Surgical Research, 129(2), 231–235.
76. Plencner, M., East, B., Tonar, Z., Otahal, M., Prosecka, E., Rampichova, M., Krejci, T., Litvinec, A., Buzgo, M., Mickova, A., Necas, A., Hoch, J., and Amler, E., (2014), *Abdominal Closure Reinforcement by Using Polypropylene Mesh Functionalized with Poly-ε-caprolactone nanofibers and Growth Factors for Prevention of Incisional Hernia Formation*, International Journal of Nanomedicine, 9(1), 3263–3277.
77. Liu, P., Chen, N., Jiang, J., and Wen, X., (2019), *New Surgical Meshes with Patterned Nanofiber Mats*, RSC Advances, 9(31), 17679–17690.
78. Gradisteanu Pircalabioru, G., Tihauan, B., Axinie (Bucos), M., Angheloiu, M., Visileanu E., (2021), *Development and Characterisation of Polypropylene-PLGA Electrospun Hernia Meshes*, Annals of the Oradea University Fascicle of Textiles, Leatherwork, 22(2), 39–42.
79. Agarwal, S., Wendorff, J. H., and Greiner, A., (2008), *Use of Electrospinning Technique for Biomedical Applications*, Polymer, 49(26), 5603–5621.
80. Ko, J. E., Ko, Y. G., Kim, W. I., Kwon, O. K., and Kwon, O. H., (2017), *Nanofiber Mats Composed of a Chitosan-Poly(D,L-lactic-co-glycolic acid)-Poly(ethylene oxide) Blend as a Postoperative Anti-adhesion Agent*, Journal of Biomedical Materials Research Part B, 105B, 1906–1915.
81. Shokrollahi, M., Bahrami, S. H., Nazarpak, M. H., and Solouk, A., (2020), *Biomimetic Double-sided Polypropylene Mesh Modified by DOPA and Ofloxacin Loaded Carboxyethyl Chitosan/Polyvinyl alcohol-Polycaprolactone Nanofibers for Potential Hernia Repair Applications*, International Journal of Biological Macromolecules, 165- 902–917.
82. Aydemir Sezer, U., Sanko, V., Gulmez, M., Sayman, E., Aru, B., Yuksekdog, Z. N., Aktekin, A., Vardar Aker, F., and Sezer, S., (2017), *A Polypropylene-Integrated Bilayer Composite Mesh with Bactericidal and Antiadhesive Efficiency for Hernia Operations*, ACS Biomaterials Science & Engineering, 3(12), 3662–3674.
83. Yang, D., Song, Z., Shen, J., Song, H., Yang, J., Zhang, P., and Gu, Y., (2020), *Regenerated Silk Fibroin (RSF) Electrostatic Spun Fibre Composite with Polypropylene Mesh for Reconstruction of Abdominal Wall Defects in a Rat Model*, Artificial Cells, Nanomedicine and Biotechnology, 48(1), 425–434.
84. Mao, Y., Meng, Y., Li, S., Li, Y., Guidoin, R., Qiao, Y., Zhang, Z., Brochu, G., Tang, J., and Wang, L., (2021), *Comparative Study on Nanofiber Containing Polypropylene-based Composite Mesh for Abdominal Wall Hernia Repair*, Materials & Design, 212, 110227.
85. Dufay, M., Jimenez, M., Casetta, M., Chai, F., Blanchemain, N., Stoclet, G., Cazaux, F., Bellayer, S., and Degoutin, S., (2021), *PCL Covered PP Meshes Plasma-grafted by Sulfonated Monomer for the Prevention of Postoperative Abdominal Adhesions*, Materials Today Communications, 26, 101968.
86. Guillaume, O., Garric, X., Lavigne, J.-P., Van Den Berghe, H., and Coudane, J., (2012), *Multilayer, Degradable Coating as a Carrier for the Sustained Release of Antibiotics: Preparation and Antimicrobial Efficacy in Vitro*, Journal of Controlled Release, 162(3), 492–501.
87. Reinbold, J., Hierlemann, T., Urich, L., Uhde, A.-K., Müller, I., Weindl, T., Vogel, U., Sclensak, C., Wendel, H.-P., Krajewski, S., (2017), *Biodegradable Rifampicin-releasing Coating of Surgical Meshes for the Prevention of Bacterial Infections*, Drug Design, Development and Therapy, 11, 2753–2762.

88. Sanbhal, N., Saitaer, X., Li, Y., Mao, Y., Zou, T., Sun, G., and Wang, L., (2018), *Controlled Levofloxacin Release and Antibacterial Properties of  $\beta$ -Cyclodextrins-Grafted Polypropylene Mesh Devices for Hernia Repair*, *Polymers*, 10(5), 493.
89. Pérez-Köhler, B., Benito-Martínez, S., Rodríguez, M., García-Moreno, F., Pascual, G., and Bellón, J. M., (2019), *Experimental Study on the Use of a Chlorhexidine-loaded Carboxymethylcellulose Gel as Antibacterial Coating for Hernia Repair Meshes*. *Hernia*, 23(4), 789–800.
90. Perez-Köhler, B., Pascual, G., Benito-Martínez, S., Bellon, J. M., Eglin, D., and Guillaume, O., (2020), *Thermo-Responsive Antimicrobial Hydrogel for the In-Situ Coating of Mesh Materials for Hernia Repair*, *Polymers*, 12(6), 1245.
91. Qiao, Y., Zhang, Q., Wang, Q., Li, Y., and Wang, L., (2021), *Filament-anchored Hydrogel Layer on Polypropylene Hernia Mesh with Robust Anti-inflammatory Effects*, *Acta Biomaterialia*, 128, 277–290.
92. Gradisteanu Pircalabioru, G., Dolete, G., Tihauan, B., Visileanu E., Axinie (Bucos), M., (2020), *Development and Characterization of New Biocompatible Polyester Hernia Meshes Impregnated with Chitosan*, *Annals of the Oradea University Fascicle of Textiles, Leatherwork*, 21(1), 133–138.