



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KİTOSAN ESASLI AMELİYAT İPLİKLERİNİN ABSORBE OLMA  
SÜRELERİNİN TASARLANMASI**

**Esra GÖKSU**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**BURSA-2010**



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KİTOSAN ESASLI AMELİYAT İPLİKLERİNİN ABSORBE OLMA  
SÜRELERİNİN TASARLANMASI**

**Esra GÖKSU**

**Prof. Dr. Yusuf ULCAY  
(Danışman)**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
TESKTİL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

## ÖZET

Bu çalışmada kullanılan krome katgüt düşük fiyat,düşük mukaveemet değerleri ve yüksek doku reaksiyonuna sahip bir ameliyat ipliğidir. İpek ise katgüte göre yüksek mukavemet, orta seviyede vücut reaksiyonu ve yüksek düğüm güvenilirliğine sahiptir. Çalışmanın hedefi doğrultusunda mukavemet değerlerini daha uzun süre devam ettirmek veya artırmak ve vücut reaksiyonunu azaltmak amacıyla deniz kabuklularından elde edilen kitosan kullanılmaktadır.

Krome katgüt ve ipek ameliyat iplikleri 24 güne varan sürelerde izotonik serum çözeltisine bırakılmış sonrasında kitosan kaplanarak çekme, düğüm ve ilmek mukavemet testleri yapılmıştır. Sonuçlar istatistiki olarak yorumlanmıştır.

Anahtar kelimeler: ameliyat ipliği, katgüt, ipek, kitosan

**ABSTRACT**

In this study which is used surgical chrome catgut; cheap, low strength and higher tissue reaction specialities. The other one silk is which has moderate tissue reaction, tensile strength, and knot security is good. The aim of this study for sustaining or increasing the strength specialities and decreasing tissue reaction by using chitosan. Chitosan is an antibacterial material which is made crustaceans.

Chrome catgut and silk sutures were waited in physiologic solution of isotonic serum up to 24 days. It was determined alteration of pull, knot and loop strength of sutures during this period. In the result strength tests and statistical interpretation were made.

Key Words: Suture, catgut, silk, chitosan

## İÇİNDEKİLER

Sayfa

GİRİŞ.....	1
1. Kaynak Özeti .....	3
1.1 Ameliyat İpliklerinin Tanımı, Tarihçesi, Kullanım Amacı ve Beklenen Özellikler 3	
1.1.1 Ameliyat ipliklerinin tanımı .....	3
1.1.2 Ameliyat ipliklerinin tarihçesi.....	3
1.1.3 Ameliyat ipliklerinin kullanım amacı.....	4
1.1.4 İdeal ameliyat ipliğinden beklenen özellikler.....	5
1.2 Ameliyat İpliklerinin Biyolojik Özellikleri .....	7
1.2.1 Staphylococcus epidermidis ve esherichia coli'nin çeşitli cerrahi ipliklere yapışma davranışları.....	9
1.2.2 TSE Cerrahi iplik şartname kayıtlarından örnek .....	12
1.3 Ameliyat İpliklerinin Kullanım Özellikleri.....	13
1.3.1 Dikiş tekniği .....	13
1.3.2 Absorbasyon kabiliyeti.....	14
1.3.3 Mukavemet ve çap.....	14
1.3.3.1 Doğrusal gerilme mukavemeti .....	15
1.3.3.2 Düğüm mukavemeti .....	15
1.3.3.3 İlmek mukavemeti .....	16
1.3.4 Yüzey düzgünlüğü.....	16
1.3.5 Doku ile uyuşma.....	16
1.3.6 Düğüm uzunluğu .....	17
1.3.7 Kapilarite .....	19
1.3.8 Yüzey kaplaması .....	19
1.3.9 Sterilizasyon .....	19
1.3.10 Renk.....	20
1.3.11 Paketleme .....	20
1.4 Ameliyat İpliklerinde Kullanılan Numaralandırma Sistemleri .....	20
1.5. Ameliyat İplik Tipleri.....	22
1.5.1 Absorbe olan ameliyat iplikleri .....	24
1.5.1.1 Katgüt .....	25
1.5.1.2 PGLA Poliglaktik Asit - Poliglaktin (Vicryl).....	27
1.5.1.3 Poliglikolik Asit (PGA).....	27
1.5.1.4 Polidioksanon (PDS) .....	28
1.5.1.5 Polimetilen karbonat.....	29
1.5.1.6 Poliglekaplon 25.....	29
1.5.2 Absorbe Olmayan Ameliyat İplikleri .....	29
1.5.2.1 İpek (multiflament).....	30
1.5.2.2 Poliamid.....	31
1.5.2.3 Polipropilen .....	32
1.6 Kitin ve Kitosan.....	33
1.6.1 Kabuklu katı deniz ürünleri artıklarından kitin, kitosan ve türevlerinin üretimi .....	33
1.6.2 Kitin, kitosan ve genel kullanım alanları.....	36
1.6.3 Selüloz, kitin ve kitosan arasındaki benzerlikler.....	43

1.6.4 Kitosanın elde ediliş i .....	45
1.6.5 Kitosanın antimikrobiyal aktivitesi .....	46
1.6.5.1 Kitosan içeren antimikrobiyal lifler .....	48
1.6.6 Kitosanın özelliklerine etki eden parametreler.....	49
1.6.6.1 Deasetilasyon derecesi .....	49
1.6.6.2 Molekül ağırlığı.....	50
1.6.6.3 Viskozite.....	50
1.6.6.4 Çözünürlük .....	50
1.6.6.5 Su tutma kapasitesi (STK) ve yağ tutma kapasitesi (YTK) .....	51
1.6.6.6 Film oluşumu.....	51
1.6.7 Ekonomik yaklaşım.....	52
1.6.8 Kullanım alanları .....	53
1.7 Yara İyileşmesinin Fiziopatolojisi.....	54
1.7.1 Hemostaz ve inflamatuar faz.....	55
1.7.2 Proliferatif faz.....	57
1.7.3 Olgunlaşma ve yeniden yapılanma fazı .Maturasyon .....	58
1.8 Yara İyileşmesinin Histopatolojisi .....	59
1.8.1 Primer iyileşme .....	59
1.8.2 Sütür reaksiyonu iyileşmesi.....	59
1.8.3 Sekonder iyileşme (Secondary Union, Healing by Second Intention).....	60
2.MATERYAL ve YÖNTEM.....	61
2.1 Materyal.....	61
2.2 Yöntem.....	61
2.2.1 Kitosan Kaplama Deneylerinin Yapılışı.....	68
3. ARAŞTIRMA SONUÇLARI.....	70
4.SONUÇ.....	85
KAYNAKLAR.....	87
EKLER .....	91
ÖZGEÇMİŞ.....	97
TEŞEKKÜR.....	98

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 1.1 Patojenik ve patojen olmayan bazı mikroorganizmalar .....	9
Çizelge 1.2 Ameliyat ipliği fiziksel ve kimyasal nitelikleri .....	10
Çizelge 1.3. Ameliyat İpliklerinin USP ve EP Standartlarına Göre Çap Aralıkları.....	21
Çizelge 1.4. Cerrahi İpek, Keten; Poliamid ve Polyester Ameliyat İpliklerinin Kopma Mukavemet Değerleri.....	22
Çizelge 1.5 Paketlerin Buhar Sterilizasyonuna Tabi Tutulup Tutulmamasına Göre Ameliyat İpliklerinin Sınıflandırılması.....	22
Çizelge 1.6 Sütür materyallerinin nitelikleri .....	23
Çizelge 1.7 Türkiye’ de avlanan kabuklu su ürünleri(ton).....	36
Çizelge 1.8 Kitosanın Teknik Üretim Koşulları.....	38
Çizelge 1.9 Kitin/Kitosan Esaslı Ticari Ürünler .....	41
Çizelge 1.10 Kitosanın Çeşitli Organik Asitler İçerisindeki Çözünürlük Durumu ...	51
Çizelge3.1. Çekme Mukavemeti Varyans analizi Sonucu .....	70
Çizelge3.2. Çekme Mukavemeti SNK Test Sonucu .....	70
Çizelge3.3. İpek ameliyat ipliği için Çekme Mukavemeti Varyans analizi Sonucu	70
Çizelge 3.4. Çekme Modülü Varyans Analiz Sonucu.....	71
Çizelge3.5 . Çekme Modülü SNK Test Sonucu.....	71
Çizelge3.6. Çekme Max Uzama Varyans analizi Sonucu.....	72
Çizelge3.7. Çekme Max Uzama SNK Test Sonucu.....	72
Çizelge3.8 . Katgüt Çekme Max. Uzama Varyans Analizi Sonucu.....	73
Çizelge3.9 . Katgüt Çekme Max Uzama SNK Test Sonucu .....	73
Çizelge3.10. İpek Çekme Max Uzama Varyans analizi Sonucu.....	74
Çizelge3.11. Düğüm Mukavemeti Varyans Analizi Sonucu.....	75
Çizelge3.12. Düğüm Mukavemeti Düğüm Mukavemeti SNK Test Sonucu .....	75
Çizelge3.13 . Katgüte Ait Düğüm Mukavemeti Varyans analizi Sonucu.....	76
Çizelge3.14. Katgüt Düğüm Mukavemeti SNK Test Sonucu.....	76
Çizelge 3.15 . Düğüm modülü Varyans analizi Sonucu.....	77
Çizelge3.16 . Düğüm modülü SNK Test Sonucu.....	77
Çizelge3.17 . İpek Düğüm Modülü Varyans analizi Sonucu .....	78
Çizelge3.18. Düğüm Max.Uzama Varyans analizi Sonucu .....	79
Çizelge3.19 . Düğüm Max.Uzama SNK Test Sonucu .....	79
Çizelge3.20 . İlmek Max. Mukavemeti Varyans analizi Sonucu.....	80
Çizelge3.21 . İlmek Max. Mukavemeti SNK Test Sonucu .....	80
Çizelge3.22 . İlmek Modülü Varyans analizi Sonucu.....	81
Çizelge3.23 . İlmek Modülü SNK Test Sonucu.....	81
Çizelge3.24 . Katgüte Ait İlmek Modülü Varyans analizi Sonucu .....	82
Çizelge3.25 . İlmek Max Uzama Varyans analizi Sonucu.....	82
Çizelge3.26 . Katgüt Çekme Max.Muk. Varyans analizi Sonucu.....	83
Çizelge3.27 . İpek Çekme Modülü Varyans analizi Sonucu.....	83
Çizelge3.28 . Katgüt Çekme Modülü Varyans analizi Sonucu .....	83
Çizelge3.29 . İpek Düğüm Max.Muk. Varyans analizi Sonucu.....	84
Çizelge3.30 . Katgüt Düğüm Modülü Varyans analizi Sonucu .....	84
Çizelge4.1. Çekme Mukavemeti Varyans analizi Sonucu .....	85

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1 Yara iyileşmesi ve fizyopatolojisi.....	7
Şekil 1.2 İpliklere toplam yapışan bakteri sayısı.....	10
Şekil 1.3 İplik düğümünün kopma yükü altındaki durumu.....	15
Şekil 1.4. Temel cerrahi düğüm çeşitleri.....	18
Şekil 1.5. Deniz hayvanı kabukları ve mantarlardan kitin eldesi.....	36
Şekil 1.6 Selüloz, kitin ve kitosan arasındaki benzerlikler.....	44
Şekil 1.7. Kitosanın sektörel bazda kullanım profili.....	54
Şekil 2.1. Çekme Mukavemet Test Görüntüsü.....	62
Şekil 2.2. Düğüm mukavemet testi için düğüm oluşumu.....	62
Şekil 2.3. Düğüm Mukavemet Test Görüntüsü.....	63
Şekil 2.4. İlmek mukavemet testi için ilmek oluşumu.....	63
Şekil 2.5 . İlmek Mukavemet Test Görüntüsü.....	64
Şekil.2.6. Kitosan Kaplama Düzenegi.....	68
Şekil 3.1. İpeğe Ait Zamana Bağlı Çekme Max.Mukavemet Grafiği.....	71
Şekil 3.2. Çekme Uzamasının Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği.....	73
Şekil 3.3. Katgüte Ait Çekme Uzamasının Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği.....	74
Şekil 3.4. İpeğe Ait Çekme Max Uzaması-Zaman Grafiği.....	75
Şekil 3.5. Düğüm Max Muk.-Oran Grafiği.....	76
Şekil 3.6. Katgüt Düğüm Mukavemetinin Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği.....	77
Şekil 3.7. İpeğe Ait Düğüm Modülünün Zamana Bağlı Değişim Grafiği.....	78
Şekil 3.8 . İpeğe Ait Düğüm Modülünün Orana Bağlı Değişim.....	79
Şekil 3.9 . Düğüm Max.Uzamanın Orana Bağlı Değişimi.....	80
Şekil 3.10. Katgüte Ait İlmek Modülünün Zamana Bağlı Değişim Grafiği.....	82



**KISALTMALAR DİZİNİ**

SS: Kareler Toplamı

dF: Serbestlik Derecesi

MS: Beklenen Varyans

$F_s$ : İstatistik Değeri

$F_{\text{tablo}}$ : Tablo Değeri

P: Olasılık

## GİRİŞ

Tıp sektörü, tekstil endüstrisinin sunduğu geniş imkanlardan faydalanan ve hızlı gelişen alanlardan birisidir. Geniş ürün seçimi sunabilen tekstil materyallerinin, vücut içinde kullanıldığında doku gelişimine müsait olması, çevreye uyumu, çok fonksiyonlu karakteri, özelliklerini kaybetmeden sterilize edilebilmesi, gerekli esneklik ve dayanımı birlikte taşıması, çeşitli materyaller ile birleşebilmesi onu, tıbbi alanda kullanılmak üzere en uygun malzeme yapar. Ameliyat iplikleri, yara kapatım elemanları olarak tıp alanında kullanılan diğer malzemeler içinde oldukça gelişen bir pazara sahiptir. Yaraların onarılması için ameliyat ipliklerine alternatif olarak zımbalar, bantlar gibi diğer yara kapatıcı malzemeler, ameliyat ipliği kadar yaygın kullanıma sahip olmamıştır. (Ulcay ve Gemci 2004)

David Rigby Associates' ten alınan verilere göre tıbbi tekstil kullanımında 2010 yılında 2005'e göre %23 lük bir artış olacağı tahmin edilmektedir. Son 8 yıl içinde Türkiye'nin teknik tekstil ihracatı dolar bazında 2,5 katına çıkmış, ithalatına bakıldığında ise son 8 yılda 4 katına çıkmıştır. Tüketimin her yıl artmasıyla birlikte Türkiye teknik tekstil ihtiyacında dışarıya bağlı bir tutum sergilemiştir. Yeni fikirlerle ihracat rakamlarını düşürerek ülkemize katkıda bulunmaktadır. Sektörde sadece bir işletmenin iç piyasa yanında ihracat amaçlı üretim yaptığı, ameliyat ipliği talebinin büyük oranlarda ithalatla karşılandığı göz önüne alındığında, yeni tesisler için pazar payı olduğu görülmektedir.

Günümüzde cerrahi alanda kullanılmak üzere ameliyat personelinin hizmetine ve seçimine sunulan farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahip pek çok ameliyat iplikleri mevcuttur. Ancak yüzyıllardır en ideal ameliyat ipliğini hazırlamak için yapılan bu çalışmalara rağmen, tüm cerrahi uygulamalarda kullanılabilecek ve aranan tüm özelliklere sahip bir ameliyat ipliği malzemesi mevcut değildir. Bu durum, cerrahın ameliyat ipliği konusunda amaca göre bir seçim yapmasını gerekli kılmaktadır. Seçimini ise, materyalin kullanılacağı cerrahi işlem sırasında ve sonrasında en uygun

sonucu verebilecek özelliklerini göz önünde bulundurarak yapacaktır. Bu amaçla kullanılacak olan ameliyat ipliğinin yara içindeki mekanik zorlamalara karşı davranışının önceden bilinmesi ve aralarındaki farkı ortaya çıkaracak mekanik özelliklerin incelenmesi ameliyat ipliği malzemesinin seçiminde cerrahlara faydalı bir zemin hazırlayacaktır. (Ulçay ve Gemci 2004)

Ameliyat ipliğinden beklenen, en kısa zamanda en fazla iyileşme için yara dokusunu hassas bir şekilde yakınlaştırmasıdır. Bir ameliyat ipliğinde aranan önemli özellikler arasında, iyileşme dönemi için yeterli mukavemet, yara içinde fazla yabancı materyal oluşturmayacak ve gerekli mukavemetini korumaya yetecek çap, mekanik zorlamalara uyum gösterebileceği bir elastikiyet ve yeterli seviyede statik ve dinamik yorulma ömrü sayılabilir.

Dünya çapında, deniz ürünleri üreticisi şirketler tarafından büyük miktarda yengeç ve karides kabuğu değerlendirilmeden çevreye atılmaktadır. Özellikle son yıllarda atıkların yeniden değerlendirilmelerinin gündeme gelmesiyle birlikte, kabuklu su ürünleri çürümeye bırakılmak yerine, kimyasal veya biyolojik yöntemlerle yeniden değerlendirilmekte ve yeni ürünler elde edilmektedir. Bu şekilde elde edilen ürünlerin başında kitin ve başlıca türevi olan kitosan gelmektedir. Biyoteknoloji, tıp, gıda gibi sektörlerin yanında kitosan, tekstil alanında da geniş biçimde kullanılmaktadır. Bunlar arasında antimikrobiyal, boyama, yünde keçeleşmezlik vb. sayılabilmekte ve bu konuda çalışmalar sürmektedir. Kitosanın bu şekilde kullanım olanaklarının genişletilmesiyle, doğa büyük miktarda atık yükü oluşturan deniz kabuklularının önüne geçilmesinin yanı sıra aynı zamanda biyopolimer kullanımıyla başta insan sağlığı olmak üzere herhangi bir yan etki göstermeyen ürünlerin kullanımı avantajından da yararlanılmaktadır. (Demir ve Seventekin 2009)

Bu çalışmada ameliyat iplik yüzeyine doğal ve antimikrobiyal nitelikteki bir biyopolimer olan kitosan kaplanarak ameliyat ipliğinin zamana bağlı bozunması incelenecektir. Çekme mukavemeti, düğüm mukavemeti, ilmek mukavemeti, modül, uzama gibi fiziksel özelliklerinin istatistiksel analizi yapılacaktır.

## **1.KAYNAK ÖZETLERİ**

### **1.1 Ameliyat İpliklerinin Tanımı, Tarihçesi, Kullanım Amacı ve Beklenen Özellikler**

#### **1.1.1 Ameliyat ipliklerinin tanımı**

Bir ameliyat ipliği, cerrahi sebepler yüzünden açılan veya tesadüfen kesilen vücut dokularını, yaranın iyileşmesini sağlanıncaya kadar birbirine yaklaştırmak, protezleri dokulara birleştirmek, kanamayı veya diğer akışkan sızıntıları önlemek amacıyla kan damarlarını veya kanal gibi ayrılmış boru şeklindeki yapıların uçlarını bağlamak için kullanılan doğal veya sentetik orijinli, steril cerrahi dikiş malzemesidir. (Ulçay ve Gemci 2004)

#### **1.1.2 Ameliyat ipliklerinin tarihçesi**

Ameliyat iplikleri 4000 yıldan beri cerrahlar tarafından kullanılmaktadır. M.Ö.2000 yıllarından kalma tıbbi yazılar, bağlamak ve dikmek amacıyla tel ve sinir kullanıldığına dair ifadeler içermektedir Yaraların kapatılması için pek çok eski kültürde ilginç metotlar denenmiştir. Örneğin, Güney Amerika Kızılderilileri, savaş karıncalarının kafalarını bir kerpeten gibi kullanmışlardır. Yunanlılar, bilenmiş kemikler halinde atkuyruğunun kıllarından faydalanmışlardır.( (Yee, 1984, Demirhan 1985, Magilligan ve DeWeese 1974)

Ameliyat ipliklerinin tarihi gelişim süreci iki döneme ayrılabilir. İlk dönemin başlangıcı 4000 yıl öncesine dayanmaktadır. Mısır tıbbına göre; 1862’de Edwin Smith, Thebes’de bir cerrahi papirüs bulmuştur. Bu papirüste; dikişten, yara kenarlarının yaklaşımı için en çok keten ameliyat iplikleri kullanıldığından ve daha önce de kollajen ve organik lif kökenli malzemeler kullanıldığından, ayrıca kuru bağırsak, kuru tendon, at kılı, hayvan derisi şeritleri, kadın saçı, ağaç kabuğu liflerinin de kullanıldığından

bahsedilmiştir. (Yee 1985, Mukherjee 1989, Zimmer ve diğ. 1991, Thacker ve diğ.1975).

İlk anatomist ve bir tahlilci olan Yunanlı hekim Galen (M.S. 130–201), ilk kez 1800 yıl önce İpek ve Katgüt'den bahsetmiştir (Moy ve ark. 1992, Demirhan 1995). 9. Asırda Müslüman bir hekim olan Razi (M.S. 864–925), karın yaralarının ameliyat ipliği olarak kullanılmasını önermiştir. Ayrıca, Müslüman Arap hekimi Zehravi (M.S. 936–1013) pratisyen cerrahlara dikiş şekli olarak bir ipliğe geçirilen iki iğnenin dikişi ve bunlarla ilgili olarak koyun bağırsaklarından yapılan Katgüt ile dikiş öğretmiştir. Katgüt, koyunların bağırsak mukozasından elde edilen bir ameliyat ipliğidir. Katgüt kullanışı 1840 yıllarında oldukça popüler hale gelmiştir. 1930'a kadar kullanılan ameliyat ipliği materyalleri genelde katgüt ve ipek, az miktarda keten ve pamuk olmuştur. Sentetik lifler, II. Dünya Savaşı sırasında ve sonrasında 1941'de Naylon ile başlayarak kullanıma girmiştir. Ardından polyesterler, poliakrilonitriller, poliolefinler az veya çok başarı ile kullanılmışlardır. Bu zaman diliminin karakteristiği, cerrahi operasyonlarda kullanılan liflerin o dönemde popüler hale gelmiş lifler olmasıdır. Yani, cerrahi prosedürde kullanılması amacıyla bir materyal dizayn edilmemiş veya geliştirilmemiştir. Piyasada çeşitli fiziksel ve biyolojik özelliklerde çok sayıda mevcut olan ameliyat ipliği materyali ilk önce tekstil pazarında ortaya çıkmış daha sonra cerrahi amaçlarla kullanılmıştır .

### **1.1.3 Ameliyat ipliklerinin kullanım amacı**

Yaralı bir dokuda ameliyat ipliği kullanmanın temel amacı; dokunun mekanik destek olmadan normal gerilim kuvvetlerine karşı koymaya yetecek mukavemete ulaşmaya kadar, yara dudaklarını karşılıklı tutmaktır (Thacker ve ark. 1975, Zimmer ve ark. 1991, Tatlıkazan 1991, Paez ve ark. 2000, Solano ve ark.2003). Bu noktanın ötesinde ameliyat iplikleri faydalı bir amaca hizmet etmez ve tahriş ve enfeksiyon kaynağı olarak görev yapar. Yarayı tutan bir ameliyat ipliğindeki bozunuma rağmen, cerrahi müdahalenin ilk anı ile yaranın tamamen iyileştiği zamana kadar geçen süre içinde herhangi bir anda ameliyat ipliğinin ve dokunun toplam mukavemeti en az dokunun yarasız mukavemetine eşit olmalıdır. Ameliyat ipliğinin biyolojik ortamdaki bozunum zamanı, dokunun iyileşmiş haldeki mukavemetinin yaralanmadan önceki

mukavemetine ulaşmasına yetecek kadar uzun olmalıdır. Ameliyat ipliği eğer çok zayıfsa, iyileşmeyi sağlamaya yetecek kadar uzun yarayı tutamaz ve eğer çok güçlüyse, dokuyu bir uçtan bir uca kesebilir. Uygun ameliyat ipliğinin seçilebilmesi için yara iyileşmesi sırasındaki hücresel, fizyolojik ve biyokimyasal olayları içeren dinamik süreç ve bunu etkileyen faktörlerle birlikte ameliyat ipliklerinin yapısal özellikleri iyi bilinmelidir (Tatlıkazan 1991).

Tekstil materyallerinin vücut tarafından kabul edilip edilmeyeceğini belirleyen en önemli özellik biyolojik uyumdur. Vücudun implanta nasıl reaksiyon vereceğini etkileyen 4 ana faktör aşağıdaki gibi sıralanabilir:

—**Gözeneklilik:** Materyalin gözenekliliği insan dokusunun gelişmesini ve implantın kapsülleşme hızını belirleyen en önemli faktördür. Tekstil materyallerinin lifli yapıları yüzünden gözenek boyutunu tayin etmek mümkün değildir. Çünkü dairesel enine kesitli ideal bir gözenek yerine, lifler tarafından iki taraflı maskeleye ile üç boyutlu gözenek aralıkları vardır. Bu nedenle, gözeneklilik için belirli bir tanımlama getirilmiştir. Gözeneklilik, insan dokusunun gelişiminin ve eklentinin kaynaşmasına yardım eder.

—**Enine Kesit:** Düzgün olmayan enine kesitli büyük liflere karşılık küçük silindirik lifler doku ile daha iyi kaynaşır. 1,5 mm çapında filament iplikler hücre bağlantısı açısından diğerlerinden daha iyi sonuç verirler.

—**Zehirli olmamak (Toksosite):** Lif polimeri tarafından toksit maddeler salınmamalıdır. Haşıl ve yağlayıcılar gibi yüzey kirlilikleri bulunmamalıdır.

—**Biyolojik Bozunurluk:** Polimer biyolojik olarak bozunabilmelidir. Biyolojik bozunma, implantasyonun başarısında etkilidir. Biyolojik bozunması ancak iki yıllık bir süre sonunda gerçekleşerek dayanıklılık karakteri kaybolan poliamid, en reaktif materyaldir. Politetrafluoroetilen (PTFE), en düşük reaktifliğe sahiptir. Polipropilen ve polyester bunların arasındadır. (Tatlıkazan, 1991)

#### 1.1.4 İdeal ameliyat ipliğinden beklenen özellikler

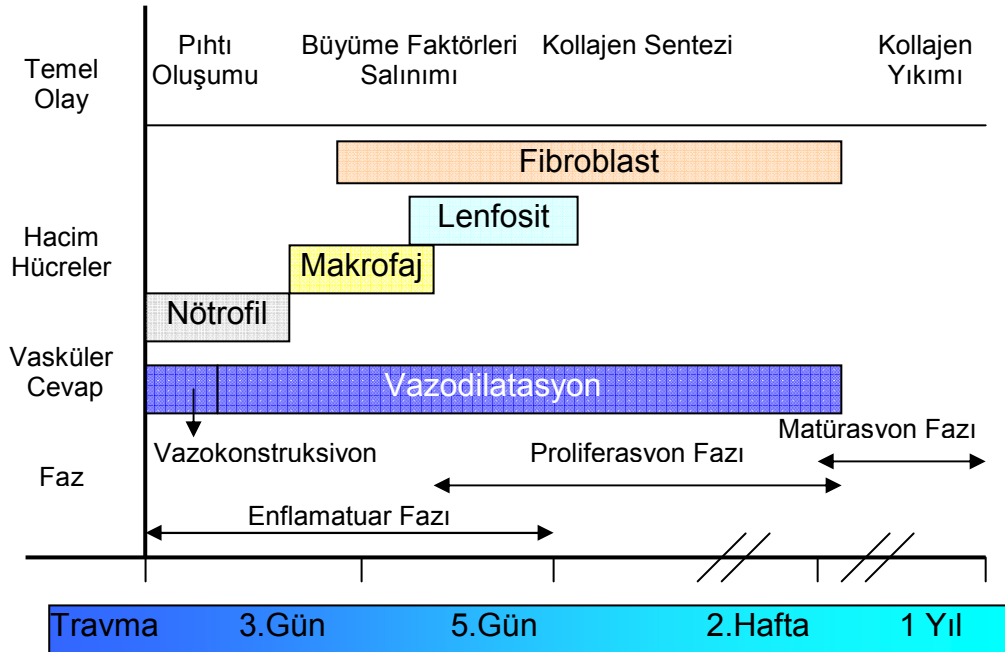
Ameliyat ipliğinin seçimi;

- Yaklaşılacak olan dokuların iyileşme özelliğine

- Yaranın kapanma durumuna
- Hastanın ameliyat sonrası seyrine göre yapılır.
- Ameliyat iplikleri tüm ideal özellikleri üzerinde taşıyamamaktadır. Bu nedenle ideal ameliyat ipliği; en azından yerleştirildiği doku iyileşene kadar yerinde kalan, işlevini yerine getirdikten sonra minimum doku tepkisi ile vücut tarafından yok edilen ipliktir.
- Ameliyat ipliği en azından yerleştirildiği doku kadar mukavemetli olmalıdır. Eğer doku zamanla ameliyat ipliğinin mukavemetini düşürürse, ameliyat ipliğinin mukavemetini kaybettiği ve yaranın mukavemetini kazandığı oran önem arz eder.
- Ameliyat ipliği tamamen iyileşmeyi sağlamaya yetecek bir mukavemete sahip olmaya ve bunu korumaya ihtiyaç duyar. Eğer doku da gerçekleşen biyolojik reaksiyonlar ipliğin gücünü azaltıyorsa dikiş sayısı ve büyüklüğü artırılır.
- Yeterli gerilme direnci sağlayacak ve bunu amaç gerçekleşinceye kadar sürdürebilecek yapıda olmalıdır.
- En düşük düzeyde doku reaksiyonu meydana getirmeli ve bakterilerin üremesine elverişli ortam oluşturmamalıdır.
- Elektrolit, alerjik, karsinojenik nitelikler taşımamalıdır.
- Tam sterilizasyonu kolay olmalı.
- Güçlü bir gerilme direncine sahip olmalı ve invivo ve invitro koşullarda bunu sağlamalıdır.
- Materyalin eldesi ve işlenmesi kolay olmalı,
- Ekonomik olmalı,
- Kullanımı kolay olmalı,
- Yara direncinin yeterli hale geldiği zamana kadar doku içinde kalmalı,
- Düzgün bir yüzeye ve kolay düğüm atılabilmesini sağlayacak bir yapıya sahip olmalı,
- Absorbe olan ameliyat iplikleri, işlevini gerçekleştirdikten sonra minimum doku reaksiyonu ile absorbe olmalı,
- Tek değişkeni gerilme mukavemetine göre seçilen boyutu olmalı,
- Yeterli güvenliği sağlayabilecek mümkün olan en ince ölçüde olmalı,
- Gerilim mukavemeti küçük çap için büyük olmalı,

- Elastik olmalı,
- Yeterli gerilim mukavemeti ve düğüm güvenilirliği olmalı,
- İyileşme periyodunda mukavemetini korumalı,
- Kolayca sterilize edilmeli ve bakteri oluşumuna elverişli olmalı,
- Doku içerisinden kolay geçerek, minimum doku reaksiyonu sağlamalı,
- Kapiler olmamalı,
- Kullanıldığında damarı veya dokuyu zedelememeli, Röntgen ile görülebilir olmamalı,
- Dahili lezyonlar oluşturmamalı,
- Enfeksiyon ortamında direncini korumalı,
- Kesik uçları doku içine girmemeli,
- Doku içinde büzülmemeli,
- Dolaşma olmadan kolay düğümlenebilmeli,
- Röntgen ile görünebilir olmalı,
- Eğilip bükülebilir olmalıdır.

## 1.2 Ameliyat İpliklerinin Biyolojik Özellikleri



**Şekil 1.1** Yara iyileşmesi ve fizyopatolojisi

**KAYNAK:** Kılıçoğlu B. , S.Kılıçoğlu ve V.Ç. Eren. 2005. Gastrointestinal sistemde yara iyileşmesi



Ameliyat ipliklerine dokunun verdiği tepki biyolojik özellikleri ile belirlenir. (Şekil 1.1) Doku reaksiyonu; yara içerisindeki vücuda yabancı bir maddeye karşı gösterilen iltihaplanma şeklindeki tepkidir. Bir ameliyat ipliğine doku tarafından üç hücrel tepki eş zamanlı olarak oluşur. Birincisi; ameliyat ipliğinin doku içine sokulmasının oluşturduğu travma etkisi ya da doku içinde hareket ettiğinde ipliğin varlığı nedeniyle sebep olunan implantasyon bölgesi, ikincisi; Kimyasal yapısı; doğal orijinli (ipek, katgüt gibi) ameliyat iplikleri, sentetik ipliklerden daha fazla bakteri içerdiğinden bu tür ipliklerde doku reaksiyonu daha fazladır. Materyalin bileşimi ve monofilament ya da multiflament olması gibi yapısal özelliklerinden kaynaklanan doku reaksiyonları, multiflament ipliklerde bakteri tutunma olasılığı yüksek olduğundan bu tip ipliklerde doku reaksiyonu monofilamentlerden daha fazladır. İplik kalınlaştıkça yine doku reaksiyonu artar. Bu nedenle amaç; daha ince ve daha az düğümle doku içerisine yerleştirilen yabancı madde miktarını azaltmaktır. Üçüncüsü ise absorpsiyon reaksiyonudur ve bu da; materyal ne kadar hızlı absorbe olursa, doku reaksiyonu o kadar hızlı olur. Doku reaksiyonunun yüksek olması yaranın iyileşmesini geciktirir. Ameliyat ipliğinden beklenen doku reaksiyonunun minimum düzeyde olmasıdır. Ameliyat ipliklerinde en fazla 5 gün içerisinde yangısal cevap verilir ve 7 gün içerisinde absorbe olmayan ameliyat iplikleri için dokunun yangısal tepkisi minimum düzeye düşer. Ancak absorbe olan ipliklerde absorpsiyonun başlamasından sonra doku reaksiyonu başlar. Reaksiyon şiddetine göre en az olan sentetik monofilament en çok olan ise katgüttür. Dikiş sonrası oluşan yara enfeksiyonlarında multiflamentler daha fazla enfeksiyon oluştururlar.

Ameliyat ipliklerinin fiziksel yapısı, kimyasal bileşimi, ipliklerin yapısı ve kimyasal yapısı kirli cerrahi yaralarda enfeksiyon gelişiminde önemli rol oynarlar. Genellikle doğal esaslı ürünler sentetiklere göre daha şiddetli yangısal cevap verirler. Ameliyat ipliğinin varlığı ile oluşan yara enfeksiyonu, materyal üzerine bakterinin yapışmasına da neden olurlar ve yapışan bakteri miktarı; ameliyat ipliği materyalinin tipine, bakterinin tipine ve temas süresine bağlıdır. (Kılıçoğlu B. , S.Kılıçoğlu ve V.Ç. Eren. 2005) (Çizelge 1.1)

**Çizelge 1.1** Patojenik ve patojen olmayan bazı mikroorganizmalar

Mikroorganizma	Patojeniklik	Etkileri
Bacillus subtilis	Genel olarak patojen değildir	Gıdaların bozunması, bazen conjunktivitis
Escheria coli	Düşük patojen	Gıdaların bozunması, bazen idrar enfeksiyonu
Klebsiella pneumoniae	Patojen	Zatürree, idrar torbası enfeksiyonu
Pseudomonas aeruginosa	Düşük patojen	Çeşitli enfeksiyonlar
Proctus vulgaris	Düşük patojen	İltihaplanmalar
Staphylococcus epidermis	Düşük patojen	Cerrahi yara enfeksiyonları
Staphylococcus aureus	Patojen	Toksik şok, cerahat toplama, apse, fibrin pıhtılaşması, endocarditis

**KAYNAK:** Seventekin,N ,T. Öktem ,A. Korkmaz. 1999. Kitin ve Kitosan'ın Tekstil Sanayisinde Kullanım Olanakları, Tekstil Terbiye ve Teknik, Sayı: Ağustos, s. 50–58.

### 1.2.1 Staphylococcus epidermidis ve esherichia coli'nin çeşitli cerrahi ipliklere yapışma davranışları

Cerrahi iplikler, ameliyat tipine, yerine ve derecesine bağlı olarak farklı özellik taşıyan biyomalzemelerdir. Kollojen (Kromo katgüt), poliglikolat (Dexon®), poliglikolat'laktat (Vicryl®), polidioksanon (PDS®) ve poliprolen (Prolen®) bazlı beş farklı cerrahi ipliğe Escherichia coli ve Stopylococcus epidermidis'in dinamik şartlarda yapışma davranışları araştırılmış, çalkalama sıvılarındaki bakteri sayısı "Plak Sayım Yöntemi" ile saptanmıştır. Her iki suş beş farklı cerrahi ipliğe farklı zamanlarda farklı adsorbsiyon ve desorbsiyon göstermişlerdir. 8. epidermidis suşu en fazla Vicryl®'e yapışırken, diğer iplikler Dekson, K. Katgüt, Prolen, PDS şeklinde sıralanmıştır. İpliklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri çizelge 1.2' de gösterilmiştir. E.coli suşu en çok Dekson'a yapışırken diğer iplikler sırasıyla; Vicryl®; K.Katgüt®, Prolen®, PDS® şeklinde belirlenmiştir. Her iki suşun beş cerrahi ipliğe olan yapışma davranışları karşılaştırıldığında, Sepidermidin, Vicryl® hariç diğer ipliklere E.coli 'den daha az yapışma gösterdiği belirlenmiştir.

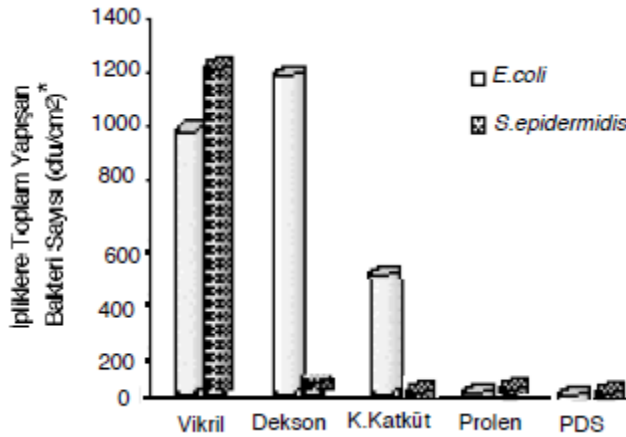
Vücut içindeki yabancı malzemelerin varlığı, yalnızca konakçının savunma mekanizmasını etkilemekle kalmaz, yara enfeksiyonlarına neden olan mikroorganizmaların klinik dozunu da etkiler. Yapılan bir çalışmada şekil 1.2 'ye bakıldığında yara enfeksiyonuna neden olan Staphylococcus aureus miktarının, ipek bazlı cerrahi ipliklerin varlığında  $10^4$  kat azaldığı rapor edilmiştir (Shuhaiber ve ark.

1989). Bu nedenle cerrahi ipliklerin geleneksel olarak yarayı kapatma görevi dışında yara enfeksiyonlarına da neden olmaması gerekmektedir.

**Çizelge 1.2** Ameliyat ipliği fiziksel ve kimyasal nitelikleri

Cerrahi İplik	Kimyasal Yapı	Fiziksel Yapı	Yüzey Kaplaması	Parçalanması	Ticari Ad
K.Katgüt®	Kollojen	Tekli flamanlı	Kromik tuz	Parçalanabilir	Ethicon®, AB
Dexon®	Poliglikolat	Tekli flamanlı	Yok	Parçalanabilir	Davis&Geck® ABD
Vicryl®	Poliglikolat/Laktat	Örgülü çoklu flamanlı	Kalsiyum stearat	Parçalanabilir	Ethicon®, AB
PDS®	Polidioksanon	Tekli flamanlı	Bilinmiyor	Parçalanabilir	Ethicon®, AB
Prolen®	Polipropilen	Tekli flamanlı	Yok	Parçalanamaz	Ethicon®, AB

**KAYNAK:** Rad, A.Y. 2005. Staphylococcus Epidermidis Ve Escherichia Coli'nin Çeşitli Cerrahi İpliklere Yapışma Davranışları.



**Şekil 1.2** İpliklere toplam yapışan bakteri sayısı

**KAYNAK:** Rad, A.Y. 2005. Staphylococcus Epidermidis Ve Escherichia Coli'nin Çeşitli Cerrahi İpliklere Yapışma Davranışları.

Beş cerrahi iplik için yapışma süreleri karşılaştırıldığında sonuçlar şöyledir: S.epi - dermidis K.katgüt dışında diğer bütün ipliklere en çok yapışmayı 120. dk'da göstermiştir. Bunu 60, 20, 180, 240, 300 ve 360. dakikalar izlemiştir. K.katgüt'e en çok yapışma 20. dakikada görülmüştür. (Seventekin,N ,T. Öktem ,A. Korkmaz. 1999)

E.coli için, Dekson ve Vikril'e olan yapışmalarda istatistiksel fark saptanmazken, diğer ipliklerdeki yapışmalar arasında farklılık bulunmuştur. E.coli ve S.epidermidis'in çalışmaya alınan beş ipliğe yapışmaları incelendiğinde, Dekson ve Vikril'de en çok,

Prolen ve PDS'de en az yapışma meydana geldiği görülmüştür. Bakteri yapışma miktarları cerrahi iplik türlerine göre önemli oranlarda değişmektedir. Dekson ve Vikril kimyasal olarak birbirine çok yakın yapıdadır. Ancak Vikril multiflaman yapıda olduğundan daha fazla yapışmaya neden olmaktadır. Bazı ipliklere daha az yapışma saptanması, ipliğin kimyasal yapısından ve tek filamanlı olmasından kaynaklanabilir.

Sugarman ve Musher (1981), monofilamentli cerrahi ipliklerde, örgülü cerrahi ipliklere göre daha az bakteri yapışması olduğunu göstermişlerdir. (Sugarman ve Musher 1981). İn vitro şartlarda, monofilament naylon bazlı ipliklerde, örgülü ipliklere göre daha az yapışma olduğu gösterilmiştir (Katz ve ark. 1981, Otten ve ark. 2005).

İN vitro şartlarda bazı bakteriler monofilament polyester ipliklere multiflament polyester ipliklere göre daha az yapışma gösterir. Bazı araştırmacılara göre cerrahi ipliklerin doğal kimyasal yapıları ve bazı kimyasal kaplamalar, bu ipliklere bakteri yapışmalarını etkileyebilmektedir (Chu ve ark. 1987).

Bu araştırmacılar, cerrahi ipliklere bakteri yapışmasının geri dönüşlü olduğunu göstermişlerdir. İncelen çalışmada da iki suşun beş farklı cerrahi ipliğe bakteri yapışmasının, zamana bağlı olmadığını, farklı zaman periyotlarında, yapışmaların adsorbsiyon ve desorbsiyon şeklinde olduğu gözlenmiştir. Buna benzer sonuçlar diğer araştırmacılar tarafından da rapor edilmiştir (Edlich ve ark. 1973, Sugarman ve Musher 1981, Klinge ve ark. 2002, Fernandez ve ark 2004). Cerrahi ipliklerin in vivo performansı, in vitro performanslarına göre çok daha önemlidir. İki farklı çalışmada in vitro şartlarda sentetik ve doğal yapıları cerrahi ipliklerin performanslarını araştırmak için Edlich'in fare modelini kullanmışlardır (Zachmann ve ark. 1994). Sözü edilen çalışmada sentetik iplikler, doğal ipliklere göre bakteri yapışmasına daha dirençlidirler.

Bakterilerin cerrahi ipliklere 20. ve 360. dakika aralıklarında yapışma davranışları incelendiğinde bu yapışmaların adsorbsiyon ve desorbsiyon şeklinde olduğu görülmektedir. Bu durum da yapışmanın non-spesifik olduğunu göstermektedir. Bakterilerin cerrahi ipliklere yapışma sürelerine bakıldığında S.epidermidis K.katgüt dışında diğer dört cerrahi ipliğe 120. dakikada maksimum yapışma göstermiştir. E.coli

'nin cerrahi ipliklere maksimum yapışma süreleri ise birbirinden farklılık göstermektedir. Bakteriler arasında yapışma sürelerinin farklı olmasının nedeni, bakterilerin hücre duvarlarındaki yapısal farklılıklarıdır. E.coli gibi Gram negatif bakterilerin hücre duvarı çok katmanlı, lipopolisakkarid ve protein içeren kompleks bir yapıdadır. S.epidermidis gibi Gram pozitif bakterilerin hücre duvarları ise tek tabakalı kalın bir peptidoglikan yapısındadır. E.coli Vikril dışında diğer cerrahi ipliklere S.epidermidis'ten daha yüksek yapışma göstermiştir. Bu durum E.coli'nin sahip olduğu flagelleların yanı sıra peptidoglikanın üzerinde bulunan fosfolipitler, glikolipitler ve polisakkarit katmanların varlığından dolayı cerrahi ipliklere daha yüksek yapışma afinitesi göstermesinden kaynaklanmaktadır.

S.epidermidis sadece Vikril'e E.coli'den daha fazla yapışma göstermiştir. Bu durumun Gram pozitif bir bakteri olan S.epidermidis'in hücre duvarında yer alan teikoik asit'in, Vikril'i oluşturan Poliglikolat/Laktat kopolimerine affintesinin yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bakterilerin cerrahi ipliklere yapışma davranışlarının sonuçları, bakteri-biyomateryal etkileşiminde yalnızca biomateryalin kimyasal ve fiziksel yapısının değil, mikroorganizma türünün de etkili olduğunu göstermesi yönünden önemlidir. (Seventekin,N ,T. Öktem ,A. Korkmaz. 1999)

## **1.2.2 TSE Cerrahi iplik şartname kayıtlarından örnek**

### **—Antibakteriyel polyglactin sütür**

1-Malzeme içeriği %90 glicolic asid +%10 lactic asid olmalıdır.

2-Sentetik emilebilir örgülü yapıda olmalıdır.

3-Sütürler kaplamalı olmalı ve kaplamasının içeriği polyglactin 370 ve triklosan olmalıdır.

4-Sütürün tensil kuvveti başlangıç gücü %100 alındığında 14.gün %75 21.gün %50 olmalı ve maksimum 35 gün doku desteği sağlanmalıdır ve vücuttan tamamen atılımı 56- 70 gün içerisinde olmalıdır.

5-Sütür vücutta 48 saat süreyle mrsa,mrse,staphylococcus aerous,staphylococcus epidermisis de dahil olmak üzere bakterilere karşı antibakteriyel etki göstermelidir.

- 6- Sütür yüzeyi pürüzsüz olmalı tüylenmeye karşı dayanıklı olmalı ve dikiş süresince deforme olmamalıdır.
- 7- İğne dokudan geçtikten sonra sütür kısmı dokuya takılıp geriye doğru büzüşmemeli ve tiftiklenme yapmamalıdır.
- 8-Cerrahi sütürün iğnesinin gövdesi portergüden kaymayı engelleyecek yapıda olmalıdır.
- 9-İğnelerin dokudan geçerken kolay eğilip bükülüp kırılmaması için çelik olmalıdır.
- 10-Sütür ile iğne birleşme noktası dokulardan geçerken dokuları travma etmemeli,bu nedenle iğne ile sütür birleşme noktası çapı uyumlu olmalıdır.
- 11-Sütürler paketten çıktığında sütürün paket hafızası minimum olmalı ve sütür paketinden çıktığında düz bir yapıda olmalıdır.
- 12-Ambalaj,sütürün kıvrılmasını engelleyecek,su ve nem geçirmeyecek bir madden imal edilmiş olmalıdır.
- 13-Malzeme ile ilgili tüm bilgiler okunaklı ve bozulmayacak şekilde ambalaj üzerinde olmalıdır.
- 14-Malzeme kullanım anına kadar sterilesini koruyacak şekilde ambalajlanmış olmalı, bu ambalaj içeriğinin sterilitesi bozulmadan açılabilir şekilde olmalıdır
- 15-Malzemeler tek tek steril poşetlerde nemden, ısıdan etkilenmeyecek şekilde olmalı ve orijinal kutularında teslim edilecektir.

### **1.3 Ameliyat İpliklerinin Kullanım Özellikleri**

#### **1.3.1 Dikiş tekniği**

Dikiş tekniği iyileşmede önemli bir faktördür. Sayısız çeşitleri mümkün olmakla birlikte genelde atılan ilmekler sürekli veya aralıklıdır. Hem sürekli hem de aralıklı kullanmanın avantaj ve dezavantajları vardır.

Sürekli bir dikiş çizgisi hızlı ve sağlam bir şekilde meydana getirilebilir. Çünkü gerilim bütün hat boyunca eşit olarak dağılmaktadır. Fakat bu dikiş bir yerden koparsa bütün hat bozulur. Bununla birlikte sürekli dikiş tekniğinin yara içinde daha az yabancı madde kütlesi bıraktığı söylenebilir. Aralıklı dikişlerin kullanımı, her birinin yerleştirilmesinden sonra bağlanması ve kesilmesi gerekir. Bu nedenle fazla ameliyat

süresine ihtiyaç duyulur. Eğer aralıklı bir dikiş bir yerden kopacak veya gevşeyecek olursa diğer dikişler yarayı yine kapalı tutabilirler. Kan oranının fazla ve bu sebeple iyileşmenin hızlı olduğu yüz, kafa ve boyundaki operasyondan sonra bazı cerrahlar ameliyattan sonraki 24–48 saat içinde dikişleri sırayla çıkarırlar. Bu işlem ancak aralıklı kapama tekniği kullanıldığında gerçekleşir. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.2 Absorbasyon kabiliyeti

Ameliyat dikiş ipliklerinin görevi geçicidir. Yara kenarları pekiştiğinde ya da damarlar birbirine kaynaştığında vazifesini yapmış olur. Bu nedenle vücut içinde kullanılan dikiş ipliklerinin absorbasyonla kaybı olması istenir. Bu gün kullanılan dikiş ipliklerinden sadece katgüt için hakiki bir absorbasyondan söz edilebilir. Poliamid iplikler de iki yıla varan bir süre içinde yavaşça erir. Fakat bu gerçek bir absorbasyon değildir.

Ameliyat ipliklerinin yapısı , çapı , geçirdiği muameleler , sterilizasyon türü , kromlama gibi işlemler , hastanın yaşı ve genel durumu ve ameliyat dokusunun cinsi gibi hususlar absorbasyonda rol oynar. Çok kanlı dokularda absorbasyon süresi kısa, yağlı dokularda ise uzundur.

Absorbe edilen dikiş ipliklerinde, dikiş ipliğinin gerilme mukavemetini kaybettiği zaman ile tamamen absorbe edildiği zaman arasında bir ayırım yapmak gerekir. Çünkü bütün var olan absorbe edilen dikiş iplikleri, mukavemetlerini kaybettikten sonra bir süre daha doku içinde kalır. Vücut ortamı oluşturarak dikiş ipliğinin dağılma zamanının tespiti için, belirli şartlarda, çeşitli enzimler ihtiva eden solüsyonlarda çalışmalar yapılmış ise de, absorbsiyon zamanı için kesin bir rakam söylenememektedir. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.3 Mukavemet ve çap

Ameliyat İpliklerinde aranan en önemli özelliklerden birisi mukavemettir. Vücut içinde kullanılacağı herhangi bir dokunun mukavemetine yakın bir mukavemete sahip

olmaları gerekir. Kullanım amacına göre ameliyat iplikleri için geçerli üç çeşit mukavemet değeri mevcuttur. İpliğin mukavemetine etki eden önemli faktörler, hammaddenin işleniş tarzı ve sterilizasyon metodudur. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.3.1 Doğrusal gerilme mukavemeti

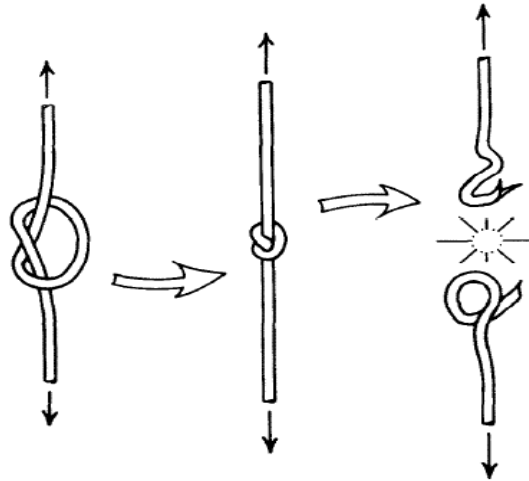
İplik iki ucundan gerilmeye maruz kaldığında en zayıf yerinin göstermiş olduğu dirençtir. Uzunluk ve çap ile doğrudan ilişkilidir.

Ameliyat ipliğini koparmak için gerekli kuvvetin enine kesit alanına bölünmesi olarak tanımlanır. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993)

### 1.3.3.2 Düğüm mukavemeti

İpliğe atılmış bir düğümün kopması veya kaynamasına sebep olan kuvvetin miktarının ölçümüdür. Materyalin sürtünme katsayısı ile orantılıdır. Düğümlenmiş bir ipliğe kopması için yeterli kuvvet uygulandığında kopma yeri daima düğümdür.

(şekil 1.3) Bazı ameliyat iplikleri, düğümlendiğinde doğrusal gerilme mukavemetinin %50' sini kaybederler. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993)



**Şekil 1.3** İplik düğümünün kopma yükü altındaki durumu

**KAYNAK:** JA von Fraunhofer, R.J. Storey and B.J. Masterson.1998. Tensile properties of suture materials.



### 1.3.3.3 İlmek mukavemeti

İlmek formundaki ipliğin dayanabileceği kuvvetin ölçüsüdür. Gerçekte, ameliyat ipliği doku içinde doğrusal değil ilmek formunda bulunurlar. Bu nedenle ilmek mukavemeti son derece önemlidir. Teoride; ilmek mukavemeti doğrusal iplik mukavemetinin iki katıdır. Ameliyat ipliklerinde düğüm mukavemeti gerilme mukavemeti kadar önemlidir. Düğüm yerinde iplik kuvvetle çekilir, makaslama kuvveti tatbiki nedeniyle gerilme daha da artar ve iplik düğümde daha kolay kopar. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.4 Yüzey düzgünlüğü

Ameliyat dikiş ipliklerinde yüzeyin düzün olması istenir. Ancak çok kaygan ve parlak yüzeylerde atılan düğümün oturması garanti edilemez. Genel olarak, sentetik dikiş malzemeleri (poliamid, polyester, polipropilen gibi) çok düzgün ve kaygan yüzeylere sahiptirler. Düğüm güvenliğine çok fazla dikkat edilmediği takdirde, sentetik malzemeler, cerrahi katgüt, ipek ve pamuktan fazla bir kayma eğilimine sahip olabilirler. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b)

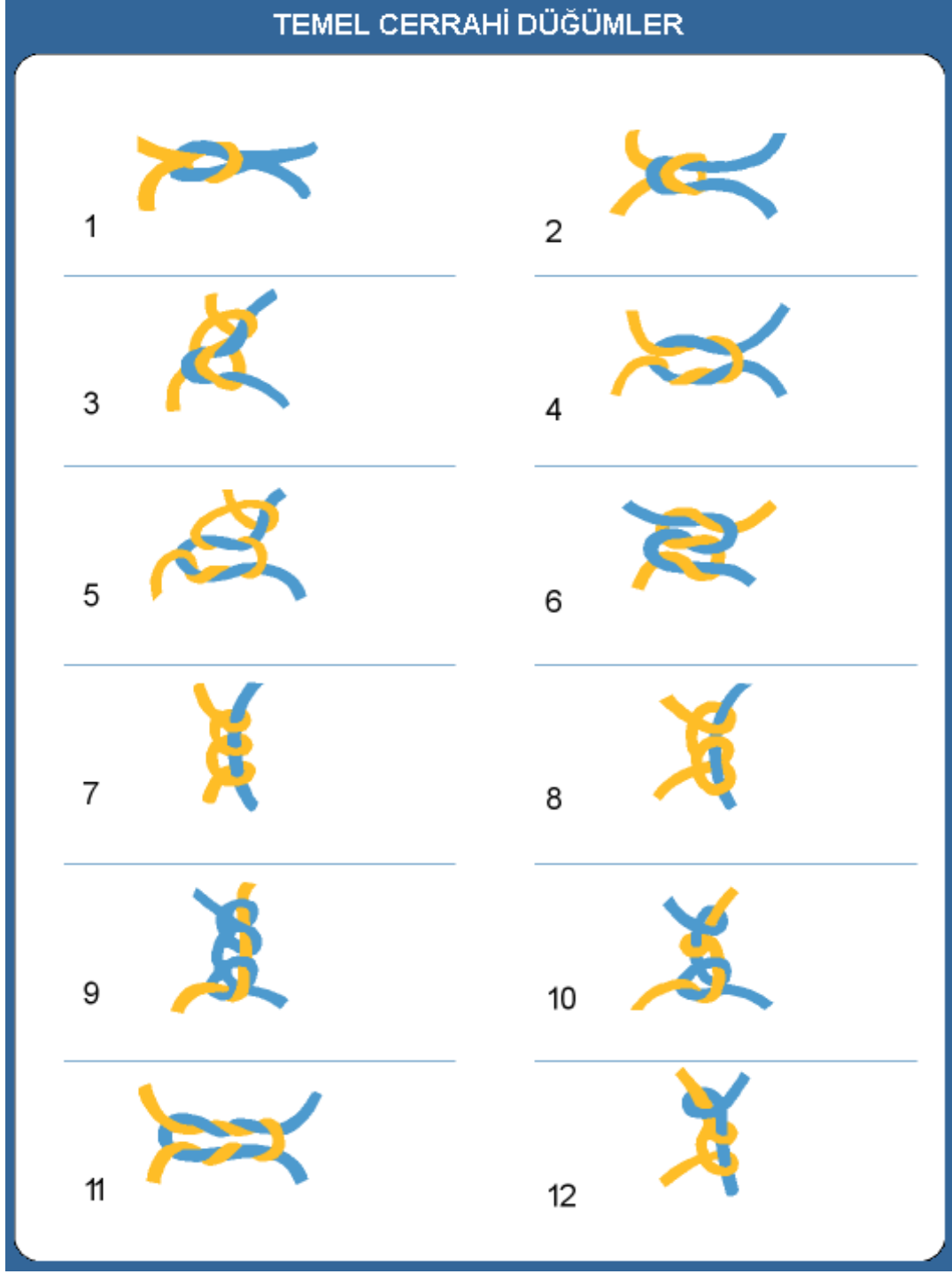
### 1.3.5 Doku ile uyuşma

Ameliyat dikiş ipliklerinde aranan bir özellik de, doku reaksiyonu yapmamasıdır. Dikiş ipliğinin dokuda şiddetli bir reaksiyon yapması yaranın iyileşmesine zarar verir. Vücuda yabancı bir madde girdiğinde reaksiyon görülmesi normaldir. Ancak bu reaksiyonun minimum düzeyde olması tercih edilir.

Vücudun ameliyat ipliğine gösterdiği reaksiyon, genelde iplik kalınlığı ile artar. Absorbe edilemeyen ameliyat iplikleri hafif de olsa bir iltihabi bir durum meydana getirirler. Bu sebeple, absorbe edilebilen ipliklerle dikilen yaralar daha erken pekişir. (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b)

### **1.3.6 Dügüm uzunluğu**

Absorbe edilebilen ameliyat ipliklerine atılan düğümler, absorbe edilemeyenlere göre nispeten daha uzun tutulabilir. Absorbe edilebilen doğal orijinli bir ameliyat ipliği olan cerrahi katgütün uçları düğüme yaklaşık 6 mm mesafede kesilirken, ipek ve pamuğun uçları, yara içinde bırakılan yabancı madde miktarını en aza indirmek ve kas tepkisini azaltmak için düğüme yaklaşık 3 mm gibi bir mesafeden kesilir. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)



**Şekil 1.4.** Temel cerrahi düğüm çeşitleri

**KAYNAK:** [www.steril.com/products](http://www.steril.com/products)

### 1.3.7 Kapilarite

Absorbe edilemeyen doğal malzemelerden yapılmış ameliyat ipliklerinde (ipek, keten ve pamuk gibi) aranılacak özelliklerden birisi de kapilaritesinin olmasıdır. Kapilarite, lif boyunca doku sıvılarının ve enfeksiyonun yara içine çekilmesine imkân veren bir özelliktir.

Kapilaritesi giderilmemiş ipek veya pamuktan yapılmış bir ameliyat ipliği yara dışındaki her türlü sıvıyı (kan, iltihap ve bakteriler) içeriye taşıyacaktır ve bu arzu edilmeyen durum enfeksiyona sebep olabilir. Bu nedenle kapilaritesi fazla olan iplikler çeşitli malzemelerle kaplanır. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.8 Yüzey kaplaması

Kaplanmamış bir dikiş malzemesinin yüzeyi, bir düğüm atıldığında aşırı sürtünmeye yol açar. İnert bir madde ile kaplanan dikiş materyalinin sürtünmesi ve kapilaritesi azalır ve daha kolay düğüm atılması sağlanır. Bunun için silikon, balmumu, teflon veya polibutilat gibi yağlayıcı maddeler kullanılır. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### 1.3.9 Sterilizasyon

Yara içine bakterilerin girişini önlemek için kollektif olarak harcan bütün çabalar steril teknik olarak bilinir. Ameliyat iplikleri çok değişik malzemelerden yapılmaktadır. Sentetik malzemeler genelde daha temiz olmasına karşın, ipek ve keten oldukça yüksek sayıda, katgütün hammaddesi olan bağırsak ise sayılamayacak kadar çok bakteri taşır. Bu yüzden, bugün hemen hemen bütün dikiş iplikleri imalatçı tarafından sterilize edilmektedir. Sterilizasyon işleminde öncelikle, kullanılan malzeme ve sterilizasyon metoduna karşı mukavemeti göz önüne alınır. Bugün sterilizasyon, dikiş ipliklerini ya kobalt 60'la ışınlamak ya da etilen oksit gazına maruz bırakmakla yapılır. Ayrıca çok eski bir metod olan buhar ile sterilizasyon mevcut ise de çoğu zaman kullanılmaz, çünkü keten ve ipeğin buhar ile sterilize edilmesi zararlıdır. Katgüt, piştiği için otoklava kullanılmaz. Sentetik iplikler ise 120°C 'ye dayanamazlar.

Paketin dış kısmını ise, içindekilere zarar vermeksizin sterilizasyonu için ne kaynatmayla ne de buhar otoklavı ile ısı uygulamasına izin verilmez. Poşetler patlayabilir veya yapıştırıcı madde basınç altında gevşeyebilir. Fakat bazı malzemeler en az ü. Kere güç kaybına uğramaksızın buhar sterilizasyonuna maruz bırakılabilir. Tablo 5, malzemeleri buhar sterilizasyonuna tabi tutulup tutulmamasına göre sınıflandırmaktadır. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### **1.3.10 Renk**

Ameliyat iplikleri renksiz ve doğal renginde kullanılabileceği gibi, kan ve vücut sıvılarına bulaşarak görülmesinin zorlaştığı cerrahi operasyonlarda renkli olması istenir. Bu nedenle gerektiğinde ABD’de Federal Drug administration (F.D.A.) ( Federal Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından onaylı bir boya maddesi ile sağlığı tehlikeye düşürmeyecek şekilde boyanmış olabilir. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

### **1.3.11 Paketleme**

Dikiş malzemelerinin önceden paketlenmiş ve sterilize edilmiş olması tercih edilir. Bunlar ameliyat odasına veya üç düzinelik kutularda, kapalı olarak ulaşırlar. Cerrahi katgüt ve kollojen dışında dikiş malzemeleri kuru olarak paketlenmektedir. Bükülebilirliği sağlamak için doğal eriyebilen malzemelerin paketlerine başta alkol ve su olmak üzere az miktarda sıvı enjekte edilir. (Ulcay ve Karaca 1993a, 1993b)

## **1.4 Ameliyat İpliklerinde Kullanılan Numaralandırma Sistemleri**

USP (United States Pharmacopoeia) ve EP (European Pharmacopoeia), dikiş malzemelerinin boyutunu tanımlamak için kullanılan iki standarttır. Her iki standartta da materyal çapı özel boyut kodları ile Tablo 1.3’de verildiği gibi temsil edilmiştir. Daha yaygın olarak kullanılan USP standardında 2/0 , 3/0 gibi kodlar kullanılır. İlk numara ne kadar büyükse materyal çapı o kadar küçüktür. Standart boyut dikiş materyalinin tipi ile değişir. EP standardında, kod numaraları 0,1’den 10’a kadar

değişir. Sonuç olarak, EP standardında minimum çap, kod numarası 10 ile bölünerek hesaplanabilir. EP standardı, absorbe edilebilen ve absorbe edilemeyen ameliyat iplikleri için ayrı iken, USP standardı, sentetik absorbe edilebilen ameliyat iplikleri ile doğal absorbe edilebilen ameliyat ipliklerini birbirinden ayırır.(çizelge 1.3)

Ameliyat ipliklerinin mukavemeti ile çapı arasında çok yakın bir ilişki vardır. İmalat aşamasında bunların devamlı ve itinalı olarak kontrolü gerekir. Çizelge 1.4'te ikisi sentetik, ikisi doğal absorbe edilemeyen ameliyat ipliklerinin USP ve EP kodlarına karşılık gelen mukavemetleri verilmektedir.

**Çizelge 1.3.** Ameliyat İpliklerinin USP ve EP Standartlarına Göre Çap Aralıkları

USP Boyut Kodları		EP Boyut Kodları		Dikiş İpliği Çapı
Doğal Edilen İplikler	Absorbe Edilen İplikler	Absorbe Edilemeyen ve Sentetik Edilen İplikler	Absorbe Edilen ve Edilemeyen İplikler	(mm)
	11/0		0,1	0,01–0,019
	10/0		0,2	0,02–0,029
	9/0		0,3	0,03–0,039
	8/0		0,4	0,04–0,049
8/0	7/0		0,5	0,05–0,069
7/0	6/0		0,7	0,07–0,099
6/0	5/0		1	0,10–0,14
5/0	4/0		1,5	0,15–0,19
4/0	3/0		2	0,20–0,24
3/0	2/0		2,5	0,24–0,29
2/0	0		3	0,30–0,39
0	1		4	0,40–0,49
1	2		5	0,50–0,59
2	3		6	0,60–0,69
3	4		7	0,70–0,79
4	5		8	0,80–0,89
5	6		9	0,90–0,99
6	7		10	1,00–1,09

**KAYNAK:** Ulcay ve Karaca 1993

**Çizelge 1.4.** Cerrahi İpek, Keten; Poliamid ve Polyester Ameliyat İpliklerinin

### Kopma Mukavemet Değerleri

EP Kodu	USP Kodu	Kopma Yüğü (En Az) (N)			
		İpek	Keten	Poliamid	Polyester
0,3	9/0			0,35	
0,4	8/0			0,60	
0,5	7/0	1,0		1,0	1,0
0,7	6/0	1,5	1,0	1,5	1,5
1	5/0	3,0	2,5	3,0	3,0
1,5	4/0	5,0	5,0	5,0	5,0
2	3/0	9,0	8,0	9,0	9,0
2,5	-	13,0	9,0	13,0	13,0
3	2/0	15,0	11,0	15,0	15,0
3,5	1/0	22,0	15,0	22,0	22,0
4	1	27,0	18,0	27,0	27,0
5	2	35,0	26,0	35,0	35,0
6	3 ve 4	50,0	37,0	50,0	50,0
7	5	62,0	50,0	62,0	62,0
8	6	73,0	65,0	73,0	73,0

**KAYNAK:** Ulcay ve Karaca 1993

### Çizelge 1.5 Paketlerin Buhar Sterilizasyonuna Tabi Tutulup Tutulmamasına Göre Ameliyat İpliklerinin Sınıflandırılması

Kesinlikle Yapılmayanlar	Yapılabilen	Fakat	Güç	En Az Üç Kez Güç Kaybına Uğramadan Yapılabilenler
	Kaybına Uğrayanlar			Polyester Dikiş İpliği,
Cerrahi Katgüt	Cerrahi İpek ,			Nylon,
	Cerrahi Pamuk,Keten			Paslanmaz Çelik Tel,
				Polipropilen

**KAYNAK:** Ulcay ve Karaca 1993

### 1.5 Ameliyat İplik Tipleri

Tıp ve cerrahide kullanılan liflere yapılacak ikinci bir sınıflama da biyolojik bozunabilirlik özellikleridir. Pamuk, viskoz ipeği, poliamid, poliüretan, kollagen ve alginat lifleri implantasyondan sonra 2–3 ay içerisinde vücut tarafından absorbe edilerek biyolojik bozulmaya uğrarlar. Vücut içinde çok yavaş absorblanarak 6 aydan daha uzun sürede bozunmaya uğrayan polyester, polipropilen, politetrafluoroetilen(teflon) ve

karbon lifleri biyolojik olarak bozunmayan lifler olarak kabul edilirler (Başer ve ark. 1995). Çizelge 1.6'da sütür materyallerinin absorpsiyon süreleri gösterilmiştir. Ameliyat iplikleri biyolojik olarak **absorbe edilebilen ve absorbe edilemeyen** şeklinde iki sınıfta toplanabilir.

**Çizelge 1.6** Sütür materyallerinin nitelikleri

Sütür	Tipi	Hammadde	Tensil gücü	Absorpsiyonu	Doku Reaksiyonu
Katgüt	Plain (Monofilament)	Koyun bağırsağının submukozası, sığır bağırsağının serozası	7-10 günde kaybolur	Vücuttaki proteolitik enzimler 60 günde tamamen absorbe eder	Orta derecededir
Katgüt	Kromik (Monofilament)	Krom tuzlarıyla işlemden geçirilmiş plain katgüt	3-4 haftada kaybolur	Vücuttaki proteolitik enzimler 90 günde tamamen absorbe eder	Orta derecededir
Polyglactin 910 (Vicryl)	Multiflament	Glikolik asit polimeri	Bir ayda kaybolur	60-90 günde tamamen absorbe olur	Hafif derecededir
Polyglycolic acid (Dexon)	Multiflament	Glikolik asit polimeri	Bir ayda kaybolur	90 günde tamamen absorbe olur	Hafif derecededir
Polydioxanone (PDS)	Monofilament	Polyester	Bir ayda tensil gücünün yarısını kaybeder	180 günde hidroliz yoluyla tamamı absorbe olur	Hafif derecededir
İpek	Multiflament	İpek böceği kozası	Bir yılda kaybolur	Çok yavaş da olsa absorbe olmaktadır	Orta derecededir
Nylon	Monofilament	Polyamide polimeri	Bir yılda %15-20 oranında azalır	Bir yılda %15-20 si degrade olur	Çok düşüktür
Nylon	Multiflament	Polyamide polimeri	Bir yılda %15-20 oranında azalır	Bir yılda %15-20 si degrade olur	Çok düşüktür
Polyester (Ethibond)	Multiflament	Polybutylate ile kaplanmış polyethylene terephthalate	Tam olarak bilinmiyor	Yoktur	Çok düşüktür
Polypropylene (Prolen)	Monofilament	Propylene filamentin polimeri	Tam olarak bilinmiyor	Yoktur	Çok düşüktür

**KAYNAK:** Kohle Ü, C.Y. Demir.2003. Oftalmik cerrahide sütür materyalleri İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 10(4) 217-221.

### 1.5.1 Absorbe olan ameliyat iplikleri



Gerilme mukavemetlerini 60 günlük zaman içinde kaybeden ve bozularak yok olan ameliyat iplikleri bu sınıfa girer. Absorbe olan ameliyat iplikleri, katgüt'ü çevreleyen polimorfonükleer lökositler içinde bulunan kompleks maddeler olan proteolitik doku enzimlerinin serbest kalması ile sindirilir veya sentetiklerde olduğu gibi, ya akciğer yada böbrekten salgılanan doku sıvılarınca hidrolize edilirler. Enzimatik etki ile kıyaslandığında hidralizasyon daha az doku reaksiyonuna neden olur (Herrman 1973, Capperauld 1989, Moy ve ark. 1992, Anonim 1994,1995, Chu ve ark. 1997).

Ameliyat ipliğinin absorpsiyon süresi şu faktörlere bağlıdır:

- Ameliyat ipliğinin yapılmasına
- Ameliyat ipliğinin çapına sterilizasyon türü
- Organizmanın yaşı
- Ateş, enfeksiyon

İdeal olarak absorbe olan bir ameliyat ipliğinin;

1. Yüksek gerilme mukavemetine
2. Yüksek düğüm mukavemetine
3. Düşük doku reaksiyonuna
4. Düşük absorpsiyon süresine sahip olması beklenilir.

Absorbe olan ameliyat ipliklerinin canlı doku içindeki davranışını belirleyen iki özellik vardır:

1. Erime oranı ile kütle kaybı ve
2. Gerilme mukavemetini koruması.

Absorbe olan ameliyat ipliklerinin gerilme mukavemetlerini kaybettikleri tamamen absorbe olduklarını göstermez. Çünkü bütün absorbe olan ameliyat iplikleri mukavemetlerini kaybettikten sonra bir süre daha doku içinde kalırlar. Absorpsiyonu oranı, çeşitli ameliyat ipliği komplikasyonları konusunda önemli olmasına rağmen, gerilme mukavemeti kayıp oranı, iyileşme esnasında doku yaklaşımını sürdürmenin bir garantisi olarak önemlidir. Bu nedenle, absorbe olan ameliyat ipliği materyalinin absorpsiyonu oranı, çeşitli ameliyat ipliği komplikasyonları konusunda önemli olmasına

rağmen, gerilme mukavemet kayıp oranı, iyileşme esnasında doku yaklaşımını sürdürmenin bir garantisi olarak önemlidir. Bu nedenle, absorbe olan bir ameliyat ipliği materyalinin absorpsiyonu oranı veya zamanı ile gerilme mukavemeti kayıp oranı veya zamanı arasında bir ayırım yapılmalıdır (Herrmann 1973, Yee 1985, Moy ve ark. 1992, Anonim 1995).

Günümüzde en yaygın kullanılan absorbe olan ameliyat iplikleri; katgüt, poliglikolik asit, poliglaktin, polidioksanon, polimetilen karbonat ve poliglekapron 25'dir.

### 1.5.1.1 Katgüt :

—**Katgütün vücuttaki etkileri:** Cerrahi katgüt dokuya yerleştirildiği zaman, vücudun yabancı cisme karşı karakteristik cevabı olarak makul seviyede doku enfilasyonu oluşur. Bunu takiben proteolitik enzim sindirimi katgütü eritirken, iplikte mukavemet ve kütle kaybı olur. Bu proses iplik tamamen emilene kadar devam eder. Birçok değişik etken emilimin hızını etkileyebilir. Direnci ve emilim hızını etkileyen başlıca etkenler şunlardır;

- Katgüt tipi: Normal katgüt genellikle krome katgüte göre daha çabuk emilim gösterir.
- Enfeksiyon: Cerrahi katgüt enfekte olmuş dokuda daha çabuk emilim gösterir.
- Doku konumu: Cerrahi katgüt mide, rahim boynu ve vajina gibi proteolitik enzim seviyesinin salgılarla yüksek olduğu dokularda daha çabuk emilir.

—**Katgütün kullanılmaması gereken yerler :**Emilebilir ameliyat ipliği olmasından dolayı uzun süreli doku desteği gereken kapanmalarda kullanılmamalıdır. Katgüt kolajen bazlı ve krome katgüt krom tuzları ile işlem görmüş olmasından dolayı kolajen ve krom hassasiyeti veya alerjisi olan hastalarda kullanılmamalıdır.

—**Katgütün piyasaya arz-sunuş şekli:** Emilebilir Steril Katgüt İplikler U.S.P. 6/0 ve 4 (metrik 1 – 8) arasında, değişik boylarda, iğneli veya iğnesiz olarak mevcuttur. 350cm'yi geçmeyen parçalar halinde hazırlanır. Cerrahi katgüt iplikler bir, iki veya üç düzinelik kutularda bulunmaktadır. Literatür taramasında görülmüştür ki katgüt ucuz bir ameliyat ipliği olmasına karşılık doku reaksiyonu ve mukavemet özellikleri ciddi bir

problemdir. Örneğin mukavemetin zamana bağlı azalması vejetaryen insanlarda daha yavaş olduğu gözlemlenmiştir. Çünkü hayvansal proteinler vücuda girdiğinde antikorlar o protein yapıdaki antijeni sindirmeye çalışmaktadır.

Adını eski Mısır Araplarının “Kit” adını verdikleri bir kemandan almıştır. Cerrahi bağırsak olarak adlandırılan bu absorbe olan doğal ürün, koyun bağırsağının mukoza altı gözenekli dokusundan veya sığırın seroz zarından elde edilir. Özel bir itina ile temizlenen ve yağı alınan bağ dokusu parçaları, istenilen kalınlığı verecek şekilde yeniden birleştirilir, bükülür ve kurutulur. Yüzyıllardan beri kullanılmasına rağmen, zayıf gerilme mukavemeti, biyolojik ortamda zayıf düğüm kararlılığı ve yüksek doku reaktivitesi yüzünden kullanımı giderek azalmaktadır. Normal olarak kullanılabildiği gibi, absorpsiyon süresinin uzatılması amacıyla gerekli krom tuzu solüsyonları ile muamele edilir. Bu nedenle cerrahide katgüt “Normal” ve “Krome” olmak üzere ikiye ayrılır (Herrmann 1971, Tatlıkazan 1991, Moy ve ark. 1992, Anonim 1994,1995).

**a)Normal katgüt:**İşlenmemiş olduğu için gerilme mukavemetini yalnızca 4–5 gün korur ve 2 hafta sonra yara emniyeti tamamen yok olur. Doku içindeki katgüt, vücut enzimleri tarafından hızla sindirilerek 70 gün içinde tamamen absorbe olur. Normal katgüt, deri altı yağlı dokuların ve hızlı iyileşen dokuların dikilmesinde kullanılır (Herrmann 1971, Tatlıkazan 1991, Moy ve ark. 1992, Anonim 1994,1995).

**b) Krome katgüt:** Krome asit tuzları ile kromizasyon işlemi görmüş katgüt, geciken bir absorpsiyon zamanına sahip olmuştur ve düz katgüte göre doku reaksiyonunda bir azalma görülmüştür. Krome katgüt, mukavemetini 2–3 hafta korur ve absorpsiyonu zamanı 90 güne çıkar. Deri kapaticının üst tabakalarında kullanılır (Herrmann 1971, Tatlıkazan 1991, Moy ve ark. 1992, Anonim 1994,1995).

— **Kollojen dikiş ipliği:** Sığırın fleksör kirişinden elde edilen doğal, absorbe edilebilen, bükümlü, multiflament bir malzemedir. Görünüş olarak cerrahi katgüte benzer. Düz veya kromik olabilir. Özellikle göz cerrahisinde bu dikiş malzemeleri asgari doku tepkisi yaratır. Absorbe edilme yeknesaklığına ve iyi düğüm atma yeteneğine sahiptir. (<http://www.demetech.us>)

### 1.5.1.2 PGLA Poliglaktik Asit - Poliglaktin (Vicryl)

Laktik ile glikolid'in bir kopolimeridir. İçeriğini oluşturan maddeler glikolik asit ve laktik asitten üretilmektedir. Her ikisi de doğal metabolik maddelerdir. Bütün sentetik absorbe olan ameliyat iplikleri gibi hidrolizle bozular. Laktidin su itici özelliği, suyun ameliyat ipliği filamentleri içine girmesini yavaşlatır. Böylece, enzimatik sindirime maruz kalan doğal absorbe olan ameliyat ipekliklerine kıyasla, biyolojik ortamda gerilme mukavemet kaybı oranı azalır. Laktidler hacimlidirler. Mikroskop altında, filamentleri oluşturan polimer zincirlerinin aralıklı yerleştiği görülür. Öyle ki; gerilme mukavemetini bir kez kaybettiği zaman ameliyat ipliği absorpsiyonu hızlanır. Laktid ile glikolidin birleşimi, kritik yara iyileşmesi esnasında dokuların emniyetli biçimde yaklaşmasına yetecek gerilme mukavemetini koruyan bir moleküler yapı meydana getirir. Daha sonra hızla absorbe olur. Laktik ve glikolik asitler, vücut içinden, öncelikle idrar ile kendiliğinden uzaklaştırılır.(Herrmann 1971, Tatlıkazan 1991, Moy ve ark. 1992, Anonim 1994,1995).

### 1.5.1.3 Poliglikolik Asit (PGA)

Doğal orijinli katgütün haricinde bir de kullanım alanı olarak katgüte benzeyen sentetik PGA(Polyglikolik asit) vardır. PGA ameliyat ipliklerinin mukavemet özellikleri katgüt ve ipeğe göre çok daha üstündür. Hatta bazı durumlarda polyester ameliyat iplikleriyle rekabet edecek düzeydedir. Dikim işleminden sonra ilk 7–11 gün sonra, başlangıç çekme mukavemetlerinin önemli bir oranını korurlar. Ancak PGA'ten sert yapıda lifler oluşur, bunların düşük hidrolitik stabilitesi, sürecin ilerlemesini de yavaşlattığından, ticari lif olarak kullanılmasını engellemektedir. Bu hidrolitik istikrarsızlık, çeşitli polimer bloklarla kopolimerleştirilerek düzeltilir. PGA/PLA'nın homo ve kopolimerlerinden çok sayıda biobozunabilir madde geliştirilmiş ve kopolimerlerin yüzeyde mol kompozisyonlarını çeşitlendirerek, farklı derecelerde kristaliteye ve farklı oranlarda biobozunmaya sahip polimerler elde edileceğini görülmüştür. Ancak ameliyat iplik fiyatları kıyaslandığında katgütün daha ucuz olduğu görülmektedir.

1970 yılında piyasaya sürülen glikolik asitin bir homo- polimeri olan bu tip, geçerli ilk sentetik absorbe olan ameliyat ipliğidir. Katgüt'e kıyasla gecikmiş absorpsiyonu ve azalmış doku reaksiyonuna ilaveten iyi gerilme ve düğüm mukavemetlerine sahiptir. Kromik katgüte benzer absorpsiyonu vepoliestere benzer mukavemet ve düğüm emniyeti gösterir. Moy (1992) tarafından yapılan deneysel çalışmalarda, PGA ameliyat iplikleri 7 gün sonra gerilme mukavemetinin % 40'ını kaybettiği bulunmuştur. 15 gün içinde orijinal mukavemetinin sadece %5'ine sahiptir ve 90-120 günde tamamen çözünür. Monofilament formda iken katıdır. Bu yüzden, kullanım kolaylığı için braid (makrome örme gibi) formda üretilir (Moy 1992).

Poliglikolik Asit, pürüzsüz doku geçişini ve düğüm bağlamayı temin etmek için sentetik bir kaplama olan polikaprolat ile de kaplanabilir. Glycolide asitin bir homopolimeri olan polyglycolic asit, örgülü multiflament yapıdadır. Polyglactin 910 ameliyat ipliğinden daha çabuk gerilim mukavemetini kaybetmekte fakat doku içinde önemli ölçüde daha yavaş absorbe edilmektedir

#### **1.5.1.4 Polidioksanon (PDS)**

Polyester P-dioksanon'dan üretilen sentetik ameliyat ipliğidir. Absorbe olan diğer ameliyat ipliklerine göre yaraların daha uzun süre kapatılması amacı ile üretilmiştir. Biyolojik ortamda arttırılmış gerilme mukavemetine sahiptir ve hidroliz yolu ile çok yavaş absorbe olur. Çok az reaksiyon verir. Bu nedenle, yara gerilme mukavemetinin uzun sürede kazanıldığı dokularda faydalıdır. Pürüzsüz bir yapıya sahip olması dikişi kolaylaştırarak doku zedelenme olasılığını azaltır. Hidroliz yolu ile erime esnasında doku reaksiyonu asgari düzeyde gerçekleşir. Ancak kullanımı katı olduklarından braid sentetiklerden daha zordur (Moy ve ark. 1982, Tatlıkazan 1991).

Fareler üzerinde yapılan dikiş deneyleri ve incelemeleri sonucunda elde edilen veriler, dikişten iki hafta sonra ameliyat ipliğinin mukavemetini yaklaşık %70 oranında koruduğunu, dördüncü hafta ise bu oranın yaklaşık %50 olduğunu göstermiştir. Sekizinci haftada, orijinal mukavemet yaklaşık %14 oranında korunmaktadır. Erime ve

vücut tarafından tamamen yok edilme işlemi dikişten yaklaşık 90 gün sonraya kadar asgari düzeyde gerçekleşmekte, altı ay içinde tamamlanmaktadır (Artandi 1980).

#### **1.5.1.5 Polimetilen karbonat**

Polidioksanon'un gerilme mukavemetini iyi koruma özelliği ile gelişmiş kullanım özelliklerini birleştirmek için üretilmiştir. Uzun bir zaman yara desteği sağlar. 14. günde ortalama gerilme mukavemetinin %81'ini, 28. günde %59'nu ve 42. günde %30'nu korur. Hidroliz ile tamamlanan absorpsiyonu 180-210 gün arasında gerçekleşir. Minimum doku reaksiyonu verir. Polidioksanondan daha esnektir ve rijitliği %60 daha azdır. Poliglaktin ve poliglikolik aside göre, daha iyi ilk atışı tutma kapasitesine ve daha pürüzsüz düğüm bağlama özelliğine sahiptir. Bu, doku yaklaşımını kolaylaştırır (Moy ve ark. 1992).

#### **1.5.1.6 Poliglekaplon 25**

Bu monofilament ameliyat ipliği, kolay kullanım ve bağlama için üstün eğilip bükülme yeteneği sunar. Doku içinde hemen hemen inert bir davranış gösterir. Cerrah, ameliyattan iki hafta sonra azalan yüksek bir başlangıç gerilme mukavemeti gerektiren prosedürler için poliglekapron 25 ameliyat ipliklerini tercih eder. (Anonim 1994)

#### **1.5.2 Absorbe Olmayan Ameliyat İplikleri**

Absorbe olmayan ameliyat iplikleri, cerrahi prosedürlerin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamıştır. Bunlar, mukavemetlerini 60 günden daha fazla koruyabilen ameliyat iplikleridir ve canlı dokunun bozulma mekanizmalarına dayanan filamentli materyal olarak tanımlanırlar. Canlı dokuda, enzimler tarafından sindirilmeye etkili bir şekilde karşı koyarlar. Absorbe olmayan ameliyat iplikleri, kütle kaybı olmadan fiziksel özelliklerini biraz kaybederek vücut içinde kalırlar. Buna rağmen belli tipleri uzun bir zaman periyodunda vücut içinde bozulur. Materyal, sindirilmek yerine kapsül içine alınmış veya çevrilmiştir. İyileşen doku ameliyat ipliği etrafında gelişir. Bu şekilde

dokunun içine gömüldükleri zaman genellikle oldukları yerde kalırlar. Derinin kapatılması için kullanıldıklarında iyileşme sağlandıktan sonra alınmalıdırlar.

Absorbe olmayan ameliyat iplikleri;

USP tarafından 3 sınıfa ayrılmıştır. (Anonim 1980)

- 1- İpek ve monofilament veya multiflament sentetik iplikler.
- 2- Pamuk, keten ve üzeri kaplanmış doğal veya sentetik iplikler.
- 3- Monofilament veya multiflament çelik tel iplikler.

Absorbe olmayan ameliyat ipliklerinin sınıflara ayrılma nedeni gerilme mukavemetlerindeki farklılıklar yüzündendir. 1.sınıf, 2. sınıftan daha güçlüdür. 3. sınıf ise en güçlüdür. Günümüzde en yaygın absorbe olmayan ameliyat iplikleri; ipek, poliamid, polipropilen, polyester ve metal ipliklerdir (Winkle ve Hastings 1972).

### **1.5.2.1 İpek (multiflament)**

İpek, ipek böceği *Bombyx mori* tarafından üretilen protein filamentidir. İpek kurutulduktan sonra reçine ya da balmumu ile işlenir, lifler burularak veya örülerek multiflaman sütün materyali hazırlanır (Halezeroğlu ve ark 1995). Hayvansal bir protein olmasına rağmen, insan dokusu için inerttir (Karacan ve ark. 1990). İki yıl içerisinde absorbe olduğu kabul edilir (Cox 1986). Cilt insizyonunu kapamada en sık kullanılan materyaldir. Her zaman kolay olarak elde edilebilme kolaylığı vardır. Birim fiyatı diğer materyallerden ekonomiktir. Günlük pansumanlar maliyeti arttırır. İpek doğal bir dikiş materyali olduğundan diğerlerinden daha fazla doku reaksiyonuna sebep olur (Karacan ve ark. 1990, Cox 1986). İpeğin örgülü yapısının bakterinin örgü aralıklarına yerleşerek fagositozdan kurtulmasına ve böylece enfeksiyon riskinde 5–8 kat artmaya yol açtığı bildirilmektedir (Brown ve ark. 1972, Katz ve ark. 1981) .Ciltte mikro abseler oluştururlar (Postlethwait 1970, Halstedo 1981). Her gün düzenli pansumana ihtiyaç gösterir. Operasyon ve anestezi süresinin en uzun olduğu yöntem ipek ile separe kapamadır. Yaklaşık 20cm'lik bir torakotomi insizyonunun kapanması için ortalama olarak 15 dakika gerekir. Az ya da çok tecrübe ve el becerisi gerektirir. Ne kadar ince sütün materyali kullanılırsa kullanılsın kozmetik olarak olumlu sonuç vermez. Sütürlerin

görevini tamamladığı ortalama 7. günde sütürlerin alınması gerekir. Operasyon insizyonlarını kapamada altın kural deri kenarlarının mümkün olduğu kadar az germek ve mümkün olduğu kadar az yabancı maddelerle karşı karşıya bırakmaktır. Bu amaca ne kadar çok yaklaşırsa, yara o kadar iyi bir şekilde iyileşir.

İpek ameliyat iplikleri iyi kullanım özellikleri vermesi nedeniyle braid formda üretilir. Çok küçük çapı ve mikro cerrahi ve göz cerrahisinde kullanılacaksa bükümlü yapıda üretilir. Bükümlü ipek ameliyat ipliği, hassas dokuların küçük düğümlerle birleştirilebilmesi bakımından önemlidir. Yumuşak, ince ve esnek olması, kullanımının kolay olması, bağlama kolaylığı, kolaylıkla sterilize edilebilmesi ve pahalı olmaması avantajlarıdır. İpek ameliyat ipliklerinin klinik avantajı düğüm emniyeti için çok az düğüm gerektirmesidir. Bir yılda tüm mukavemetini kaybeder, iki yılda gözle görülmez hale gelir. Yüksek kapilariteye sahiptir. Bu nedenle enfeksiyona eğimli alanlarda kullanılmamalıdır. Katgütten sonra en çok iltihaplanmaya neden olan ameliyat ipliğidir.

İpek ameliyat ipliği;

- Yüksek gerilme mukavemeti
- Yüksek düğüm emniyeti; braid yapı nedeniyle çok az düğümlerle sağlanır.
- Yüksek doku reaksiyonunu; braid yapı nedeniyle gösterir.

### 1.5.2.2 Poliamid

Poliamid ilk sentetik ameliyat ipliğidir. PA6 ve PA 6,6 kullanılmaktadır. monofilament ve braid olmak üzere iki ayrı yapıda üretilir. Monofilament olarak cerrahide en fazla kullanılan ameliyat ipliğidir. Bu ameliyat ipliği;

- Yüksek gerilme mukavemeti
- Yüksek elastikiyet
- Minimum doku reaksiyonu gösterir. Temel dezavantajı yüksek hafıza yeteneğidir. Dikişin tutması için fazladan 3–4 düğüm atmak lazım. Alkolle ıslatıldığında daha kolay eğilebilir.



Braid poliamid ameliyat ipliği yapısı nedeniyle daha yüksek enfeksiyon oranına, daha rahat eğilip büküldüğünden daha kolay kullanıma sahiptir. Kapilaritesi yüksek olduğundan silikonla kaplanarak kullanılabilir.

### **1.5.2.3 Polipropilen**

Monofilament yapıda kullanılan bir ameliyat ipliğidir. Polipropilen ameliyat ipliği; yüksek gerilme mukavemetine sahiptir.İyi düğüm tutma özelliği ve minimum doku reaksiyonu özellikleri gösterir. Bu olumlu özellikleri nedeniyle kozmetik cerrahide, damar cerrahisinde ve kardiovaskular cerrahide kullanılmaktadır. Polipropilen propilenin sentetik polimeridir. Absorbe olmayan monofilament yapıda, kuvvetli bir materyaldir. Oldukça fleksibıldır, kaygan bir yüzeye sahiptir, dokulardan minimal bir travma ile geçer, vücut dokularına yapışmadığından enfeksiyon varlığında kullanılabilir (Shackelford ve Zuidema 1981, Cox 1986, Karacan ve ark. 1990).

Her zaman kolaylıkla elde edilebilir ve ekonomiktir. Ciltaltı dikişleri olarak sık kullanılır. Kozmetik olarak iyi sonuç verdiği için hasta tarafından kabul edilmesi kolaydır. Ciltaltı tekniği belli bir tecrübe ve el yeteneği gerektirir, uygun yapılmadığı durumlarda yarada açılmaları sebep olunur. Operasyon ve anestezi süresini uzatır. Standart posterolateral torakotomi için ortalama işlem süresi 10 dakikadır. Diğer bir dezavantajı her gün pansuman gerektirmesidir; bu durum yöntemin maliyeti arttırır. (Halezeroğlu ve ark. 1995)

## 1.6 Kitin ve Kitosan

### 1.6.1 Kabuklu katı deniz ürünleri artıklarından kitin, kitosan ve türevlerinin üretimi

Doğada selülozdan sonra ikinci en yaygın biyopolimer olan kitin birçok alanda yaygın biçimde kullanılmasına karşın sıkı molekülerüstü yapısı nedeniyle bazı durumlarda sorunlarla karşılaşabilmektedir. Bu nedenle kitin yerine, deasetilasyonu sonucu elde edilen ve başlıca türevi olan kitosan kullanılmaya başlanmıştır. Kitosan, basta medikal alanda olmak üzere ziraatten gıdaya, tıptan kozmetiğe kadar birçok alanda kullanım alanı bulmuştur.

Kitosanın kullanımını belirleyen özellikleri basta deasetilasyon derecesi ve molekül ağırlığı olmak üzere pH, viskozite ve renk şeklinde sıralanmaktadır. Bunun yanı sıra seyreltik asitlerde çözünebilen kitosanın suda çözünebilir formda türevlerini elde etmek üzere yapılan çalışmalar sonuç vermiş olup özellikle biyoteknoloji alanında denenmektedir. Yukarıda bahsedilen sektörler yanında kitosan, tekstil alanında da geniş biçimde kullanılmaktadır. Bunlar arasında antimikrobiyalik, boyama, yünde keçeleşmezlik vb. sayılabilmekte ve bu konuda çalışmalar sürmektedir. Kitosanın bu şekilde kullanım olanaklarının genişletilmesiyle, doğa büyük miktarda atık yükü oluşturan deniz kabuklularının önüne geçilmesinin yanı sıra aynı zamanda biyopolimer kullanımıyla basta insan sağlığı olmak üzere herhangi bir yan etki göstermeyen ürünlerin kullanımı avantajından da yararlanılmaktadır. (Demir ve Seventekin 2009)

Dünyada yıllık kitin üretiminin yaklaşık  $150 \times 10^3$  ton civarında olduğu belirtilmektedir. Bunun  $56 \times 10^3$  tonu karidesten,  $39 \times 10^3$  tonu çeşitli deniz kabuklularından,  $32 \times 10^3$  tonu mantarlardan ve  $23 \times 10^3$  tonu istiridyelerden elde edilmektedir Böcek kabuklarında yaklaşık % 23,5 oranında kitin bulunurken bu oran yengeç ve karideste sırasıyla % 17 ile. % 32 arasında değişmektedir. (Demir ve Seventekin 2009)

Dünya çapında, deniz ürünleri üreticisi şirketler tarafından büyük miktarda yengeç ve karides kabuğu değerlendirilmeden çevreye atılmaktadır. Özellikle son yıllarda atıkların yeniden değerlendirilmelerinin gündeme gelmesiyle birlikte, kabuklu su ürünleri çürümeye bırakılmak yerine, kimyasal veya biyolojik yöntemlerle yeniden değerlendirilmekte ve yeni ürünler elde edilmektedir. Bu şekilde edilen ürünlerin başında kitin ve başlıca türevi olan kitosan gelmektedir.

Kitinin endüstriyel anlamda üretimi deniz kabuklusu atıklarından yapılmaktadır. Kitin ve kitosan üretimi özellikle Oregon, Washington, Virginia gibi A.B.D eyaletleri ve Japonya'daki konserve fabrikalarının, yengeç ve karides kabukları atıklarına dayanmaktadır. Norveç, Meksika ve Şili gibi birçok ülke yüksek miktarlarda kullanılmayan deniz kabuklusu atığına sahiptir (Kumar 2000). Kitin üretiminde en fazla kullanılan deniz kabuklusu, karides, yengeç ve istakoz kabuklarıdır. Mevsime, türe ve yaşına bağlı olarak içerdikleri kitin miktarı değişiklik göstermektedir (Shahidi ve Abuzaytoun 2005). Karides kabuğundan kitin ekstraksiyonu için kabukta bulunan mineral ve proteinlerin uzaklaştırılması gerekmektedir. Kimyasal yöntem ile kitin ekstraksiyonunda minerallerin uzaklaştırılması için asit; proteinlerin uzaklaştırılması içinse baz kullanılmaktadır. Ancak kullanılan kimyasal miktarları çok fazla olduğundan ve geri dönüşümü yapılamadığından çevreye zararı vardır. Bu yüzden biyolojik yolla kitin ekstraksiyonu tavsiye edilmektedir (Shahidi ve Abuzaytoun 2005). Biyolojik yöntemde farklı glukoz konsantrasyonlarında yapılan üretimler ile mikroorganizmaların laktik asit üretmesi ve böylelikle de mineral gideriminin yapılması hedeflenmiştir. Karides kabuğunun içindeki proteinle de proteaz aktivitesinin artırılması hedeflenmiş ve bununla da protein gideriminin gerçekleşmesi sağlanmıştır. Deniz balıkçılığı, dünyadaki toplam balıkçılığın yarısından fazlasına ve %70'inden fazla bir oranda da bunların işlenip kullanılmasına katkı sağlar. Sonuçta, her yıl önemli miktarlarda işleme atıkları çıkar ki bunlar, yüzgeçler, baş, deri ve iç organlardır. Buna ek olarak, deniz ürünleri işleme tesislerinden gelen deniz kabuklularının ve kabuklu deniz hayvanlarının atıkları da büyük miktarlarda birikmektedir. Son tahminlere göre dünyada deniz balıkçılığının yaklaşık % 25'i kadar yani 20 milyon ton balıkçılık atığı çıkmaktadır. Bu yüzden, deniz ürünü atıklarının biyoproses sanayisi kullanarak biyodönüşüme uğratılması büyük bir potansiyel oluşturmaktadır. Bu biyoaktif bileşikler arasında kitin

ve kitosan önemli bir yer tutmaktadır (Simpson ve ark. 1994). Deniz kabuklusundan da her yıl yaklaşık 3,5 milyon ton değerinde katı atık, deniz ürünleri işleme endüstrisi tarafından yeryüzüne bırakılmakta ve gittikçe artan bu miktar bu atıkları bir şekilde bertaraf etme gereğini ortaya çıkarmaktadır (Kırubagaran 2005). İşleme fabrikaları atıkları değerlendirilmeden denize döküldüğünde kirlilik gibi önemli problemlere sebep olarak çevre sağlığını olumsuz yönde etkilemektedir (Çalkı ve Kılınç 2004). Bu atıkların değerlendirilmesi hem deniz ürünleri endüstrisi açısından hem de halk sağlığı açısından oldukça önemli bir konudur. Kitin ve kitosanın en büyük avantajı yenilenebilir bir kaynak olması ve çevre dostu olan doğal bir biyopolimer olmasıdır. Bu özellikleri ile son yıllarda birçok farklı sektörde kullanım alanı bulmuştur (Synowiecki ve ark. 2003, Shahidi ve Abuzaytoun 2005). Ticari olarak en fazla toplanan kabuklu türleri yengeç, karides ve türleri ile kerevittir. Kabuklu yemek sanayisinde, atık materyal olarak çıkan miktar işlenenin neredeyse %80'i kadardır. Bu sanayi işletmeleri çevresel koruma ya da yan ürün ıslahı gibi faktörleri dikkate almadan çalışmalarını sürdürmektedirler. Kabuklunun içeriği, %25'i katı, %20 – 25'i yenebilir kısım ve % 50 – 60'ı da işlenebilir atık olarak bildirilmiştir (Shahidi ve Abuzaytoun 2005).

Türkiye' de avlanan kabuklu su ürünleri için DİE – 2003 istatistikleri ton olarak Tablo 1.6'da verilmiştir. Raporunda atıkların miktarı ve değerlendirilmesine ilişkin herhangi bir veriye rastlanmamaktadır (Anonim 2004). Kabuklu deniz ürünleri atıkları Türkiye' de değerlendirilmemesine karşılık, çeşitli ülkelerde bu atıklardan çeşitli endüstriyel ürünler elde edilmekte ve bu ürünlerden de farklı sektörlerde yararlanılmaktadır. Dolayısıyla bu çalışmada Türkiye'de belli bir potansiyeli olan bu katı atıkların değerlendirilmesi, çalışmanın ana hedefini oluşturmaktadır. Bu katı atıklar, başta kitin (Li-Qunwu ve ark. 2002, Aberg ve ark. 2004, Beaney ve ark. 2005) olmak üzere, protein hidrolizati (Jaswal 1990) , pigment ekstraksiyonu (Chen ve Meyers 1983) üretimlerinde değerlendirilme anlamında kullanılmışlardır.

**Çizelge 1.7** Türkiye’ de avlanan kabuklu su ürünleri(ton)

	1999	2000	2001	2002	2003
<b>Avlanan Deniz Ürünleri Miktarı (Kabuklu ve yumuşakça)</b>	13634	18831	19230	29298	46948
<b>Akivades (Kum midyesi)</b>	3585	10000	7500	10000	19700
<b>Deniz anası</b>	1203	900	2000	500	4000
<b>Deniz salyangozu</b>	3638	2150	2650	6241	5500
<b>Karides</b>	890	2000	3000	4000	6000
<b>Midye</b>	1800	1200	1500	5000	8100
<b>Diğer deniz ürünleri</b>	2518	2581	2580	3557	3648

**KAYNAK:** Devlet İstatistik Enstitüsü.2003.Türkiye’de avlanan kabuklu su ürünleri miktarı

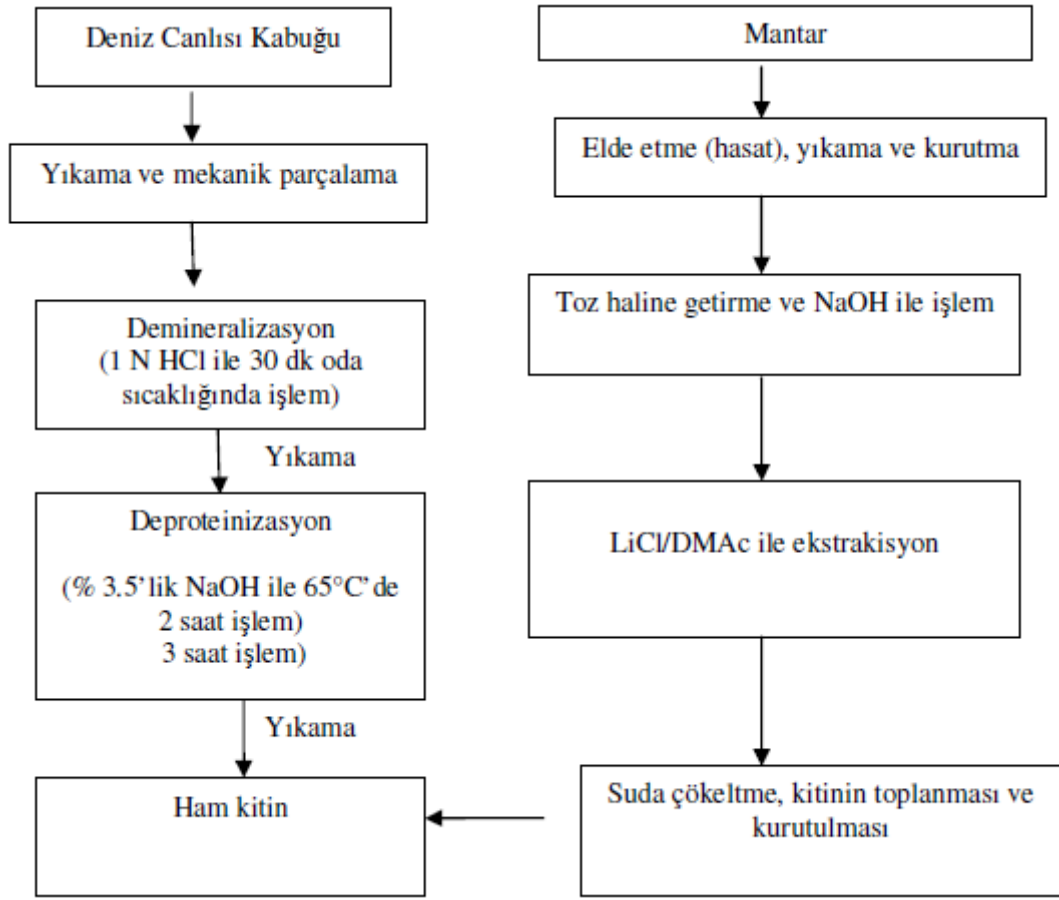
### 1.6.2 Kitin, kitosan ve genel kullanım alanları

Kitin ve kitosan üretimi günümüzde özellikle Oregon, Washington, Virginia, Japonya ve Antartika’daki kabuklu deniz hayvanlarından üretilen konserve endüstrisine bağımlı olarak gerçekleştirilmektedir (Demir ve Seventekin 2009). Bu konuda özellikle Norveç, Meksika ve Sili gibi ülkeler çalışmalarını yürütmektedir. Örneğin “Flonac” ticari adıyla yengeç kabuklarından üretilen kitosan polimerinin 2000 yılı üretimi 1250 ton/yıl civarında olmuştur. Bir kilogramının üretim maliyeti ürün kalitesine ve üretim prosesine bağlı olarak 6 ile 32 USD arasında değişmektedir. (Çalkı ve Kılınç 2004, El-Tahlawy ve ark. 2005)

Kabuklu su ürünleri artıklarının basta kitin olmak üzere çeşitli ürünlerin eldesi şeklinde değerlendirilmesiyle hem ekonomik açıdan kazanç, hem de çevre açısından oldukça büyük yarar sağlanmış olmaktadır. Kitin kelimesi, Yunanca kökenli olup tırnak örtüsü anlamına gelen chiton’dan türemiştir. Omurgasızların, kabukluların, böceklerin dış iskeleti ve küf ile mayanın hücre duvarının temel maddesi olup, koruyucu ve destekleyici bileşen olarak görev alır. Kitin, selülozdan sonra doğada en çok bulunan yenilenebilir polimerdir. Yılda en az 10 gigaton kitin biyosferde kullanılıp hidrolize olmaktadır. Kitin, poly-(164)-Nasetil-D-glukozamin yapısında olup selüloz benzeri bir biyopolimerdir. 1811 yılında Fransız bilim adam Henri Bracoont tarafından mantardan izole edilmiş ve keşfedilmiştir. 1823 yılında Odier, kitin yapısını böceklerin kabuklarında bulmuştur. Kitinin biyosentezi, membrana bağlı kitin sintaz ile yapılır. Eklembacaklıların dış iskeletinde ve birçok küfte, kitin sintaz (EC 2.4.1.16), üridin

difosfat-N-asetil-D-glukozamin'i kitine polimerleştirir (Kumar 2000). Kitin, antimikrobiyal ajan olarak; yenilebilir film olarak gıda kaplamalarında koruma ve uzun süre dayanıklılık kazandırması amacı ile gıda katkı maddesi olarak, lezzet arttırıcı ve renk koruyucu olarak; yağ emilimini azaltıcı ve zayıflama ürünü olarak; tarımda tohum ve meyve kaplama ile gübre olarak; kozmetik alanında deri ve saç bakım ürünlerinde; biyomedikal ve farmasötikal ürünlerde hedefe yönelik ilaç tasarımlarında ve yapay deri uygulamalarında; sudaki kirlilik yaratan elemanların uzaklaştırılmasında; bundan başka da enzim immobilizasyonunda, kromatografide ve sentetik fiber üretiminde kullanım alanı bulmuştur (No 1996, Kumar 2000, Li-Qunvu 2002, Rinaudo 2006 ).

Genel olarak bakıldığında, yengeç, ıstakoz ve karides gibi deniz hayvanlarının kabuk kısmı % 30-40protein, % 30-50 kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat ile % 20-30 kitinden oluşmaktadır. Kabuklu deniz hayvanlarının yapısındaki protein bazı insanlarda alerjiye sebep olabilmektedir. Dolayısıyla, proteinin tamamen uzaklaştırılması özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanımı açısından son derece önemlidir Bu amaçla, kitinin protein kompleksindeki kovalent bağlar deproteinizasyon ile koparılmaktadır. Ancak kullanılan kimyasal maddelerin biyopolimeri de depolimerize etme tehlikesi nedeniyle işlem esnasında dikkatli olmak gerekmektedir.



**Şekil 1.5.** Deniz hayvanı kabukları ve mantarlardan kitin eldesi.

**KAYNAK:** Khor, E. 2001. Kitin, Fulfilling a Biomaterials Promise. Dept. Of Chemistry, National University of Singapore, Rep. Of Singapore

### Çizelge 1.8 Kitosanın Teknik Üretim Koşulları

Adım	Kimyasal madde	Sıcaklık	Süre
Deproteinizasyon	% 0,5-15 NaOH	25-100	0.2-72 saat
Demineralizasyon	% 2-8 HCl	15-30	0.5-48 saat
Dekolorizasyon	Çeşitli organik çözümler (NaOCl, H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> )	20-30	Yıkama, 60 dk
Deasetilasyon	%39-60 NaOH	60-150	0.5-144 saat

**KAYNAK:** Lim, S.H. 2002. Synthesis Of A Fiber-Reactive Kitosan Derivative And its Application to Cotton Fabric as an Antimicrobial Finish and a Dyeing-Improving Agent

Deproteinizasyon için NaOH, Na<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, NaHCO<sub>3</sub>, KOH, K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, Ca(OH)<sub>2</sub>, Na<sub>2</sub>SO<sub>3</sub>, NaHSO<sub>3</sub>, Ca(HSO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>, Na<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> ve Na<sub>2</sub>S gibi çeşitli kimyasal maddeler denenmiştir. Ancak yapılan araştırmalar sonucunda en uygun olan maddenin NaOH olduğu görülmüştür. Bu amaçla deasetilasyon işleminde 1M NaOH çözeltisi

kullanılmaktadır. NaOH, kitinin kısmen deasetillenmesine ve biyopolimerin hidrolize olması sonucu molekül ağırlığının azalmasına neden olmaktadır. İşlem herhangi bir sorun olmaksızın yerine getirildiği takdirde kitinin protein içeriği % 1 civarında kalmaktadır. Ayrıca, pepsin, papain, tripsin ve proteaz gibi proteolitik enzimler de protein uzaklaştırma amacıyla kullanılmaktadır. Deproteinizasyon, aynı zamanda kitine belli bir kalite de kazandırmaktadır. Son olarak kitosan % 2'lik asetik asit çözeltisi ile ekstrakte edilip ardından filtre edilmekte, destile suda çöktürülüp kurutulmakta ve depolanmaktadır. (Lim 2002, Fouda 2005)

Kitosan, her tekrarlayan birimdeki primer (C-6), ve sekonder (C-3) hidroksil grupları ile amin (C-2) grubu olmak üzere toplam üç tane reaktif gruba sahiptir. Bu reaktif gruplar kolayca kimyasal modifikasyona uğrayabilmekte ve kitosanın mekaniksel ve fiziksel özellikleri ile çözünürlüğünü değiştirmektedir.

Kitosan, medikal tekstiller alanında oldukça önem kazanmıştır. 1960'ların ortalarından beri Japonya başta olmak üzere pek çok Asya ülkesinde bu konuda çalışmalar yapılmaktadır. Özellikle yara tedavisinde doku sağlanması için kitosan oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ayrıca, medikal yapay deri, cerrahi dikiş iplikleri, yapay kan damarları, kontrollü ilaç salımı, kontakt lens yapımı, yara bandı, sargı bezi, kolesterol kontrolü (yağ bağlayıcı), tümör inhibitörü, antifungal, antibakteriyel ve hemostatik etki göstermesi vb. şekilde sıralanabilmektedir(Montazer ve Afjeh 2007).

İn-vivo testler, kitosanın insan vücuduna herhangi bir yan etkisi bulunmadığını göstermiştir. Kitosan, tablet olarak kullanılması halinde tükürük veya midede bulunan lipaz enzimi tarafından parçalanabilmektedir. Parçalanma sonucunda amin sekerleri gibi toksik özellikte olmayan ürünler açığa çıkmaktadır. Kitosan diğer yandan kolesterol düşürücü etkiye de sahiptir. Polikatyonik yapısı nedeniyle negatif yüklü lipidler ile etkileşime girerek kolesterolü düşürmektedir (Berger ve ark. 2004).

Kitosan, yara iyileşmesini hızlandırmada da oldukça etkin rol oynamaktadır. Başta diyabet hastaları olmak üzere vücuttaki yaraların iyileşme hızı hastalar için büyük önem



taşımaktadır. Kitin ve kitosan uzun süredir yara iyileştirme özellikleri bakımından araştırılmış ve olumlu sonuçlar alınmıştır. Kitosan heparin (- yüklü) ile polielektrolit kompleks oluşturma özelliği sayesinde yara tedavisine etkin rol oynamaktadır. Heparin, kanın pıhtılaşmasını önleyen (antikoagülan) bir polisakkariddir. Oluşan bu kompleks ve beraberinde hücre büyüme faktörünün de artmasıyla doku gelişimini desteklemektedir. Cho ve ark. (1999), suda çözünebilir kitosanı, tavşanların yaralı sırtına yapıştırmış ve yaranın hızla iyileşme gösterdiğini bulmuşlardır (Cho ve ark. 1999).

Son yıllarda, kitosandan elde edilen bandajlar önem kazanmıştır. Bunlar özellikle Irak savaşı sırasında kullanım alanı bulmuştur. Z. Medica firması tarafından üretilen bu bandajlar sayesinde kanın durdurulması sağlanarak yaraların hızla iyileştiği ve birçok askerin yaşamını kurtardığı ifade edilmiştir. Bu ürünlerin, kanamayı durdurma hızının yaklaşık 60 ml/k olduğu ve bandajların, karides yengeç gibi deniz canlılarına karşı alerjik reaksiyon gösteren askerler üzerinde dahi herhangi bir alerjik reaksiyon yaratmadığı literatürde belirtilmiştir (Shahidi ve ark. 1999).

Muzzarelli (1982), yeni bir kitosan türevi olan 5-metilpirolidinon kitosanı elde etmiş ve yara üzerine uyguladığında lizozim etkisiyle üretilen oligomer yapıya dönüştüğünü görmüştür. Kitinle ilgili ilk çalışmaların ardından BesKitin® (Unitika) adlı kitin esaslı ve nonwovendan üretilmiş yara sargısı Japonya'da piyasaya sürülmüştür (Muzzarelli ve ark. 1982).

Kitosan, yara iyileşmesi prosesinde; polimorfonükleer hücre (PMN) ve makrofajların aktivasyonu, fibroblast aktivasyonu, sitokin üretimi, dev hücre migrasyonu ve kollajen sentezinin stimülasyonu gibi aşamalarda önemli rol oynamaktadır. Ayrıca, mikroorganizmalara karşı koruyucu etki göstermekte ve doku oluşumunu simüle etmektedir. PMN migrasyonu, yara iyileşmesinde önemli adımlardan birisi olup PMN migrasyonunda oluşan sorunlar yara iyileşmesini geciktirmenin yanı sıra birçok enfeksiyona neden olmaktadır. Kitin ve kitosanın PMN aktivitesini arttırdığı evcil hayvanlarda yapılan denemelerde gösterilmiştir. Kitosanın onarıcı hücrelerin organizasyonunu aktive etmesi nedeniyle hayvanlarda yapılan ön denemelerde büyük açık yaraların iyileştirilmesinde faydalı olduğu bildirilmiştir (Usami ve ark. 1998).

Kitosan, hemostatik özellikte bir polimerdir. Hemostatik mekanizması klasik pıhtılaşmadan bağımsız olup eritrosit hücre membranı ile kitosan arasındaki etkileşmeye bağlıdır. Tavşanların dillerinde yapılan kesiklerde kitosan uygulanan grupta, kitosan içermeyen çözelti uygulanan gruba göre kanama zamanında azalma olduğu gösterilmiştir. Kitosan sülfat ve karboksil grupları eklenmiş kitosan sülfat türevlerinin ise heparine benzer yapı göstermeleri nedeniyle koagülan özellikte olan kitosanın aksine antikoagülant etkisi bulunmaktadır. (Wollinaa ve ark. 2003, Duman ve Senel 2004)

Film oluşturabilme özelliği nedeniyle kitosan, yapay böbrek zarı yapımında da kullanım alanı bulmuştur. Bu amaçla, ası polimerizasyonu ile ve suda çözünebilir polimerler ile modifiye edilmektedir. Kitosan/poli(vinil alkol) (PVA) karışımı membranlar, Miya ve ark. tarafından araştırılmış ve kitosanın PVA ile oldukça homojen bir karışım oluşturduğu ve karışımın kopma mukavemetinin her bir komponentten daha yüksek olduğu ifade edilmiştir. Modifiye membranlar, geçirgenlik ve uyumluluk açısından oldukça iyi sonuçlar vermiştir.

#### Çizelge 1.9 Kitin/Kitosan Esaslı Ticari Ürünler

Ürün	Uygulama alanı	Üretici firma
Evalson R	Kişisel bakım	Chito-Boss, Ancona, İtalya
Depolimerize kitosan	Saç bakımı	Wella, Almanya
Kitosan içeren makarna	Diyet ürünlerinde (hipokolesterol maddesi)	NihonKayaku, Inc., Tokyo, Japonya
Kitosan sıvı (CM-Kitin)	Cilt bakımı	Ichimarn, Farukosu, Gifu, Japonya
Nonwoven kitin kumaş	Yanık tedavisinde	Yunichika, Inc., Kyoto, Japonya
Kitin lifi	Biyolojik olarak parçalanabilir ameliyat ipliği	Yunichika, Inc., Kyoto, Japonya
Kitosan-kollajen kompozit	Yapay deri	Katakurachikkarin, Inc., Tokyo, Japonya

**KAYNAK:** Dinesh K., Singh and Alok R. R..2000. J.M.S,Rev. Macromol. Chem. Phys. Biomedical Applications of Kitin, Kitosan, and Their Derivatives, 40(1), 69–83

İlaçların kontrollü salımı, son derece önem taşımaktadır. Biyolojik açıdan uyum gösteren kitosan, çeşitli ilaç formülasyonlarında uygun bir matris olarak karşımıza çıkmaktadır. Çeşitli ilaçlar, kitosan matrisi içerisine (film, mikrokapsül, kaplanmış

tablet vb.) yerleştirilmektedir. Farklı şekillerde kitosan içerisine hapsedilmiş ilaçlar da bulunmaktadır. Kitosanın serbest amin grubu katyonik özellik kazandırması nedeniyle negatif yüklü ilaçlar, polimerler ve biyoaktif moleküllerle etkileşimini sağlamaktadır. Jel oluşturabilmesi, kopolimer gibi çok çeşitli formlarda bulunması ilaç salım sistemlerinde büyük avantaj sağlamaktadır. Midede tahrişi engelleyen antiasit ve antiülser aktivitelere sahip olması da ideal materyal haline getirmektedir. (Şahin ve Gürsoy 2005, Queen 2006)

Kitosanın fonksiyonel grupları, kalsiyum esaslı birçok materyal ile kompozit oluşturabilmesi sayesinde ortopedik ve periodontal uygulamalarda kullanım alanı bulmuştur. Bu şekilde oluşturulan polimer matris kalsiyum esaslı bileşik sistemlerinin, sert doku yerine kullanılabilirlikleri üzerine araştırmalar yapılmaktadır. Bu tip kompozitlerin avantajı, polimerin hidroksapatit ile kombinasyonunun matris emildikçe implantta kemiksi gelişim sağladığı gösterilmiştir. Kalsiyum-kitosan esaslı kompozitler, kemik protezlerinde kaplama yapılarak vücuda implante edilerek kemik hücrelerini güçlendirmektedir. Bu şekilde kalsiyum bileşiklerinin migrasyonu da polimer matrisine bağlanması nedeniyle engellenmektedir.

Diğer bir kullanım alanı ise direkt kemik veya sert doku ile yer değiştirmesi şeklindedir. Ayrıca, kemikte zamanla aşınma sonucu meydana gelen boşlukları doldurabilmektedir (Queen 2006).

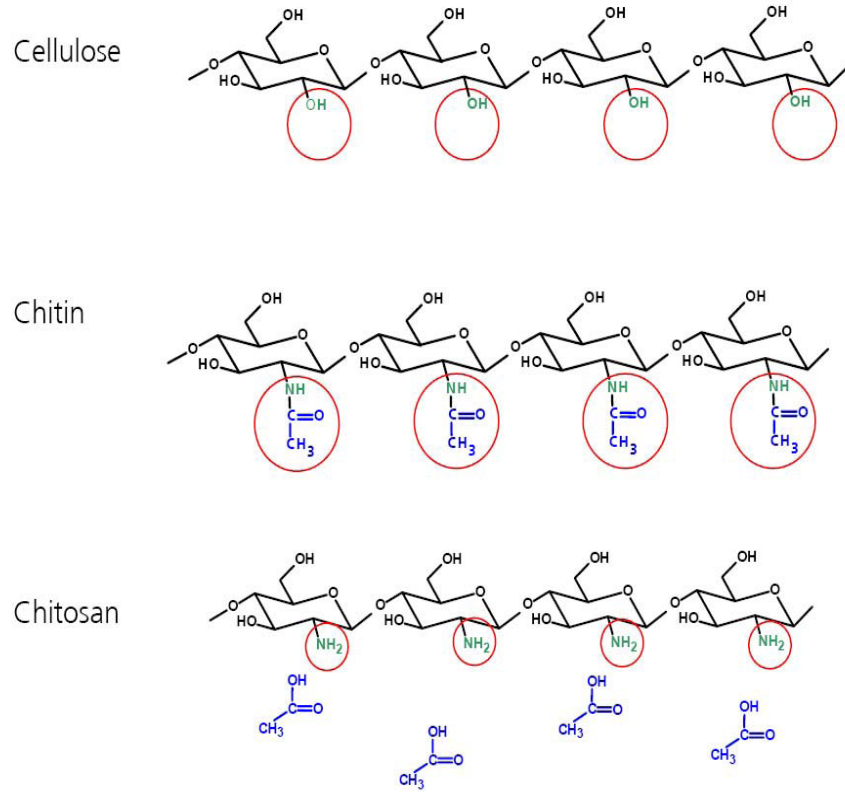
Kuo-Hwang ve ark. (1998) tarafından yapılan çalışmada, kitosan ve kitosan/alginat filmlerinin doku iskeleti olarak kullanım olanakları incelenmiştir. Kitosanın deasetilasyon derecesindeki artışla birlikte hücre tutunması ve çoğalması da artmıştır. Bu şekilde hücre çoğalması ve tutunması ile deasetilasyon derecesinin doğrudan ilişkili olduğu ortaya çıkmıştır. Diğer yandan, molekül ağırlığının önemli bir katkı sağlamadığı sonuçlardan açık bir şekilde görülmüştür. Kitosan/alginat filmlerde saf kitosana göre fibroplast tutunmasının belirgin şekilde artış meydana getirdiği ve burada esas rolü alginatın oynadığı belirtilmiştir. Alginat sayesinde kitosan filme tutunabilmiştir. Kitosanın polikatyonik yapısında iki  $-NH_3^+$  grubu hücrenin tutunmasına ek bir katkıda bulunmaktadır. Benzer şekilde kitosanın hidrofiliğe de olumlu etkisi olduğu, oluşan

kompleksin temas açısının düşmesiyle homojen bir dağılım gerçekleştiği görülmüştür. Ayrıca, hücre tutunmasına kolaylık sağladığı ve böylece doku iskelesi olarak kullanımının son derece uygun olabileceği ifade edilmiştir (Hwang ve ark. 1998) .

Özet olarak kitosan, yukarıda bahsedilen özelliklerinin yanı sıra biyoyumluluğu, antimikrobiyal aktivitesi, diğer materyallerle kompozit oluşturabilmesi, hücresel tutunmaya ve çoğalmaya olanak sağlaması gibi özellikleri sayesinde de kullanım alanı bulmuştur. Kitosan, kullanılacağı yere/dokuya göre mekanik özellikleri güçlendirilebilmektedir. (Queen 2006, Ilgaz ve ark. 2007)

### **1.6.3 Selüloz, kitin ve kitosan arasındaki benzerlikler:**

Yapısal olarak, kitin selülozun türevlenmiş haline benzer. Selülozun C2'deki hidroksil grubu yerine asetamid grubu gelmiştir. C3 – OH --- C5 moleküller arası ve 10 NH --- C = O ile C6 – OH --- O = C moleküller içi hidrojen bağları ile stabilite kazanmıştır. Kitinin alfa, beta ve gamma formları, kitin mikrofibrillerinin farklı yapılarıdır. Alfa yapısı, doğada en fazla bulunan formudur; anti paralel zincir yapısı vardır. Deniz kabuklularının kabuklarında, küflerde, mayalarda ve böceklerde bulunur. Beta formu, doğada daha az görülmekte olup, mürekkep balığının kollarında bulunur; paralel zincir yapısı vardır. Gamma formu, paralel ve anti paralel yapıların karışımı olarak böceklerin kozalarında görülür (Zhang ve Haga 2000).



**Şekil 1.6** Selüloz, kitin ve kitosan arasındaki benzerlikler

**KAYNAK:** Elibol M. 2008. Kabuklu Katı Deniz Ürünleri Artıklarından Kitin, Kitosan ve Türevlerinin Üretimi

Kitosan daha önce de belirtildiği gibi, toksik özelliği olmayan, yüksek molekül ağırlıklı ve yapısal olarak selüloza çok benzeyen biyobozunur bir polimerdir. Şekil 1.6'dan da görüldüğü gibi, selüloz ve kitosan arasındaki tek fark, C-2 pozisyonunda selülozda bulunan hidroksil (-OH) grubu yerine kitosanda amin (-NH<sub>2</sub>) grubunun yer almasıdır. Ancak, selülozun tersine, kitosan pozitif yüke sahiptir ve bu durum kitosana negatif yüklü yağlar, lipitler, kolesterol, metal iyonları, protein ve makromeleküllerle kimyasal olarak bağlanma yeteneği sağlar. Bundan dolayı da kitosan ve kitosan türevleri ticari olarak gittikçe önem kazanan bir polimer hale gelmektedir.

Kitin ve kitosan oligomerlerinin fonksiyonel özellikleri ve fizyolojik aktivitelerinin çoğu onların moleküler ağırlıklarına ve zincir uzunluklarına bağlıdır. Kitinaz ve kitosanaz enzimlerinin insan barsak sisteminde yokluğu nedeniyle, kitin ve kitosan

indirgenemez. Bu nedenle kitin ve kitosanın oligomerleri kitin ve kitosandan daha avantajlıdır. Ayrıca bu biopolimerler insan vücudunun metabolizma veya fizyolojik fonksiyonlarını etkilemektedir (Çaklı ve Kılınç 2004). Bu nedenle insan sağlığını ve performansını destekleyici iddialarda bulunan çok sayıda bilimsel çalışmanın artması da beklenmektedir. Bu anlamda daha kaliteli ürünlerin yaratılmasında, nasıl yapılacağına daha iyi anlaşılması ve etki mekanizmalarının belirlenmesi için ayrıntılı fizyolojik ve duyuşal çalışmalar gerekmektedir (Shahidi ve ark. 1999) .

Kitinaz aktivite düzeyi kitin ilave edilmiş rasyonlarla beslenen balıklarda gelişme hızı ile korelasyon taşımaktadır. Araştırmalarda kitinin balıkların sindirim bezlerinde mevcut yüksek kitinaz aktivitesi dolayısıyla balıklarda sindirildiği ve gelişme hızını artırdığı Danulat tarafından 1984 yılında bildirilmiştir. Bu nedenle kültür balıkçılığında kitin içeren besinler ilgi çekici bir potansiyel oluşturmaktadır (Karaibrahimoğlu 1992) .

#### **1.6.4 Kitosanın elde ediliş :**

Kitosan; yengeç ve karides gibi kabuklu deniz ürünlerinin dış iskeletlerinde, kelebeklerin kanatlarında, mantarların hücre duvarlarında vb bulunan doğal bir polisakkarit olan kitin'den kısmi deasetilasyon yoluyla elde edilen, reaktif fonksiyonel amino gruplarına sahip; kimyasal yapı olarak selüloza benzeyen ve doğada selülozdan sonra en sık rastlanan biyopolimerdir. (Shepherd ve ark. 1997, Terbojovich ve Muzzarelli 2000)

Kitin ve kitosanın ticari açıdan ilgi görmesinin başlıca sebebi yüksek azot oranıdır (%6, 98), bu oran kitini yararlı bir şelatlama (metal tutma) ajanı yapmaktadır (Majeti ve Kumar 2000). Kitosan üretiminde kullanılacak su ürünlerinin kabukları öncelikle kum ve diğer yabancı maddelerinden iyice yıkanmak suretiyle arındırılır. Daha sonra kabuk üzerinde kalmış doku kalıntıları için uzaklaştırılması için deproteinizasyon işlemi uygulanır. Bu amaçla kabuklar % 3 NaOH ile 30 dakika kadar kaynatılır; süre sonunda soğutulur ve hiçbir alkali kalıntısı kalmayacak şekilde su ile iyice durulanır. Bir sonraki işlem demineralizasyon olup kabukların 30 dakika süreyle % 3 HCl ile muamele edilmesinden ibarettir. Bu işlemi takiben kabuklar iyice

yıkanır ve ardından su oranı % 6'ın altına düşecek şekilde preslenir. Bu şekilde kitin elde edilmiş olur. Kitin, asıl işlem olan deasetilasyon amacıyla kostik soda içinde 90–95 C' de 1,5 saat kadar ısıtılır; süzdürülür ve sonradan alkali kalmayacak şekilde iyice yıkanır. Fazla su preslenerek uzaklaştırılır. Bu aşamada kitosanın yaş formu elde edilmiş olur. Yaş kitosan nem oranı % 5'in altında olacak şekilde güneşte kurutulur veya bir kurutucu içinde bekletilir. İnce tabakalar halinde elde edilen kitosan toz haline getirilir ve paketlenir. Kuru ortamda 3 ay kadar saklanır. 1000 gram kuru kabuktan yaklaşık 140 gram kitin (% 14), 100 gram kitosan (% 10) elde edilebilmektedir. Ticari olarak pazarlanan kitosanların asetilasyon derecesi % 70' in üzerinde olup molekül ağırlıkları 100 000 ile 1.2 million Da arasında değişmektedir. (Terbojevich ve Muzzarelli 2000, Roller 2003)

Bir polisakkarit olan kitin kimyasal olarak 2-asetamido-2-deoksi--D-glukoz (N-asetil glukozamin)'dan oluşmaktadır. Kitinin düşük derecede deasetilasyonu yoluyla elde edilen kitosan ise(1→4)-2-amino-2-deoksi-D-glukoz (glukozamin)olarak bilinmektedir. Kitosan, 3 çeşit reaktif fonksiyonel gruba sahiptir. C-2, C-3 ve C-6 pozisyonlarında birinci ve ikinci hidroksil gruplarında birer amino grubu bulunmaktadır. Beyaz renkte, kokusuz ve tatsız, yarı şeffaf partikül veya toz halinde bir madde olan kitosan sindirim enzimlerine dayanıklıdır. Buna karşın bazı bakteriler tarafından parçalanır. Suda çözünmez. Sadece asidik çözücülerde (<6.0 pH)çözünür, çözündürmek için asetik, formik, laktik gibi organik asitler kullanılır. İnorganik asitlerde çözünme sınırlıdır. (% 1 hidroklorik asitte çözünür; sülfirik asitte ve fosforik asitte çözünmez). Kitosan solüsyonlarının pH 7.0 ve üzerinde stabilitesi bozulur. Aynı şekilde oda sıcaklığında uzun süre muhafaza kitosan solüsyonlarının stabilitesini olumsuz etkilemektedir. (No ve ark. 2006)

### **1.6.5 Kitosanın antimikrobiyal aktivitesi**

Kitosan kendine özgü polikasyonik özelliğinden dolayı, antimikrobiyal aktivitesi için aktif madde olarak kullanılmaktadır. Yapılan birçok çalışma kitosanın bakterilerin büyümesini engellediğini göstermektedir. Kitosanın antimikrobiyal aktivitesi, kullanılan

kitosanın molekül ağırlığına, konsantrasyonuna ve ayrıca bakteri çeşidine bağlıdır (Jeon ve ark. 2001, No ve ark. 2002, Zheng ve Zhu 2003).

Yapılan bir çalışmada kitosanın *E.coli* ve *Bacillus sp.* ye karşı anti bakteriyel etkisi viskozitenin 1000 cp'dan 10 cp'a düşürülmesiyle artmıştır (Cho ve ark. 1998). Kitosanın ve kitosan oligomerlerinin antimikrobiyal aktivitesi üzerine yapılan en son çalışmalar, kitosanın bakteriler üzerinde oligomerlerine göre daha etkili olduğunu göstermiştir (No ve ark. 2002). Ayrıca aynı çalışmada, %0.1 kitosanın gram-pozitif bakteriler (*Listeria monocytogenes*, *Bacillus megaterium*, *B. cereus*, *Staphylococcus aureus*, *Lactobacillus plantarum*, *L. brevis*, and *L. Bulgaris*) üzerinde gram-negatiflere göre (*E.coli*, 18 *Pseudomonas fluorescens*, *Salmonella typhimurium*, and *Vibrioparahaemolyticus* ) daha etkili olduğu ortaya konmuştur. Kitosanın %1 asetik asitle hazırlanmış kitosanın minimum inhibitör konsantrasyonu (MIC), kitosanın molekül ağırlığına ve bakterinin cinsine bağlı olarak % 0.005-0.1 arasındadır. Zheng ve Zhu (2003)'ya göre, antimikrobiyal etki, kitosan konsantrasyonu arttıkça daha da kuvvetlenmektedir. Kitosanın gösterdiği antimikrobiyal aktivitenin mekanizması tam olarak ortaya konmamakla beraber, bazı hipotezler ortaya atılmıştır. Örneğin bunlardan biri, glukozamin monomerinde bulunan amin grubu üzerindeki pozitif yük, pH<6.3 değerlerinde, negatif yüklü mikrobiyal hücre zarıyla etkileştiği ve böylece hücre içi bileşenlerin dışarıya sızdığı şeklindedir (Helander ve ark. 2001) Literatürdeki bir diğer mekanizma ise, hücre yüzeyinde kitosan zarı oluşumuyla, nutrientlerin hücre içine girmelerinin engellenmesi şeklindedir (Zheng ve Zhu 2003).

Gıda maddelerinin muhafazası ve raf ömrünün artırılmasında da bir alternatif olarak kitosandan yararlanılabileceği çeşitli kaynaklarda yer almıştır. Burada en önemli etki kitosanın antimikrobiyal aktivite göstermesinden ileri gelmektedir. Bu etkinin mekanizması tam olarak bilinmemekle birlikte pozitif yüklü kitosan moleküllerinin negatif yüklü hücre membranına bağlanarak fonksiyonunu bozması; intrasellüler içeriğin dışarı sızmasını teşvik etmesi ve aynı zamanda besin elementlerinin hücreye transportunun inhibe edilmesi; şelat yapıcı bir ajan olarak rol oynayarak iz elementlere bağlanması ve bu suretle mikrobiyel gelişme ile toksin üretiminin inhibe edilmesi; suyu bağlayarak enzimleri inhibe etmesi; DNA ile bağlanması ve mRNA sentezini



engelleyerek üremenin durdurulması gibi çeşitli teoriler ileri sürülmüştür (Sudharshan ve ark. 1992, Shahidi ve ark. 1999, Lee ve ark. 1999, Roller 2003). Muzzarelli ve ark. (1990) kitosana (N-Carboxybutyl) maruz bırakılan mikroorganizmalarda belirgin morfolojik değişimlerin gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Helander ve ark. (2001) da elektron mikroskobu ile yaptığı incelemede kitosam hücrenin dış membranını ağ gibi sardığını ve hücrenin dış yüzeyinde hasarlar oluşturduğunu gözlemlemiştir. Kitosanın antimikrobiyal etkinliği molekül ağırlığı, asetilasyon derecesi, sıcaklık, pH gibi faktörlerden az veya çok etkilenmektedir. (Muzzarelli ve ark. 1990, Sudharshan ve ark. 1992, Wang 1992, Helander ve ark. 2001, Roller 2003, Gerasimenko ve ark. 2004)

Antimikrobiyal lif üretiminde en çok kullanılan maddeler: triklosan, Kitosan ve başta gümüş olmak üzere çeşitli metal iyonlarıdır. Kitosan doğal bir polimer olan Kitinden elde edilmekte olup, oldukça iyi antimikrobiyal performans göstermekte ve doğal bir madde olarak antimikrobiyal liflerin yapısında giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Kitin doğada selülozun ardından en yaygın olarak bulunan ikinci polimerdir (Tarakçıoğlu ve ark. 2006).

#### **1.6.5.1 Kitosan içeren antimikrobiyal lifler**

Kitosan antibakteriyel bitim işlemi maddesi olarak kullanılabilirdiği gibi, doğrudan Kitosan lifleri olarak da antibakteriyel etki sağlayabilmektedir (Seventekin ve ark. 1999). Örneğin, Crabyon lifleri, Chitopoly lifleri, yapılarında Kitosan içeren antibakteriyel liflerdir. Crabyon lifi, viskoz yöntemine göre viskon lifi eldesinde lif çekim çözeltisine Kitosan ilave edilmesi ile elde edilmektedir. Kitosan Crabyon liflerinin bir parçası olduğu için, antibakteriyel etkisi yıkama ve sürtünmeye karşı değişmeden uzun süre kalmaktadır. Kitosan isteğe bağlı olarak %1- 99 oranlarında kullanılabilir. Crabyon lifleri cildi kuru tutma özelliğinin yanı sıra, kadife hissi verme ve cilt tahrişi yaratmama gibi özelliklere de sahiptir. Crabyon lifleri biyolojik olarak tamamen parçalanabilmektedirler, bu nedenle çevreye ek bir yük getirmemektedir. (<http://www.crabyon.it>, <http://www.swicofil.com> )

— **Chitopoly lifleri:** Chitopoly lifleri, polinozik rejenere selüloz liflerinin üretimi esnasında lif çekim çözeltilisine Kitosan ilavesi yapılarak elde edilmektedir. Bu nedenle antibakteriyel özellik göstermekte ve tamamen doğal olan liflerin, herhangi bir kimyasal veya başka bir yabancı madde içermediklerinden alerjik etkisi bulunmamaktadır. Chitopoly lifleri özellikle bebek kıyafetleri için uygundur. Şekil 5’de Chitopoly lifleri görülmektedir. Yapısında bulunan Kitosan, terleme sonucu kumaş üzerinde bakteri oluşumunu ve gelişimini önlemekte ve koku oluşumunu bertaraf etmektedir. Kitosan life direkt olarak ilave edildiğinden, antibakteriyel etkisi uzun sürelidir ve 30 yıkama sonrasında bile antibakteriyel etkinliğinde herhangi bir azalma gözlenmediği belirtilmektedir. (<http://www.fujibo.co.jp>)

### **1.6.6 Kitosanın özelliklerine etki eden parametreler**

Kitosanın özelliklerine etki eden parametreler; deasetilasyon derecesi, molekül ağırlığı, viskozite, çözünürlük ve renk şeklinde sıralanabilmektedir. (Demir ve Seventekin 2009)

#### **1.6.6.1 Deasetilasyon derecesi**

Kitin ve kitosan arasındaki temel farklılık, yapılarındaki asetil içeriğinden kaynaklanmaktadır. “Deasetilasyon Derecesi (DD)” kitinin yapısında bulunan aminoasetil gruplarından asetil grubunun uzaklaştırılma derecesidir. Böylece geride sadece amin grubu kalmaktadır. Kitosanın deasetilasyon derecesinin, basta çözünme özelliği olmak üzere birçok parametre üzerinde büyük etkisi bulunmaktadır.

Kitinin belli derecede deasetillenmesi (% 60 ve üzeri) sonucunda “kitosan” elde edilmektedir (Knaul ve ark. 1999, Vilchez ve ark. 2005). Deasetilasyon derecesi, deniz kabuklularının cinsine ve üretim yöntemine göre % 56–99 arasında değişebilmektedir. Kitosanın kitine göre iki büyük avantajı bulunmaktadır. Bunlardan birincisi kitini çözmek için lityum klorür ve dimetilasetamid gibi toksik özellikte olabilen çözümler kullanılmasına karşın kitosanın seyreltik asetik asit içinde kolayca çözünebilmesidir. İkinci avantajı ise birçok kimyasal reaksiyon için aktif kısım olan serbest amin

gruplarına sahip olmasıdır. Deasetilasyon derecesinin belirlenmesi için ninhidrin testi, lineer potansiyometrik titrasyon, yakın-infrared spektroskopi gibi çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında en çok kullanılanı IR spektroskopisi olmasına karşın, IR spektroskopisi sonunda farklı baselinelerin ortaya çıkması nedeniyle yöntemler hakkında halen çeşitli tartışmalar söz konusudur.

#### **1.6.6.2 Molekül ağırlığı**

Kitosanın doğal ve sentetik polimerlere uygulamasında önemli olan diğer bir parametre de molekül ağırlığıdır. Kitin ve kitosanın molekül ağırlığı, elde edildiği kaynağa ve özellikle deasetilasyon koşullarına (sıcaklık, zaman ve NaOH konsantrasyonu) bağlı olarak değişmektedir. Ortamda bulunan çözünmüş oksijen, kitosanın parçalanmasına neden olmakta ve molekül ağırlığını düşürmektedir. Diğer yandan, çok yüksek sıcaklıklar da kitosanın molekül ağırlığına olumsuz etki etmektedir. Örneğin 280°C ve üzerindeki sıcaklıklarda kitosan parçalanmaya başlamakta, polimer zinciri kopmakta ve böylece molekül ağırlığı düşmektedir.

Molekül ağırlığının belirlenmesinde jel permetasyon kromatografisi, ışık saçılma spektroskopisi ve viskozimetrik yöntemler gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. (Agboh ve Qin 1997)

#### **1.6.6.3 Viskozite**

Sıcaklık, viskozite, deasetilasyon ve pH derecesi gibi parametreler kitosanın özelliklerine etki etmektedir. Viskozite, demineralizasyon süresinin artması ile düşmektedir. Yaklaşık 4°C de depolanan kitosan çözeltisinin viskozite açısından en iyi stabiliteyi gösterdiği görülmüştür.

#### **1.6.6.4 Çözünürlük**

Kitin, çok miktardaki molekül içi ve moleküller arası hidrojen bağları ile yarı kristalin yapıda bir polimerdir. Bu nedenle seyreltik asitlerde ve birçok organik

çözgeninde çözünmemektedir. Kitosan, katyonik yapısı sayesinde pH<6 ortamında bazı çözeltilerde kolayca çözünebilmektedir (Demir ve Seventekin 2009). Diğer yandan, inorganik asitler içerisinde kitosanın çözünürlüğü oldukça düşüktür. Kitosanın çözünmesi amacıyla genellikle asetik asit, formik asit ve laktik asit gibi organik asitler kullanılmaktadır. Bunlar arasında en çok kullanılan çözgen asetik asittir. Kitosanın çözünürlüğünü etkileyen sıcaklık, çözgen konsantrasyonu ve partikül büyüklüğü gibi birçok parametre bulunmaktadır. Yapılan araştırmalar iyi bir çözünürlük için kitosanın en az % 75-80 deasetilasyon derecesine sahip olması gerektiğini göstermiştir. Asidik ortamda NH<sub>2</sub> grubu -NH<sub>3</sub><sup>+</sup> şeklinde bulunmakta ve ortamdaki anyonik gruplarla elektrostatik olarak etkileşime girmektedir. Protonlaşmış durumda katyonik polielektrolit davranışı göstermekte, viskoz çözeltiler oluşturmakta ve zıt yüklü molekül ve yüzeylerle etkileşime girebilmektedir. Kitosanın çözünürlüğü, kimyasal modifikasyonları, film veya lif oluşumu gibi kullanımları açısından da oldukça önemli bir parametredir. Tablo 1.10'da kitosanın çeşitli organik asitler içinde çözünebilirlik durumu gösterilmiştir.

**Çizelge 1.10** Kitosanın çeşitli organik asitler içinde çözünebilirlik durumu.

Asitler	Kitosan Konsantrasyonu					
	%1	%5	%10	%50	> %50	
Asetik	+	+	+			
Sitrik	-	+	+			
Formik	+	+	+	+	+	
Laktik	+	+	+			
Malik	+	+	+			
Malonik	+	+	+			
Tartarik	-	-	+			

(+) : Çözünebilir, (-) : Çözünemez

**KAYNAK:** Demir A, N.Seventekin. 2009. Kitin, Kitosan ve Genel Kullanım Alanları. Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi Cilt: 3, No: 2, 2009 (92-103)

#### 1.6.6.5 Su tutma kapasitesi (STK) ve yağ tutma kapasitesi (YTK)

Kitosanın su tutma kapasitesinin selüloz ve hatta kitinden çok daha yüksek olduğu belirtilmektedir (Knorr 1982). Kitosan için STK değerleri 580-1150% arasında değişmekte olup, ortalama % 700 civarında olduğu bilinmektedir. Kitin izolasyonu esnasında demineralizasyon ve deproteinizasyon işlemlerinin sırası bile kitosanın STK

ve YTK değerlerini etkilemektedir. Kitosanın yağ tutma kapasitesi (YTK) değerleri %170 ile %315 arasında değiştiği rapor edilmiştir (Ertoy 1996).

#### **1.6.6.6 Film oluşumu**

Kitosanın film oluşturma özelliği, özellikle gıda maddelerinin patojenlere karşı korunmasında kitosana oldukęa önemli bir özellik katar. Meyvelerin saklanmasında potansiyel bir kaplama ajanı olduğu düşünölmektedir. Petrokimyasal orjinli plastiklerin çevreye verdiği zararlarla birlikte düşünöldüğünde, kitosanın biyobozunur olması kitosana oldukęa avantaj sağlar; bu yüzden de gıda endüstrisinde de rahatlıkla kullanılabilir. N,O-karboksimetil kitosan, oksijen ve karbondioksit gibi gazları seçici olarak geçiren güçlü bir film oluşturabilir. Örneğin, bu maddeyle kaplanmış elmalar 6 aya kadar tazeliğini koruyabilir. Kitosan kaplı muzların olgunlaşması benzer şekilde 30 güne kadar geciktirilebilir.

#### **1.6.7 Ekonomik yaklaşım**

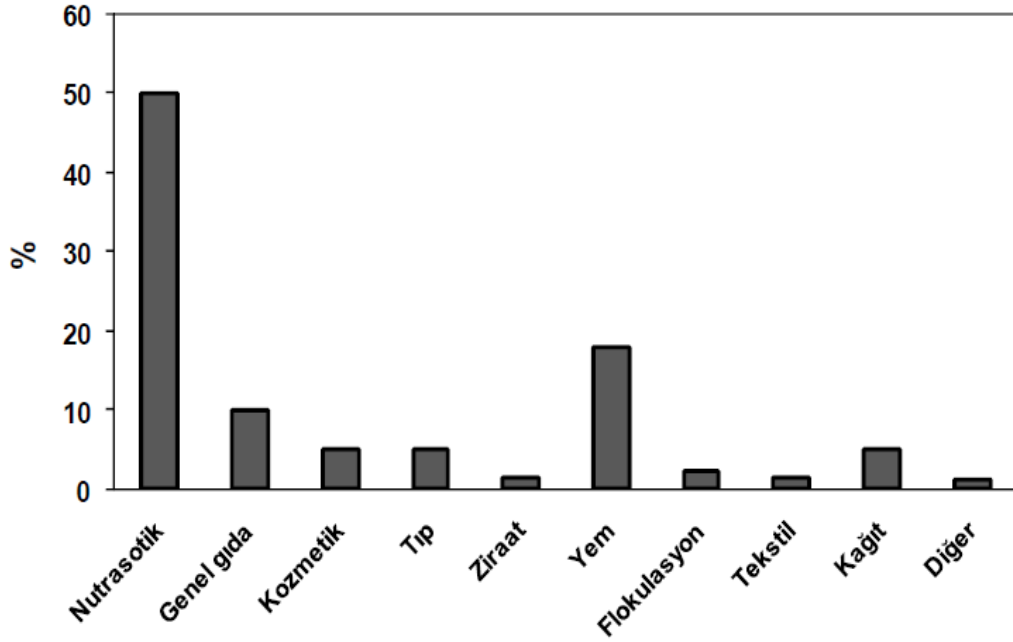
Kitin ve kitosan üretimi özellikle Oregon, Washington, Virginia gibi A.B.D eyaletleri ve Japonya'daki konserve fabrikalarının, yengeç ve karides kabukları atıklarına dayanır. Norveç, Meksika ve şili gibi birçok öлке yüksek miktarlarda kullanılmayan deniz kabuklusu atığına sahiptir. Gıda endüstrisi atığı olarak deniz kabuklusundan kitosan üretimi, özellikle karetonoid kazanımını da kapsıyorsa, ekonomik olarak kazançlı bir proses olur. Kabuklar, önemli ölçüde astaksantin içerir. Karetonoidler, yapay olarak sentezlenemeyip, özellikle somon üretiminde gıda katkı maddesi olarak kullanılmaktadır.

Karides kabuğundan, 1 kg % 70 deasetillenmiş kitosan üretebilmek için; 6,3 kg HCl ve 1,8 kg NaOH ile azot takviyesi; bunun yanı sıra ortam için 0,5 ton su ve soğutma içinde 0,9 ton su gerekmektedir. Üretim maliyetini belirlemenin önemli noktalarından biri de taşımadır. Hindistan, Balıkçılık Teknolojisi Enstitüsünün kitin ve kitosan ile ilgili yaptığı araştırmaya göre; kuru karides %23 kitin içermektedir. Aynı araştırmaya göre, Hindistan bölgesindeki ortalama kitinsel katı atık miktarı 60000 ile 80000 ton

arasında değişmektedir. Kitin ve kitosan ticari olarak, Hindistan, Japonya, Polonya, Norveç ve Avustralya'da yapılmaktadır. Sigma-Aldrich'in fiyat listesine göre (düşük miktarlardaki) kitosanın dünya piyasasındaki bedeli 7,5\$/10g olarak verilmiştir (Li-Qunwu ve ark. 2002, Aberg ve ark. 2004, Beaney ve ark. 2005) . Ancak medikal kalitedeki kitosanın bedeli çok daha yüksek olabilmektedir (25.000 \$/kg) (Roberts 2007).

### **1.6.8 Kullanım alanları**

Kitin, kitosan ve türevleri olarak medikal ve gıda alanları başta olmak üzere çeşitli alanlarda kullanım yeri bulmuştur. (şekil 1.7) Özellikle medikal alanda son zamanlarda kitosan temelli yara iyileştirme elbiseleri üstüne çalışmalar artmaktadır. Kitin ve kitosan türevlerinin elde edilmesinin kolay bir işlem olmasından dolayı çok farklı kompozisyonlardaki kitin ve kitosan ilaç taşınım sistemlerinde ve kontrollü ilaç salınımlarında kullanım yeri bulmuştur. Kitosan tabletleri ve/veya fiberleri diyet ürünü olarak kullanılabilen ve yağların vücutta metabolize olmadan dışarı atılmasını sağlamasıyla zayıflama ürünü olarak kullanılmaktadır. Bu özelliği ile aynı zamanda kolesterol seviyesini de düşürdüğü görülmüştür (No 1996, Kumar 2000, Li-Qunwu 2002, Rinaudo 2006 ) Kitin, kitosan ve türevlerinin bakteri, maya ve küflere karşı antimikrobiyal aktivitesi mevcuttur. Kitosan pH 6.0'dan daha düşük pH'larda çözünür şelatlaştırma aracı olma özelliği ile kitine göre daha iyi bir antimikrobiyal ajandır. (Shahidi ve Abuzaytoun 2005).



**Şekil 1.7.** Kitosanın sektörel bazda kullanım profili

**KAYNAK:** Elibol, M. 2008. Kabuklu Katı Deniz Ürünleri Artıklarından Kitin, Kitosan ve Türevlerinin Üretimi

Kitin ve bunun türevleri olan kitosan, glukozamin ve N-asetil glukozamin; yapay deri ve yara iyileştirme elbiseleri, ilaç taşıyım sistemleri, kozmetik, beslenme ve diyet ürünleri, enzim immobilizasyonu, ağır metal giderimi, tekstil boyalarının giderimi, kağıt üretimi, agronomik uygulamalar, oftalmoloji, fotoğrafçılık gibi çeşitli alanlarda kullanım yeri bulmuştur (Shahidi ve Abuzaytoun 2005).

### 1.7 Yara İyileşmesinin Fizyopatolojisi

Cilt ve/veya mukozayı oluşturan yapıların farklı nedenlerle bütünlüğünün bozulması ya da kaybı ile var olan fizyolojik özelliklerinin geçici veya tamamen kaybolmasına **yara** adı verilir. Yaranın iyileşmesi, yaralı dokunun yapı ve fonksiyonunun düzeltilmesidir. İyileşme süreci yaralanma anından itibaren başlar günler, aylar ve hatta yıllarca sürebilir (Arnold ve ark. 1990, Marks ve ark. 1993). Yaralanma, hücresel iyileşme ile sonuçlanan bir dizi organize ve kompleks biyokimyasal ve sellüler olayı tetikler. Yara iyileşmesi birbiriyle bağlantılı üç farklı faza ayrılır. (şekil 1.1)

a- Hemostaz ve İnflamasyon

b- Proliferasyon

c- Olgunlaşma ve yeniden yapılanma

Bu safhalardan birindeki gecikme veya olumsuzluk,yaranın kapanmaması veya iyileşmenin uzaması ile sonuçlanır. (Witt ve Barbul 1997)

### 1.7.1 Hemostaz ve inflamatuvar faz

Bu faz kendi içinde trombosit, granülosit ve makrofajların hakim olduğu dönemlere ayrılabilir.Yaralanmadan hemen sonra başlar, bu süreçte hemostaz oluşur ve enflamatuvar materyaller birikir. (Akut 2003)

İlk olarak yaralanan damarlardan kanama ile hemostatik süreç başlar ve pıhtı ile kanama durdurulur. Travmada yaralanan damarlardan çıkan trombositlerin endotel altı kollejen ile teması sonucu trombositlerin kümeleşmesi başlar ve pıhtılaşma mekanizması harekete geçer. Trombositlerin kollejenle teması ve önceden ortamda bulunan trombin ve fibrinonektin, trombosit alfa granüllerinden sitokin ve büyüme faktörleri salgılanmasına neden olur. (Kalaycı 2002)

Akut inflamasyon hızla başlar, 24 saat içinde insizyon kenarları nötrofiller ve monositlerce infiltre edilir ve eksuda sıvısı ile ödemlenir. Ölü hücrelerden açığa çıkan otolitik enzimler, nötrofillerin proteolitik enzimleri, monosit ve doku makrofajlarının fagositik aktiviteleri nekrotik doku, debris ve kırmızı kan kürelerini ortadan kaldırmaya başlar. Hemoglobinin, hemosiderin ve hematidine dönüşür. Primer iyileşmede epidermis önemli rol oynar. Her iki yara kenarındaki epidermis saatler içinde kalınlaşır, kesi yerleri boyunca insizyon aralığının derinliğine doğru ilerler ve 24-48 saat içinde yüzey krutunun altında orta hatta birleşerek devamlı ancak ince bir tabaka oluşturur. Epidermis invazyonunda göç eden hücreler bölünmezler, mitotik aktivite yara kenarındaki bazal tabaka hücrelerine sınırlıdır.

Üçüncü güne kadar nötrofillerin yerini büyük oranda makrofajlar almıştır. Granülasyon dokusu insizyon bölgesini giderek doldurur. Fibroblastlar ve kapiller tomurcuklanma görülmeye başlar. Kollajen lifleri üretilir. Ancak ilk lifler vertikaldir, bu



nedenle yara kenarlarını birbirine bağlamaz. Epitelyal hücre proliferasyonu devam eder, yüzeydeki epidermal tabaka kalınlaşır. (Ertoy 1996)

İnflamasyon fazında yaralanma bölgesine ilk gelen hücreler nötrofillerdir. İnflamasyonun neden olduğu artmış damar geçirgenliği, kompleman faktörler, IL-1, TNF-a TNF-P, PF-4 gibi kemotaktik maddeler nötrofil kemotaksisini uyarır. Travmayı takiben 6 saat sonra yarada görülürler, ilk üç gün boyunca hakim olan hücrelerdir. Nötrofiller nonspesifik savunma sisteminin elemanı olarak, yara yüzeyindeki ana görevi yabancı cisim ve bakterilerin fagositozu ve proteaz salınımıyla da travmadan zarar gören hücre kalıntılarının yara bölgesinden temizlenmesidir. Nötrofiller görevlerini yaptıktan sonra makrofajlar tarafından fagosite edilirler. Maksimum sayıya 1-2. günlerde ulaşırlar ve yara temizlendikten sonra 2-3. günlerde sayıları azalır. (Akut 2003, Kalaycı 2006)

Makrofajlar sistemik dolaşımdaki monositlerden veya mevcut dokudaki mononükleer hücrelerden kaynaklanan fagositoz yapan hücrelerdir. Yaralanmanın 2-3. gününde yara yüzeyinde makrofaj hakimiyeti başlar. Makrofajlar, sadece fagositoz yapmakla kalmaz aynı zamanda çeşitli sitokin, büyüme faktörleri ve nitrik oksit sentezlerini gerçekleştirirler. Nitrik oksit sentezi hipoksik koşullarda artar. Endotelyal hücreler; fibroblast, monosit ve lenfositlerde nitrik oksit sentezini hızlandırır. Nitrik oksit sentezinin engellenmesi yara iyileşmesini geciktirir. Aktive olan makrofajlar lenfositleri aktive eder, lenfositler de interferon (IFN), TNK-a, interlökin-1 (IL-1) gibi lenfokinleri salgılar. İnflamatuvar faz boyunca yara, gerilme gücüne dayanıklı değildir. (Akut 2003, Kalaycı 2006)

### **1.7.2 Proliferatif faz**

Çoğalma, artma (özellikle hücreler için kullanılır.)Beşinci günde insizyon alanı granülasyon dokusu ile tamamen dolmuştur. Neovaskülarizasyon maksimumdur. Kollajen lifleri artar ve yatay düzlemde yer alarak kesi yerlerini birbirine bağlar. Epidermis normal kalınlığa ve matürasyona ulaşır ve yüzey keratinizasyonu görülür.

İlk 2 hafta içinde sürekli bir kollajen akümülyasyonu ve fibroblast proliferasyonu vardır. Bu süre sonunda lökositik infiltrasyon, ödem ve artmış vaskülarite büyük oranda kaybolmuştur. Lezyonun rengi solmaya başlar. Birinci ayın sonunda inflamatuvar hücrelerden yoksun sellüler konnektif dokudan oluşan ve intakt epyidermisle çevrili skar dokusu yarayı tümüyle doldurmuştur. İnsizyon hattı üzerindeki harap olan deri eklerinde rejenerasyon gerçekleşmez. Yara gerilme gücündeki artım ilk 6 ay boyunca devam eder ve orijinal gücün %80 ine ulaşır (Ertoy 1996). Bu fazda; fibroblastlar, epitel ve endotel hücreleri etkindir. Yara gerilme gücünde belirgin bir artış meydana gelir. Fibroblastların görevi proteoglikan ve kollajen sentezlemektir. Fibroblastlar yara bölgesine çevre dokulardan gelir, endotelyal hücreler ise yara kenarındaki sağlam venüllerden veya anjiogenez sonucu oluşan yeni kapillerlerden ortaya çıkar. Fibroblast ve endotelyel hücrelerin proliferasyonundan, trombosit ve aktive makrofajlardan kaynaklanan sitokinler ve büyüme faktörleri sorumludur. (Akut 2003, Kalaycı 2006)

PDGF ve EGF fibroblastların proliferasyonundan sorumlu başlıca büyüme faktörleridir. Doku kaybı olan yaralarda sıvı kaybını engellemede ve enfeksiyon oluşumuna karşı koymada epitelial hücre artışı önemlidir. Yaralanmadan birkaç gün sonra yara kenarındaki veya sağlam bölgedeki epitel, yara içine doğru proliferer olur. Yeni kapillerlerin oluşumu ile yara bölgesi pembe veya kırmızı-mor renkte görülür. Kapiller vaskülarizasyon, fibroblastların yara matrisinde kalıcı destek doku oluşturmasını yardımcı olur. Kalıcı yara matrisindeki temel yapı molekülü kollajendir. Kollajen cilt, kemik ve tüm canlı dokuların başlıca yapı proteini'dir. Kollajen molekülü hidroksiprolin ve hidroksilizin hidrosilasyonundan meydana gelir. Bu amino asitlerin hidrosilasyonu ve kollajen arası bağların sağlamlaştırılması için C vitamini gereklidir. Kollajen fibrilleri arasındaki moleküller içi ve arası bağlar, yaranın gerilim kuvvetine ve sağlamlığına etki eder. Vücutta sentez edildiği bilinen 19 tip kollajen olmasına karşın yarada en yüksek oranda tip I kollajen bulunur. Skor dokusunda da en çok tip I daha az oranda tip IV kollajen bulunur (Akut 2003, Kalaycı 2006).

### 1.7.3 Olgunlaşma ve yeniden yapılanma fazı :Maturasyon

Proliferasyon ve neovaskülarizasyonun sona ermesiyle yeniden yapılanma fazı başlar. Yara iyileşmesinde inflamatuvar ve proliferatif fazların iç içe oluşup geliştiği gibi yeniden yapılanma ve proliferasyon fazında da birçok olay iç içe oluşur. Proliferatif fazdan yeniden yapılanma fazına geçiş kollajenin dengeye ulaştığı süreç olarak tanımlanır. Bu faz sırasında yoğun hücresel ve yüksek vaskülaritesi olan daha az hücre ve damardan oluşan skar dokusu ile replase olur. Fibroblast ve makrofajlar kaybolur. Kollajen birikimi yaralanmadan 2-3 hafta sonra en yüksek değere ulaşır. Yeniden yapılanma döneminde kollajen sentezi ve yıkımı devam eder, ama kollajen miktarı değişmez. Kollajen sentezi ile birlikte kollajen yıkımı yara matrisinin maturasyonu süresince devam eder. Kapillerlerin yoğunluğu ve fibroblastların sayısı azalır. Pembe mor görünümlü yaranın rengi soluklaşır. Gerilme kuvveti kollajen fibrillerinin yerini daha fazla moleküller arası bantlar içeren organize fibrillerin alması ile yavaş yavaş artar. Gerilme kuvveti ile kollajen fibrillerinin kalınlığı arasında doğru orantı vardır fakat epiderm hiçbir zaman eski şeklini alamaz. Skar dokusu gerilme kuvveti yaralanmadan bir haftadan sonra yaralanmamış cildin %3'üne, 3 hafta sonra %20'sine, 3 ay sonra ise %80'ine ulaşır ve daha fazla artmaz. (Akut 2003, Kalaycı 2006)

Yara iyileşmesinde bütün bu safhaların sonunda yaralarda morfolojik olarak üç ana özellik olan yara kontraksiyonu, epitelizasyon ve bağ dokusu birikimi sağlanarak yara iyileşmesi tamamlanmış olur. Yaralanmayla dokuda meydana gelen doku hasarının durumuna bağlı olarak iyileşme mekanizmasında değişiklik olmaksızın bu üç olayın karakterlerinde bir tanesi ön plana geçebilir.

## 1.8 Yara İyileşmesinin Histopatolojisi

### 1.8.1 Primer iyileşme

Temiz bir insizyon olduğunda ve yara ağzları dikişle yan yana getirildiğinde görülen iyileşme yara iyileşmesinin en az komplike örneğidir ve primer iyileşme olarak adlandırılır. İnsizyon sınırlı sayıda epitel ve bağ dokusu hücresi yıkımına

sebepler olur, insizyon alanı dardır, hemen fibrin ve kan hücreleri içeren pıhtı ile dolar (Ertoyl 1996).

### **1.8.2 Sütür reaksiyonu iyileşmesi**

Sütür materyali uzamış ve kompleks bir reaksiyona sebep olmaktadır. İlk 3 gün içinde epidermis ve deri eklerinin epiteli yabancı cisim (sütür) varlığına reaksiyon göstererek sütür boyunca ilerleyen 2-3 cm kalınlığında inkomplet bir epitel tüpü oluşturur. Epitelyal tüp ile sütür arasında fibrin, nötrofil ve eritrositler vardır. Bir ya da iki gün içinde mononükleer hücreler dermisteki tüpü çevreler. Tüpün oluşmadığı alt kısımlarda sütür lökositler, nükleer debris, yabancı cisim dev hücreleri ve makrofaj içeren granülasyon dokusu ve genç kollajen ile çevrelenir.

Sütürlerin yaklaşık onuncu günde alınmasıyla, epitelyal tüp sütür traktı boyunca dermis içinde izole olarak kalır ve güçlü bir yabancı cisim reaksiyonu uyandırır. Bir sonraki hafta içinde ise tamamen absorbe edilir. Sütürün yüzeyde epidermiste bıraktığı defekt rejenerasyonla iyileşir. (Ertoyl 1996)

### **1.8.3 Sekonder iyileşme**

Infarkt, inflamatuvar ülserasyon, abse oluşumu ve geniş doku defektleri olan yüzey yaralanmalarında olduğu gibi aşırı miktarda hücre ve doku kaybı varlığında, iyileşme süreci daha komplikedir. Yine de temel olaylar "primary union" ile benzerdir. Aradaki farklar, inflamatuvar reaksiyonun daha şiddetli, granülasyon dokusunun daha fazla miktarda oluşu ve yara kontraksiyonudur. (Skalli ve Gabbiani 1988)

Akut inflamasyon ve debrisin temizlenmesine epidermisin yara kenarı boyunca aşağı doğru ilerlemesi eşlik eder. Epitel canlı dermisi nekrotik dokudan ayırır.

Fibroblastlar ve kapiler damarlardan oluşan granülasyon dokusu bazalden itibaren koagulumun yerini alır. Granülasyon dokusunun gelişimi ile eş zamanlı olarak

myofibroblastların fonksiyonuyla iyileşmeye büyük katkısı olan yara kontraksiyonu gerçekleşir (Billingham ve Russell 1956).

Progresif kontraksiyon yara boyutunu küçültür, ilerleyen epidermis sonuçta granülasyon dokusun tümüyle örter. Gelişen skar dokusu başlangıçta pembedir, damarsal yapıların azalmasıyla ileri aylarda giderek solar (Ertoy 1996).

## 2. MATERYAL VE YÖNTEM

### 2.1 Materyal:

Üzerine, ağırlıklarının % 0,5 %1 ve %2 oranında kitosan kaplanmış ve kitosan kaplanmamış (%0) krome katgüt (usp 4/0) ve ipek (usp3/0) ameliyat iplikleri; asetik asit yardımıyla pH 5,5 ayarlanmış bir başka ifadeyle vücut ortamının simule edildiği izotonik serum fizyolojik çözeltisi içerisinde 24 gün bekletilmiştir. 0.gün, 4.gün, 5.gün, 6.gün, 7.gün, 10.gün, 12.gün, 18.gün, 20.gün, 24. günlerde çıkarılarak çekme, düğüm ve ilmek mukavemet testleri yapılmıştır. Bir grup ameliyat ipliği kitosan kaplandığı halde hiç seruma atılmadan testleri yapılmış, bir kısım deney ise hiç kitosan kaplanmadan (%0) seruma bırakılarak ameliyat iplikleri 10 saat kadar oda sıcaklığında kurumaya bırakılmış ve kuru mukavemet sonuçları elde edilmiştir.

### 2.2 Yöntem

Deneyler ASTM D3217-79 standartlarına göre yapılmış olup;

Model: Instron 4301 model mukavemet cihazı kullanılmıştır.

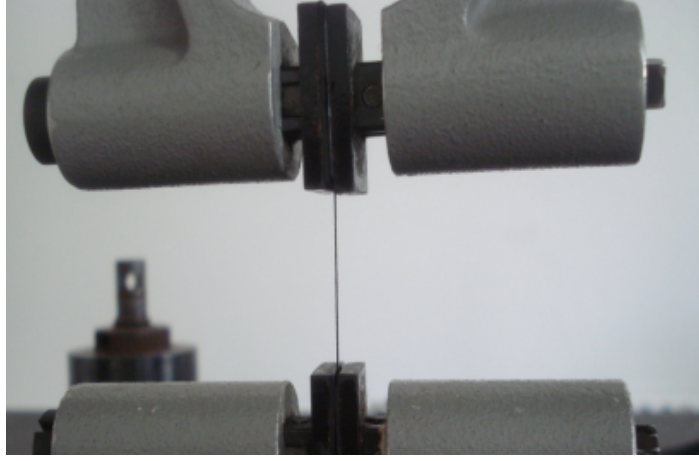
İnstron Çene Hızı:100mm/dk

Çeneler Arası Mesafe:25 mm

Kullanılan Yük Hücresi:100 N

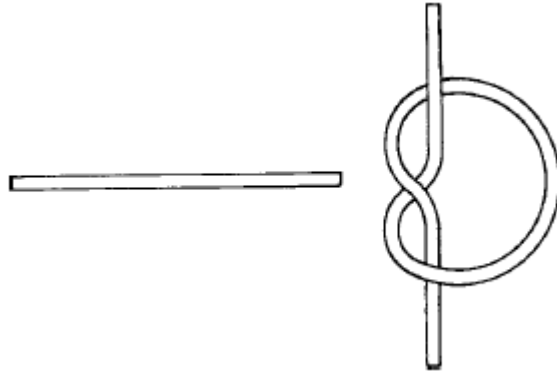
Ameliyat ipliklerinin mukavemet testleri Instron marka 4301 model test cihazıyla

ASTM D3217-79 standartlarına göre yapılmıştır. Laboratuvar ortamında yapılan testler şekil 2.1, 2.3 ve 2.5' te gösterilmiştir.



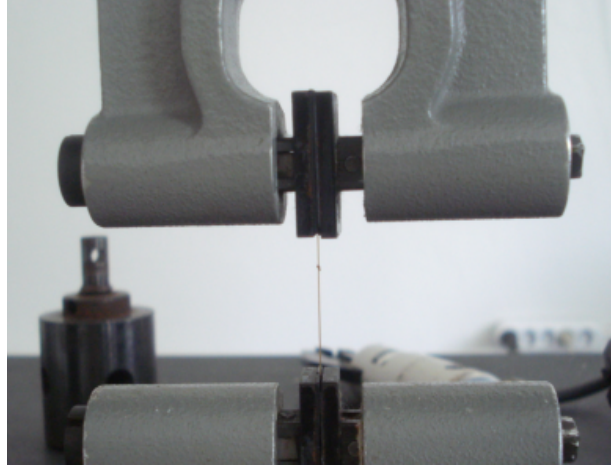
**Şekil 2.1:** Çekme Mukavemet Test Görüntüsü

Çalışmada kullanılan ameliyat ipliklerinin düğüm ve ilmek formları şekil 2.2 ve şekil 2.4 'te gösterilmiştir. Düğüm şekil 2.2'deki gibi, ipliğin ortasına gelecek şekilde tek, basit bir düğüm formunda yani ipliğin iki ucunun birbiri etrafında 360°'lik sarım açısı ile sarılması yoluyla oluşturulmuştur.

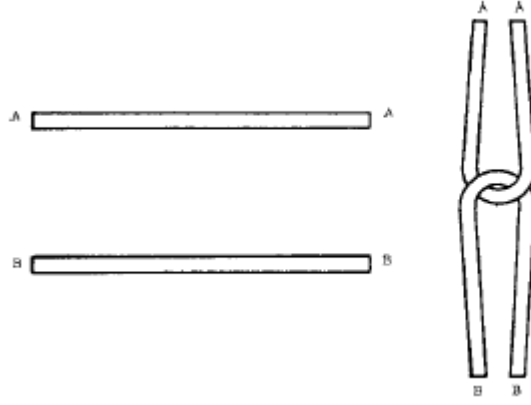


**Şekil 2.2:** Düğüm mukavemet testi için düğüm oluşumu

Kaynak: ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959, United States.



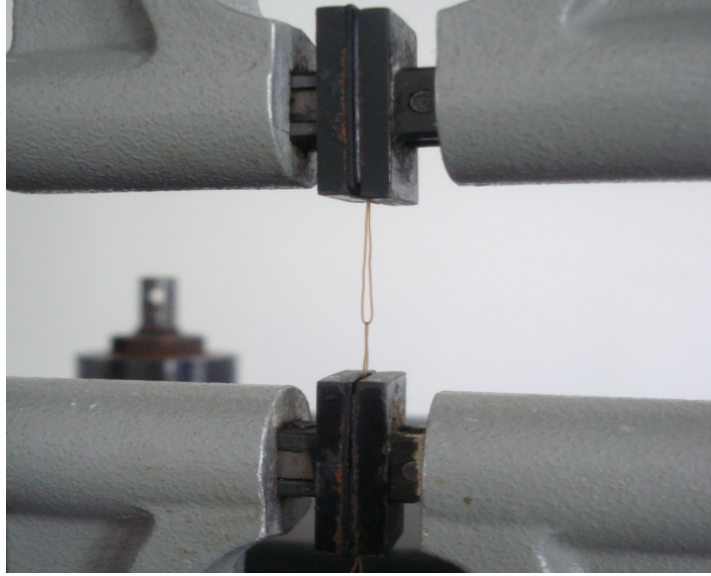
**Şekil 2.3:** Düğüm Mukavemet Test Görüntüsü



**Şekil 2.4:** İlmek mukavemet testi için ilmek oluşumu

Kaynak: ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959, United States.





**Şekil 2.5 : İlmek Mukavemet Test Görüntüsü**

Yapılan deneyde USP 4/0 (EP-2) krome katgüt, 75 cm boyunda ve 40 adet; USP 3/0(EP-2) ipek 45 cm boyunda ve 40 adet olmak üzere toplam 80 iplik üzerinde çekme,düğüm ve ilmek mukavemetleri olmak üzere toplam 240 ölçüm yapılmıştır.

Her ölçümden elde edilen datalar şöyledir:

- 1.maksimum mukavemet( N/tex)
- 2.maksimum uzama(%)
- 3.maksimum yük(KN)
- 4.modül(N/tex)
- 5.kopma enerjisi(j)
- 6.akma enerjisi(j)
- 7.tokluk(N/tex)

İstatistiksel analiz için model 2 farklı şekilde kurulmuştur. İlk model tek sınırlamalı 2 faktörlü olup (sınırlama: zaman; faktörler: lif cinsi ve kitosan miktarı) şu şekilde formüle edilmiştir:

- $Y_{ijk} = \mu + C_i + K_j + CK_{ij} + Z_k + \epsilon_{ijk}$

Diğer model ise; tek sınırlamalı, tek faktörlü olup sınırlama zaman ; faktör ise kitosan oranıdır.

$$Y_{ijk} = \mu + K_i + Z_j + \epsilon_{ij}$$

Burada;

$Y_{ijk}$ =Çekme ,düğüm veya ilmek mukavemeti

$\mu$ =Sabit değer

$C$ =Lif cinsini (krome katgüt ve ipek)

$K$ =Kitosan oranını(%0, % 0,5 %1 ve %2)

$Z$ =zaman(10 farklı periyot)

$CK$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişim etkisi

$i=2$  ( $i=1$  ve  $i=2$  için)

$j=3$  ( $j=1$ ,  $j=2$  ve  $j=3$  için)

$k=10$  ( $k=1$ ,  $k=2$ , .....  $k=10$ )

#### - Kurulan Hipotezler:

$H_{01}$ = Lif cinsinin çekme mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{02}$ = Lif cinsinin düğüm mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{03}$ =Lif cinsinin ilmek mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{04}$ = Kitosan oranının çekme mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{05}$ = Kitosan oranının düğüm mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{06}$ = Kitosan oranının ilmek mukavemeti üzerine etkisi yoktur.

$H_{07}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme mukavemetine etkisi yoktur.

$H_{08}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm mukavemetine etkisi yoktur.

$H_{09}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek mukavemetine etkisi yoktur.

$H_{010}$ = Lif cinsinin çekme modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{011}$ = Lif cinsinin düğüm modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{012}$ =Lif cinsinin ilmek modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{013}$ = Kitosan oranının çekme modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{014}$ = Kitosan oranının düğüm modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{015}$ = Kitosan oranının ilmek modülü üzerine etkisi yoktur.

$H_{016}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme modülüne etkisi yoktur.

- H<sub>017</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm modülüne etkisi yoktur.
- H<sub>018</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek modülüne etkisi yoktur.
- H<sub>019</sub>= Lif cinsinin çekme uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>020</sub>= Lif cinsinin düğüm uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>021</sub>=Lif cinsinin ilmek uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>022</sub>= Kitosan oranının çekme uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>023</sub>= Kitosan oranının düğüm uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>024</sub>= Kitosan oranının ilmek uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>025</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>026</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm uzaması üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>027</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek uzaması üzerine etkisi yoktur.

Alternatif hipotezler;

- H<sub>a1</sub>= Lif cinsinin çekme mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a2</sub>= Lif cinsinin düğüm mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a3</sub>=Lif cinsinin ilmek mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a4</sub>= Kitosan oranının çekme mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a5</sub>= Kitosan oranının düğüm mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a6</sub>= Kitosan oranının ilmek mukavemeti üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a7</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme mukavemetine etkisi vardır.
- H<sub>a8</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm mukavemetine etkisi vardır.
- H<sub>a9</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek mukavemetine etkisi vardır.
- H<sub>a10</sub>= Lif cinsinin çekme modülü üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a11</sub>= Lif cinsinin düğüm modülü üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a12</sub>=Lif cinsinin ilmek modülü üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a13</sub>= Kitosan oranının çekme modülü üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a14</sub>= Kitosan oranının düğüm modülü üzerine etkisi vardır.
- H<sub>a15</sub>= Kitosan oranının ilmek modülü üzerine etkisi yoktur.
- H<sub>a16</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme modülüne etkisi vardır.
- H<sub>a17</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm modülüne etkisi vardır.
- H<sub>a18</sub>=Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek modülüne etkisi vardır.

$H_{a19}$ = Lif cinsinin çekme uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a20}$ = Lif cinsinin düğüm uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a21}$ =Lif cinsinin ilmek uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a22}$ = Kitosan oranının çekme uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a23}$ = Kitosan oranının düğüm uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a24}$ = Kitosan oranının ilmek uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a25}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin çekme uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a26}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin düğüm uzaması üzerine etkisi vardır.

$H_{a27}$ =Lif cinsi ve Kitosan oranı kesişiminin ilmek uzaması üzerine etkisi vardır.

Anova sonuç çizelgelerinde;

SS: Kareler Toplamı

dF: Serbestlik Derecesi

MS: Beklenen Varyans

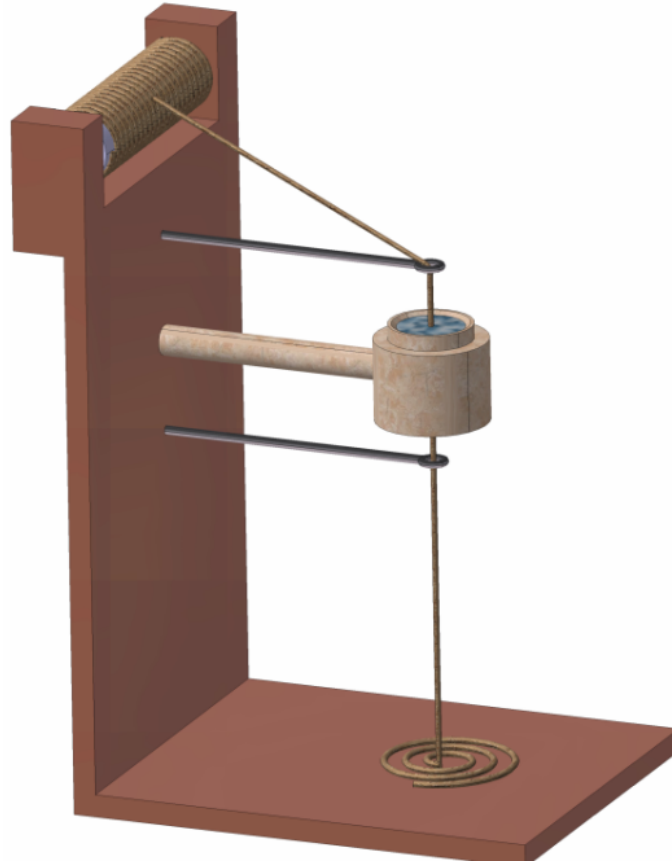
$F_s$ : İstatistik Değeri

$F_{tablo}$ : Tablo Değeri

P: Olasılık

değerlerini göstermektedir.

### 2.2.1 Kitosan Kaplama Deneylerinin Yapılışı:



**Şekil:2.6** :Kitosan Kaplama Düzeneği:

Krome katgüt(usp 4/0) ve ipek (usp3/0) ameliyat ipliklerinin başlangıç nemini uzaklaştırmak amacıyla etüvde 90°C de 5 dk kadar bekletildikten sonra etüvden alınmıştır. Aynı yerde saf su, asetik asit ve kitosan gerekli oranlarda karıştırılarak jöle kıvamında bir çözelti elde edilmiştir. Deneylerde % 1 lik asetik asit çözeltisinde % 0,5 %1 ve %2 oranında kitosan çözeltisi ayrı ayrı hazırlanmıştır.

%2 lik kitosan çözeltisi için;

50 cc saf su

0,5 cc asetik asit

1 gr kitosan

kullanılmıştır. Saf su ve asetik asit karıştırıldıktan sonra tartılan kitosan çözeltiye yavaşça eklenerek manyetik karıştırıcı yardımıyla çözelti haline getirilmiştir. Daha

sonra çözeltili 0,5 mm çapındaki kitosan emdirme düzeneğinden (Şekil2.3) geçirilerek numunelerin (numune sayısı toplam 80 adet) çözeltiliyle kaplanması sağlanmıştır. Kaplamanın ardından fikse amaçlı yeniden etüve konulan iplik numuneleri 65 °C de 30 dk kurumaya bırakılmış ve yeniden hassas terazide tartılmıştır. Böylelikle başlangıç ve son durum ağırlıklarına bakılarak malzemelerin üzerlerine aldıkları kitosan miktarı hesaplanmıştır.

### 3. ARAŞTIRMA SONUÇLARI

**Çizelge3.1: Çekme Mukavemeti Varyans analizi Sonucu**

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	0,1183	9	0,0013	1,5840	2,04	Kabul
Lif cinsi	0,0477	1	0,4770	57,4520	3,99	Red
Kitosan oranı	0,0053	3	0,0017	2,1520	2,76	Kabul
Lif cinsi- K. oranı kesişimi	8,7338	3	2,9110	0,3506	2,76	Kabul
Hata	0,0523	63	8,3028			
Toplam	0,1181	79				

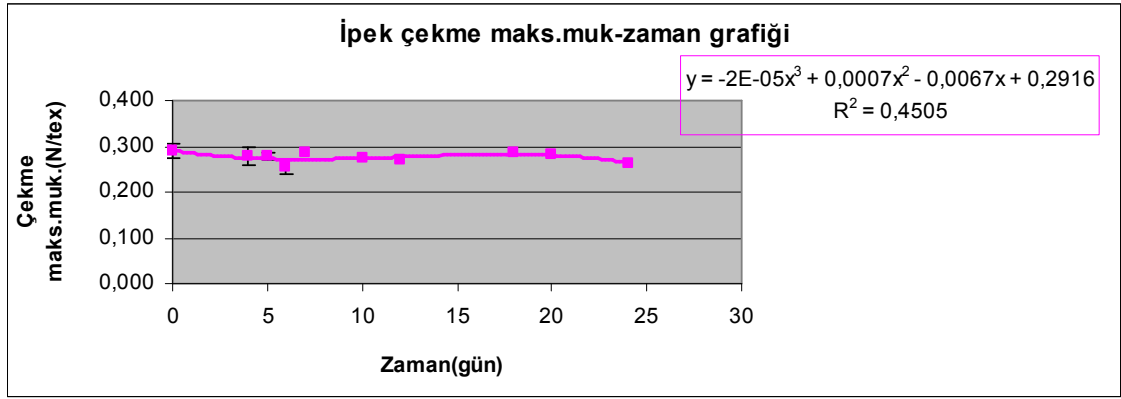
**Çizelge3.2: Çekme Mukavemeti SNK Test Sonucu**

SNK TEST SONUÇLARI	Tekrar	Ortalama	Deneysayısı	Fark
Faktör:Lif cinsi	İpek	0,0272	40	A
Serbestlik derecesi:72	Katgüt	0,223	40	B
Anlamlılık seviyesi:0,05				

2 faktörlü tek sınırlamalı varyans analizine göre ( $Y_{ijk} = \mu + C_i + K_j + CK_{ij} + Z_k + E_{ijk}$ ) çizelge 3.1' e göre %5 anlamlılık seviyesinde lif cinsinin etkili olduğu görülmektedir. Bu durumda “ $H_{01}$ = Lif cinsinin çekme mukavemeti üzerine etkisi yoktur.” hipotezini reddedip “ $H_{a1}$ = Lif cinsinin çekme mukavemeti üzerine etkisi vardır.” hipotezi kabul edilir. İpek yada katgüt kullanılması çekme mukavemet değerleri açısından farklı sonuçlar göstermektedir.(çizelge 3.2) Kitosan oranının zamanla değişmesinin çekme mukavemeti üzerinde bir etkisi görülmemektedir.

**Çizelge3.3: İpek ameliyat ipliği için Çekme Mukavemeti Varyans analizi Sonucu**

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	0,0042	9	4,740	3,189	2,25	Red
Kitosan Oranı	9,4800	3	3,160	2,126	2,72	Kabul
Hata	0,0040	27	1,480			
Toplam	0,0092	39				



**Şekil 3.1:** İpeğe Ait Zamana Bağlı Maksimum Çekme Mukavemeti Grafiği

Tek faktörlü tek sınırlamalı varyans analizine göre ( $Y_{ijk} = \mu + K_i + Z_j + E_{ij}$ ) %5 anlamlılık seviyesinde zamanın ipek için etkili olduğu görülmektedir. (çizelge 3.3) Kitosan oranının zamanla değişmesinin ipeğin çekme mukavemeti üzerinde bir etkisi görülmemektedir. Şekil 3.1'e göre çekme mukavemetinin değişimi %45 oranında zamana bağlı olarak değişmiştir. %55 sebebi bilinmeyen parametreler etkilidir.

Protein esaslı ipek pH' ı 5.5 a ayarlanmış fizyolojik serum ortamından zamana bağlı olarak etkilendiği görülmektedir. Katgütteki krom tuzlarının varlığı zamana bağlı değişime engellemekte olabileceği düşünülmektedir

**Çizelge3.4:** Çekme Modülü Varyans Analizi Sonucu

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	1,6033	9	0,1811	1,8796	2,04	Kabul
<b>Lif cinsi</b>	15,3272	1	15,3272	160,5620	3,99	Red
<b>Kitosan oranı etkisi</b>	0,0371	3	0,0123	0,1297	2,76	Kabul
<b>Lif cinsi- K. oranı kesişimi</b>	0,0120	3	0,0399	0,4178	2,76	Kabul
<b>Hata</b>	6,0139	63	0,0955			
<b>Toplam</b>	23,1280	79				

**Çizelge3.5 :** Çekme Modülü SNK Test Sonucu

<b>SNK TEST SONUÇLARI</b>	<b>Durum</b>	<b>Ortalama</b>	<b>Deneysayısı</b>	<b>Fark</b>
Faktör:Lif cinsi	İpek	1,948	40	A
Serbestlik derecesi:72	Katgüt	1,073	40	B
Anlamlılık seviyesi:0,05				



2 faktörlü tek sınırlamalı varyans analizine göre %5 anlamlılık seviyesinde lif etkisinin olduğu görülmektedir.( çizelge 3.4) Bu durumda “ $H_{010}$ = Lif cinsinin çekme modülü üzerine etkisi yoktur.” hipotezini reddedip “ $H_{a10}$ = Lif cinsinin çekme mukavemeti üzerine etkisi vardır.” hipotezi kabul edilir. İpek yada katgüt kullanılması çekme modülü değerleri açısından farklı sonuçlar göstermektedir. (çizelge 3.5) Kitosan oranının zamanla değişmesinin çekme modülü üzerinde bir etkisi görülmemektedir.

**Çizelge3.6:** Maksimum Çekme Uzaması Varyans analizi Sonucu

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	246,3980	9	27,3770	1,6480	2,04	Kabul
<b>Lif cinsi</b>	1340,1300	1	1340,1300	80,6720	3,99	Red
<b>Kitosan oranı</b>	230,1600	3	76,7200	4,6183	2,76	Red
<b>Lif cinsi- K. oranı kesişimi</b>	37,5938	3	12,5310	0,7543	2,76	Kabul
<b>Hata</b>	1046,5600	63	16,6120			
<b>Toplam</b>	2900,8390	79				

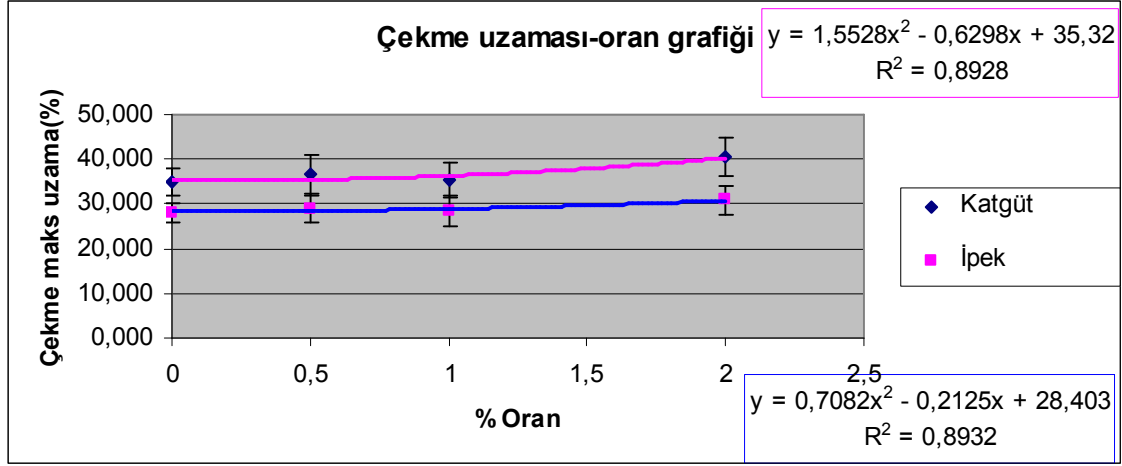
Çizelge3.6’da 2 faktörlü tek sınırlamalı varyans analizine göre maksimum çekme uzamasının lif ve kitosan oranından etkilendiği görülmektedir. ”  $H_{019}$ = Lif cinsinin çekme uzaması üzerine etkisi yoktur.”ve “ $H_{022}$ = Kitosan oranının çekme uzaması üzerine etkisi yoktur.”

hipotezleri reddelir,  $H_{a22}$  ve  $H_{a19}$  hipotezleri kabul edilir.

**Çizelge3.7:** Maksimum Çekme Uzaması SNK Test Sonucu

<b>SNK TEST SONUÇLARI</b>	<b>Durum</b>	<b>Ortalama</b>	<b>Deney sayısı</b>	<b>Fark</b>
Faktör:Lif cinsi	Katgüt	36,807	40	A
Serbestlik derecesi:72	İpek	28,62	40	B
Anlamlılık seviyesi:0,05				
Faktör:Kitosan Oranı	%2	35,64	20	A
Serbestlik derecesi:72	%1	31,97	20	B
Anlamlılık seviyesi:0,05	%0	31,67	20	B
	%0,5	31,56	20	B

Çizelge 3.7'ye göre %2 oranında kitosanla kaplanmış katgütün farklı (A), %0,%0,5 ve %1 kitosanla kaplanmış katgütün ise aynı etkiyi gösterdiği görülmektedir. Kullanılan kitosan miktarının artması çekme uzamasını etkilemektedir.



Şekil 3.2: Çekme Uzamasının Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği

Şekil 3.2'ye göre ise çekme maksimumuzamasının sebebini bilinmeyen nedenlerin yanında %89 oranında kitosan oranından etkilendiği görülmektedir.

Çizelge3.8 : Katgüt Maksimum Çekme. Uzaması Varyans Analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	84,220	9	9,358	0,526	2,25	Kabul
Kitosan Oranı	185,167	3	61,722	3,470	2,72	Red
Hata	480,127	27	17,782			
Toplam	749,520	39				

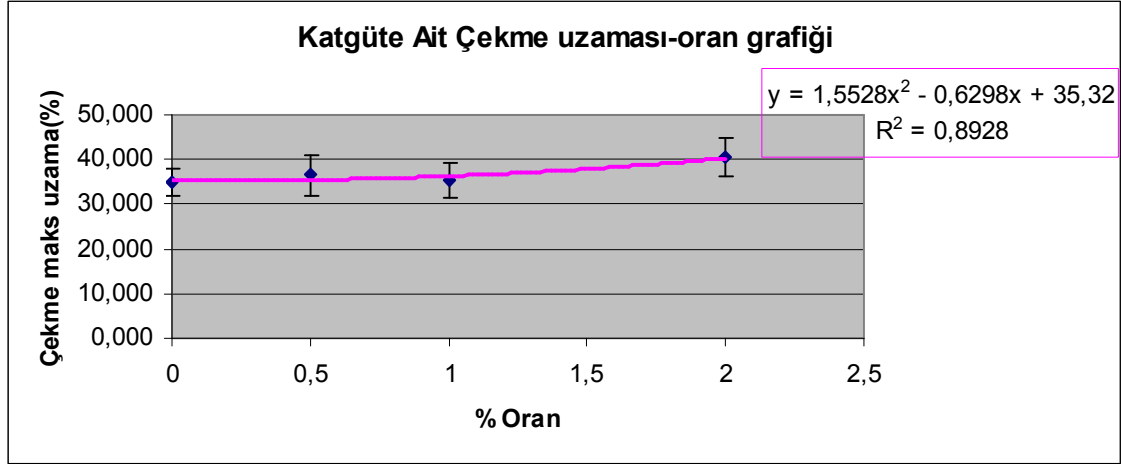
Çizelge 3.8'de %5 anlamlılık seviyesinde tek faktörlü tek sınırlamalı varyans analizinde kitosan oranının katgüte ait çekme uzaması sonucunu etkilediği görülmektedir. Bu nedenle 2 faktörlü modelde çekme uzamasının ; kitosan oranı değişim etkisi daha çok katgütten kaynaklanmaktadır. Bu durum krom tuzlarının kitosanla etkileşim yaptığını gösterebilir.

Çizelge3.9 : Katgüt Maksimum Çekme Uzaması SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Faktör:Kitosan Oranı	%2	40,406	10	A
Serbestlik derecesi:27	%0,5	36,468	10	B
Anlamlılık seviyesi:0,05	%1	35,437	10	B

	%0	34,917	10	B
--	----	--------	----	---

Çizelge 3.9'a göre %2 oranında kitosanla kaplanmış katgütün farklı (A), %0,%0,5 ve %1 kitosanla kaplanmış katgütün ise (B) aynı etkiyi gösterdiği görülmektedir. Kullanılan kitosan miktarının artması katgütün çekme uzamasını artırmaktadır. (Şekil 3.3)



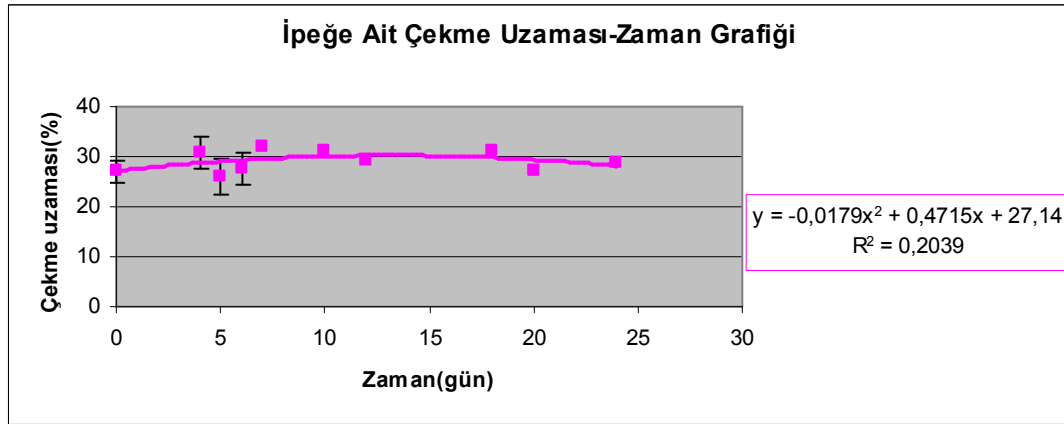
**Şekil 3.3:** Katgüte Ait Çekme Uzamasının Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği

Çizelge 3.9'da en yüksek orana sahip %2 kitosan oranı hazırlanan çözeltinin farklı olduğu görülmektedir. Bu durum artan kitosan miktarı ile ameliyat ipliğinin uzamasını daha iyi koruduğunu gösterir. Ayrıca kromik katgüt olması nedeniyle etkileşime giren krom tuzları ile kitosan, ameliyat ipliğinin bozunmasını yavaşlatmış olabilir. Uzamanın zamanla azalmaması kitosanın olumlu katkısı olduğunun kanıtıdır.

**Çizelge3.10:** İpek Maksimum çekme uzaması Varyans analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	155,7220	9	17,302	2,466	2,25	Red
Kitosan Oranı	42,9490	3	14,316	2,040	2,72	Kabul
Hata	189,4180	27	7,015			
Toplam	388,0900	39				

Tek faktörlü tek sınırlamalı varyans analizine göre %5 anlamlılık seviyesinde ipeğe ait çekme maksimum uzaması için zamanın etkili olduğu görülmektedir. (çizelge 3.10) Kitosan oranının ipeğin çekme maksimum uzaması üzerinde bir etkisi görülmemektedir



**Şekil 3.4:** İpeğe Ait Maksimum Çekme Uzaması-Zaman Grafiği

Çizelge3.13'e bakıldığında zamanın %5 anlamlılık seviyesinde ipeğin çekme maksimum uzaması üzerinde etkili olduğu görülmektedir. Şekil 3.4'te ipeğin çekme uzamasının %20 zamana bağlı etkilendiği görülmekte, %80 ise sebebini bilemediğimiz hatadan kaynaklandığı grafikte görülmektedir.

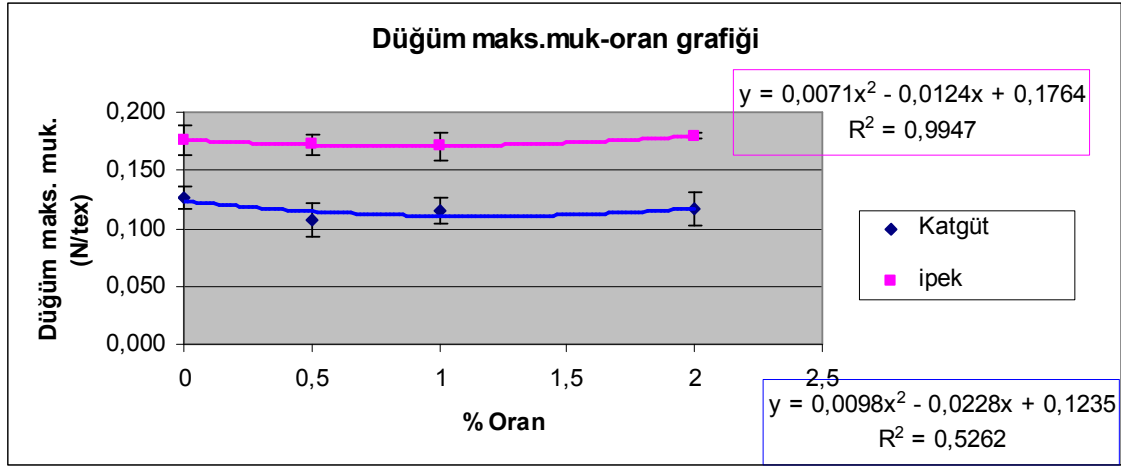
**Çizelge3.11:** Düğüm Mukavemeti Varyans Analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	0,00257	9	2,8641	1,0446	2,04	Kabul
Lif cinsi	0,05662	1	0,0566	206,50	3,99	Red
Kitosan oranı	0,00319	3	0,0011	3,8860	2,76	Red
Lif cinsi- K. oranı kesişimi	9,28770	3	3,0959	1,1290	2,76	Kabul
Hata	0,01727	63	2,7419			
Toplam	0,08059	79				

**Çizelge3.12 :** Düğüm Mukavemeti SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI				
Faktör: Lif cinsi	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Serbestlik derecesi:72	İpek	0,0172	40	A
Anlamlılık seviyesi:0,05	Katgüt	0,119	40	B
Faktör:Kitosan Oranı	%0	0,15115	20	A
Serbestlik derecesi:72	%1	0,14838	20	A
Anlamlılık seviyesi:0,05	%2	0,148235	20	A
	%0,5	0,1349	20	B

Çizelge 3.11’de maksimum düğüm mukavemeti için lif etkisinin var olduğunun görülmesi orijinal hipotezi reddedip “ $H_{a2}$ = Lif cinsinin düğüm mukavemeti üzerine etkisi vardır.” alternatif hipotezi kabul edilir. Çizelge 3.12 SNK testine göre %0,5 oranı farklı (B), diğerleri aynıdır.



**Şekil 3.5:** Maksimum Düğüm Muk.-Oran Grafiği

Düğüm maksimum mukavemetinin kitosan oranı değişiminden etilenmesi Şekil 3.5’e göre ipek %99, katgüt %52 oranında temsil etmektedir.

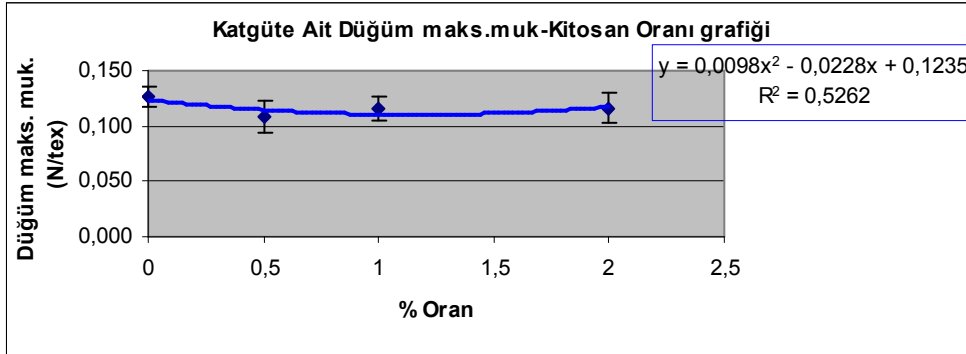
**Çizelge3.13 :** Katgüte Ait Düğüm Mukavemeti Varyans analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	$F_s$	$F_{tablo}$	Hipotez
Sınırlama(zaman)	0,002	9	2,215	1,664	2,25	Kabul
Oran etkisi	0,002	3	5,571	4,186	2,72	Red
Hata	0,004	27	1,331			
Toplam	0,007	39				

**Çizelge3.14:** Katgüt Düğüm Mukavemeti SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Faktör:Kitosan Oranı	%0	0,237	10	A
Serbestlik derecesi:27	%2	0,221	10	AB
Anlamlılık seviyesi:0,05	%1	0,218	10	AB
	%0,5	0,211	10	A

Kitosan oranının etkili olması çizelge 3.13' a bakıldığında katgütten kaynaklandığı düşünülmektedir. Çizelge 3.14' e bakıldığında %0 ve %0,5 kitosan oranı aynı etkiyi göstermekte(A), %1 ve %2 oranı ise onlara benzer ama farklı etki göstermektedir .Bu durum kaplanan kitosan oranının artışı ile düğüm işlemindeki ipliğin kesme kuvveti arasında ilişki olduğunu gösterir.



Şekil 3.6 :Katgüt Düğüm Mukavemetinin Kitosan Oranına Bağlı Değişim Grafiği

Katgütün düğüm mukavemeti şekil 3.5'e göre önce azalmış, sonra yeniden artmıştır.

Çizelge 3.15 : Düğüm modülü Varyans analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	1,3345	9	0,1482	1,1522	2,04	Kabul
Lif cinsi	14,3530	1	14,3530	111,5380	3,99	Red
Kitosan oranı	0,4580	3	0,1528	1,1875	2,76	Kabul
Lif cinsi- K. oranı kesişimi	0,7480	3	0,2495	1,9393	2,76	Kabul
Hata	8,1074	63	0,1286			
Toplam	25,0029	79				

Çizelge3.16 : Düğüm modülü SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI				
Faktör:Lif cinsi	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Serbestlik derecesi:72	İpek	1,83	40	A
Anlamlılık seviyesi:0,05	Katgüt	0,983	40	B

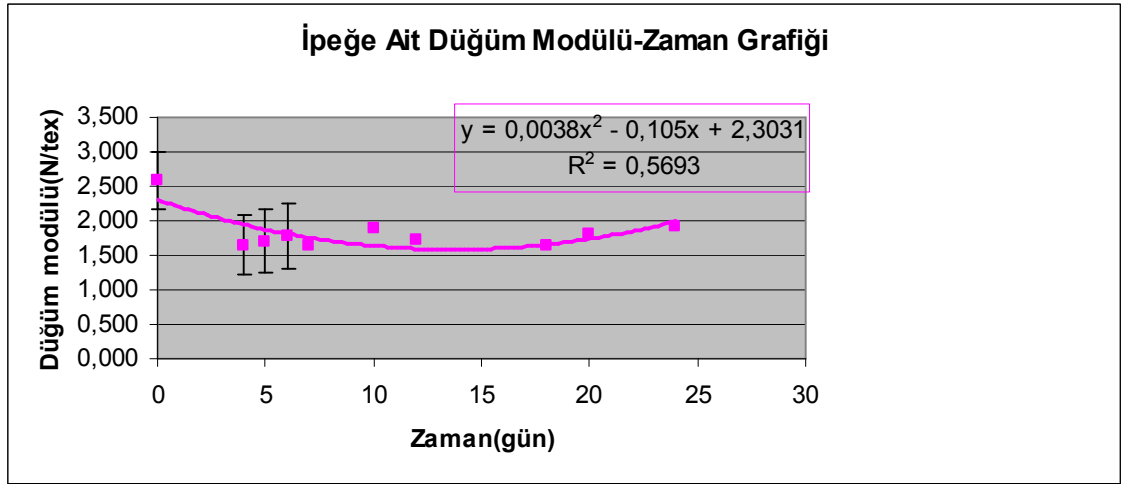
Çizelge 3.15 ve 3.16'ya göre %5 anlamlılık seviyesinde düğüm modülü üzerinde lif etkisinin var olduğu görülmektedir. “H<sub>01</sub>= Lif cinsinin düğüm modülü üzerine etkisi yoktur.”hipotezini reddedip alternatifi kabul edilir. Bükümlü ipek ameliyat ipliği( braid

form) az sayıda düğümle iyi düğüm kararlılığı gösterirken katgütün zayıf düğüm kararlılığına sahip olması bu yorumu desteklemektedir. Modül birim uzama altındaki malzemenin sertliğinin bir ölçüsüdür.

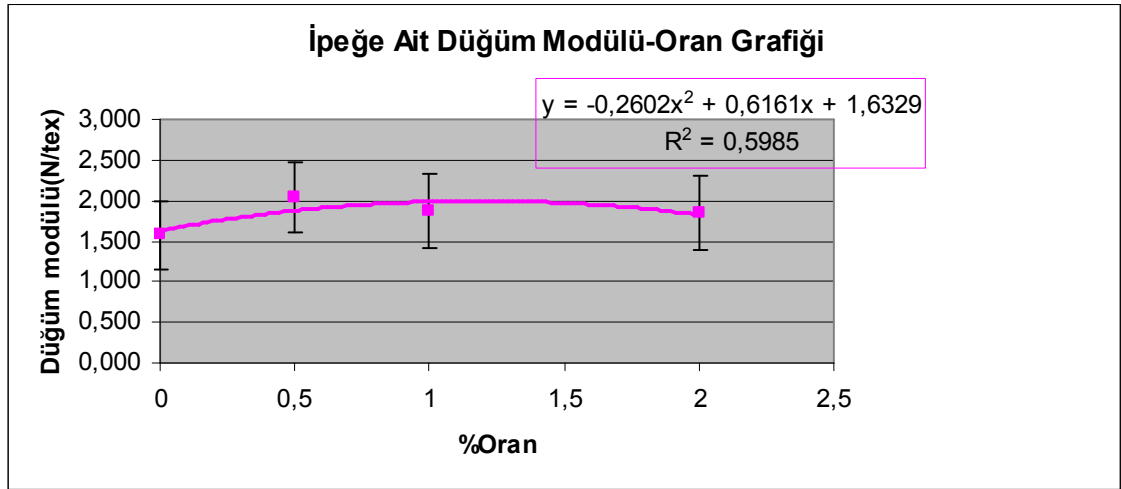
**Çizelge3.17 : İpek Düğüm Modülü Varyans analizi Sonucu**

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	Fs	Ftablo	P
Sınırlama(zaman)	2,8270	9	0,314	2,020	2,25	0,0759
Oran etkisi	1,1060	3	0,368	2,370	2,72	0,0922
Hata	4,1910	27	0,155			
Toplam	8,1250	39				

% 7 ve % 9 anlamlılık seviyesinde zaman ve oranın ; ipeğin düğüm modülü üzerinde etkisi vardır.Zamana bağlı değişimi %56 oranında temsil ederken, orana bağlı değişimi %59 oranında temsil etmektedir. İpek için düğüm modülü zamana bağlı önce azalmış sonra artmıştır.(Şekil 3.6 ve 3.7)



**Şekil 3.7:** İpeğe Ait Düğüm Modülünün Zamana Bağlı Değişim Grafiği



**Şekil 3.8 :** İpeğe Ait Düğüm Modülünün Orana Bağlı Değişim Grafiği

**Çizelge3.18:** MaksimumDüğüm Uzaması Varyans analizi Sonucu

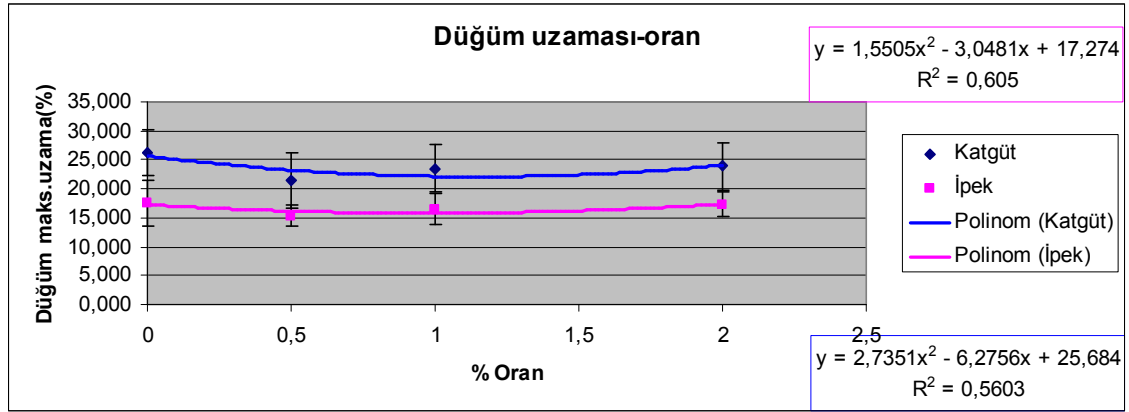
Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	84,6640	9	9,4071	0,8078	2,04	Kabul
Lif etkisi	897,7770	1	77,0970	77,0970	3,99	Red
Kitosan oranı etkisi	126,4390	3	3,6190	3,6190	2,76	Red
Lif etkisi - K. oranı kesişimi	3,6020	3	0,1030	0,1030	2,76	Kabul
Hata	733,6200	63				
Toplam	1846,1030	79				

**Çizelge3.19 :** MaksimumDüğüm Uzaması SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI				
Faktör:Lif cinsi	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Serbestlik derecesi:72	Katgüt	23,76	40	A
Anlamlılık seviyesi:0,05	İpek	17,06	40	B
Faktör:Kitosan Oranı	%0	22,31	20	A
Serbestlik derecesi:72	%2	20,56	20	AB
Anlamlılık seviyesi:0,05	%1	19,93	20	AB
	%0,5	18,84	20	B

Maksimum düğüm uzaması üzerine lif etkisi ve kitosan oranının etkisi vardır.(Çizelge 3.18) Orana bağlı olarak uzama önce artmış sonra azalmış, ilk duruma göre ameliyat ipliği özelliğini korumuştur.% 0 ve %0,5 oranları birbirinden farklı(B) %1 ve %2 ile ilişkilidir(A).( Çizelge 3.26) İpeğin düğüm kararlılığı burada da görülmektedir.10.güne kadar ipek çekme,düğüm ve ilmek uzaması artmış;10.günden sonra yavaşça azalmaya başlamıştır. ( Çizelge 3.19)





**Şekil 3.9 :** Maksimum düğüm uzamasının Orana Bağlı Değişimi

**Çizelge3.20 :** Maksimum İlmek Mukavemeti Varyans analizi Sonucu

Varyans Kaynağı	SS	Df	MS	Fist	Ftablo	Hipotez
Sınırlama(zaman)	0,02440	9	0,0027	0,0874	2,04	Kabul
Lif cinsi	1,02820	1	1,0288	331,16	3,99	Red
Kitosan oranı	0,01123	3	0,0037	1,2050	2,76	Kabul
Lif etkisi -K. oranı etkileşimi	0,01345	3	0,0045	1,4441	2,76	
Hata	0,01956	63	0,0031			
<b>Toplam</b>	<b>1,27290</b>	<b>79</b>				

Maksimum ilmek mukavemetine kullanılan ipliklerin farklı olması etkilidir.(Çizelge3.20) İpek yada katgütün yapısal farklılığından ileri gelir. “ $H_024=$  Kitosan oranının ilmek uzaması üzerine etkisi yoktur.” ve “ $H_a21=Lif$  cinsinin ilmek uzaması üzerine etkisi vardır.” hipotezleri kabul edilir. Çizelge3.21 'e göre oranlar arasında herhangi bir fark yoktur.

**Çizelge3.21 :** Maksimum İlmek Mukavemeti SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI					
Faktör:Lif cinsi	Sıra	Durum	Anlamlılık	Deney sayısı	Fark
Serbestlik derecesi:72	1	İpek	3,031	40	A
Anlamlılık seviyesi:0,05	2	Katgüt	1,803	40	B

Çizelge3.22 : İlmek Modülü Varyans analizi Sonucu

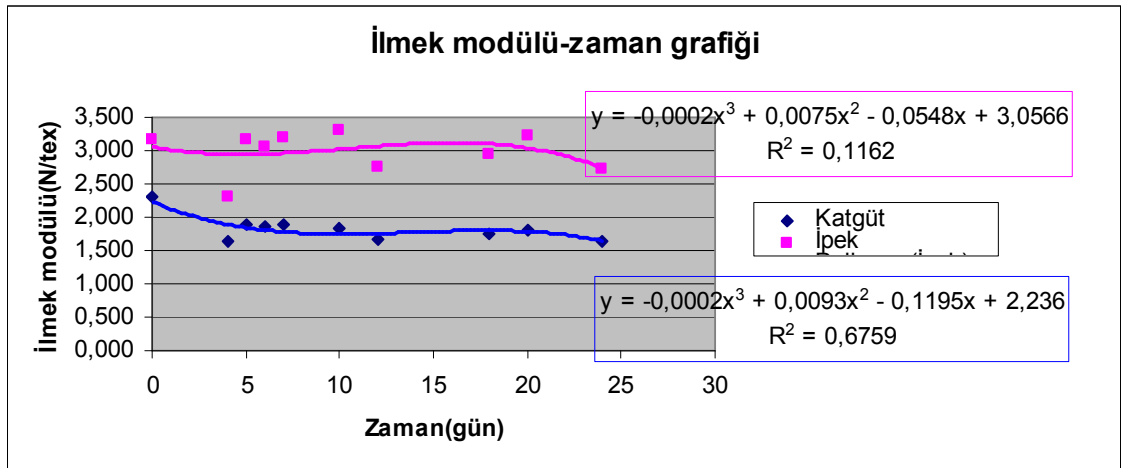
Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	5,5556	9	0,6172	2,7700	2,04	Red
Lif cinsi	30,1336	1	30,1330	135,2220	3,99	Red
Kitosan oranı	0,8507	3	0,2830	1,2720	2,76	Kabul
Lif etkisi -K. oranı etkileşimi	0,6408	3	0,2136	0,9585	2,76	Kabul
HATA	14,0392	63	0,2228			
TOPLAM	51,2201	79				

Çizelge 3.22'ye göre ilmek modülü üzerine lif ve zaman etkisi var; oran ve kesişim etkisi yoktur. “H<sub>a12</sub>=Lif cinsinin ilmek modülü üzerine etkisi vardır.” hipotezi kabul görür.

Çizelge3.23 : İlmek Modülü SNK Test Sonucu

SNK TEST SONUÇLARI	Durum	Ortalama	Deney sayısı	Fark
Faktör :Lif cinsi	İpek	3,031	40	A
Serbestlik derecesi:72	Katgüt	1,803	40	B
Anlamlılık seviyesi:0,05				

Çizelge 3.23'e göre lif cinsi farklılık gösterir. İpek ve katgütün yapılarının farklı olmasından kaynaklanır.



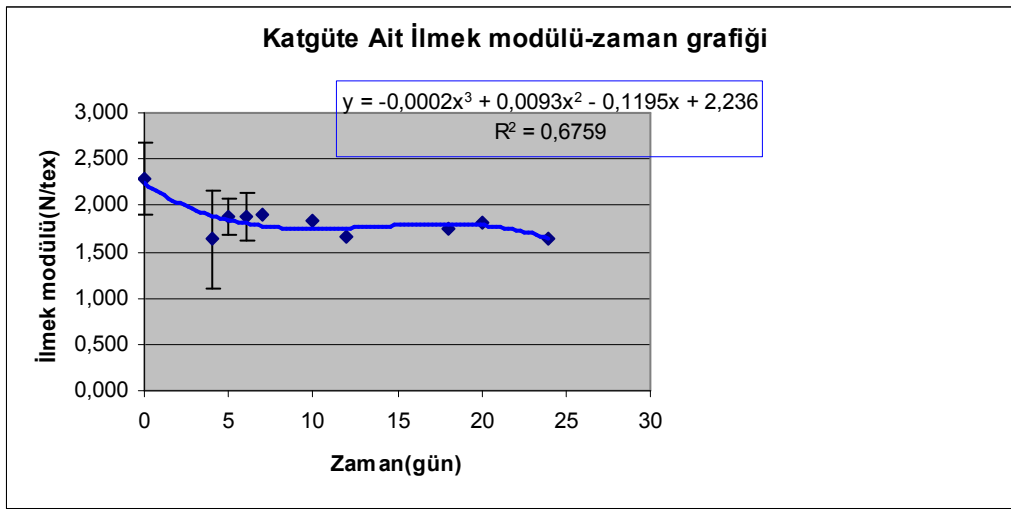
Şekil 3.9 : İlmek Modülünün Zamana Bağlı Değişim Grafiği

İpek ve katgütün zaman bağlı ilmek modülü değişimini katgüt %67 temsil ederken ipek %11 temsil etmektedir. (şekil 3.9)

**Çizelge3.24 : Katgüte Ait İlmek Modülü Varyans analizi Sonucu**

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	P
Sınırlama(zaman)	2,110	9	0,234	2,115	2,25	0,064
Oran etkisi	0,030	3	0,011	0,103	2,72	0,96
Hata	2,990	27	0,110			
Toplam	5,135	39				

% 7 anlamlılık seviyesinde zamanın ilmek modülüne etkisi vardır (çizelge 3.24).

**Şekil 3.10: Katgüte Ait İlmek Modülünün Zamana Bağlı Değişim Grafiği**

Şekil 3.10'a göre % 6 anlamlılık seviyesinde katgütün ilmek modülü üzerine zamanın etkisi vardır. İlmek modülünün değişimi % 67 oranında zamandan etkilenmektedir.

Oranlar ise birbirinin aynıdır. Katgütün zamana bağlı olarak ilmek modülü azalmıştır.

**Çizelge3.25 : Maksimum İlmek Uzaması Varyans analizi Sonucu**

Varyans Kaynağı	SS	dF	MS	F <sub>s</sub>	F <sub>tablo</sub>	Hipotez
Sınırlama(zaman)	6189,7880	9	687,7540	1,0680	2,04	Kabul
Lif etkisi	47,3550	1	47,3550	0,0750	3,99	Kabul
Kitosan oranı	3252,6030	3	1084,2010	1,6890	2,76	Kabul
Lif cinsi- K. oranı etkileşimi	1214,955	3	404,9850	0,6290	2,76	Kabul
Hata	40538,8810	63	643,4740			
Toplam	51243,5838	79				

Çizelge 3.25'e göre maksimum ilmek uzaması üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

**Çizelge3.26 : Katgüt Maksimum Çekme Muk. Varyans analizi Sonucu**

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	0,010	9	0,001	1,633	2,25	Kabul
<b>Kitosan Oranı</b>	0,003	3	0,001	1,737	2,72	Kabul
<b>Hata</b>	0,017	27	6,560			
<b>Toplam</b>		39				

Çizelge 3.26'ya göre katgüt maksimum çekme uzaması üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

**Çizelge3.27 : İpek Çekme Modülü Varyans analizi Sonucu**

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	1,3240	9	0,147	1,204	2,25	Kabul
<b>Kitosan Oranı</b>	0,1520	3	0,051	0,416	2,72	Kabul
<b>Hata</b>	3,2960	27	0,122			
<b>Toplam</b>	4,7730	39				

Çizelge3.27'ye göre ipek çekme modülü üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

**Çizelge3.28 : Katgüt Çekme Modülü Varyans analizi Sonucu**

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	0,570	9	0,063	1,225	2,25	Kabul
<b>Oran etkisi</b>	0,044	3	0,014	0,283	2,72	Kabul
<b>Hata</b>	1,395	27	0,051			
<b>Toplam</b>	2,010	39				

Çizelge3.28 'e göre katgütün çekme modülü üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

**Çizelge3.29 : İpek Düğüm MaksimumMuk. Varyans analizi Sonucu**

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	0,0012	9	1,386	1,082	2,25	Kabul
<b>Kitosan Oranı</b>	5,1130	3	1,704	1,330	2,72	Kabul
<b>HATA</b>	0,0030	27	1,280			
<b>TOPLAM</b>	0,0052	39				

Çizelge3.29 'a göre göre ipek maksimum düğüm uzaması üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

**Çizelge3.30 : Katgüt Düğüm Modülü Varyans analizi Sonucu**

<b>Varyans Kaynağı</b>	<b>SS</b>	<b>dF</b>	<b>MS</b>	<b>F<sub>s</sub></b>	<b>F<sub>tablo</sub></b>	<b>Hipotez</b>
<b>Sınırlama(zaman)</b>	21,570	9	2,396	0,877	2,25	Kabul
<b>Kitosan Oranı</b>	8,720	3	2,908	1,065	2,72	Kabul
<b>Hata</b>	73,723	27	2,730			
<b>Toplam</b>	104,018	39				

Çizelge 3.30'a göre katgütün düğüm modülü üzerinde hiçbir sınırlama ve faktör etkili değildir.

#### 4.SONUÇ

**Çizelge 4.1: Parametrelerin katgüt ve ipeğe etkisi**

	KATGÜT	İPEK	KATGÜT VE İPEK
MAKSİMUM ÇEKME MUK.	-----	Zaman etkili	Lif Cinsi etkili
MAKSİMUM DÜĞÜM MUK.	K. Oranı etkili	-----	Lif ve K.Oranı etkili
MAKSİMUM İLMEK MUK.	----	-----	Lif etkili
ÇEKME MODÜLÜ	----	-----	Lif etkili
DÜĞÜM MODÜLÜ	-----	-----	Lif etkili
İLMEK MODÜLÜ	Zaman etkili	-----	Lif ve Zaman etkili
MAKSİMUM ÇEKME UZAMASI	K.Oranı etkili	Zaman etkili	Lif ve K.Oranı etkili
MAKSİMUM DÜĞÜM UZAMASI	----	---	Lif ve K.Oranı etkili
MAKSİMUM İLMEK UZAMASI	----	---	---

Çizelge 3.1 'e göre yapılan deneylerde tek faktörlü tek sınırlamalı (kitosan oranı faktör) istatistiki modele göre katgütün oran değişiminden daha çok etkilendiği , ipeğin ise zaman değişiminden daha çok etkilendiği görülmektedir. Bu durum mukavemeti artırmak amacıyla kullanılan krome asit tuzları ile kromizasyon işlemi görmüş katgütün, geciken bir absorpsiyon zamanına sahip olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Kromik tuzlar ile kullanılan kitosan arasında meydana gelen bir etkileşim olabileceğini düşündürmektedir. Protein esaslı ipek pH' ı 5.5 a ayarlanmış fizyolojik serum ortamından katgüte göre zamana bağlı olarak daha çok etkilendiği görülmektedir.

Katgütteki krom tuzları varlığının zamana bağlı değişime olumlu katkıda bulunduğu düşünülmektedir.

İki faktörlü tek sınırlamalı modelde (lif cinsi ve kitosan oranı faktörü) ipek ve katgütün deney sonuçlarının birbirinden tamamen farklı olması lif cinsinin etkili bir faktör olduğunu göstermektedir.

Çizilen grafiklerde parametrelerin zamana ya da orana bağlı olarak ortalama %60 civarında etkilendiğini göstermektedir. Bu durum sebebi bilinmeyen kontrol edilmesi güç durumların var olduğunu göstermektedir.

Çizelge 3.11'den de görüldüğü üzere en yüksek orana sahip %2 kitosan oranı hazırlanan çözeltinin farklı olduğu görülmektedir. Bu durum artan kitosan miktarı ile ameliyat ipliğinin uzamasını daha iyi koruduğunu gösterir. Ayrıca kromik katgüt olması nedeniyle etkileşime giren krom tuzları ile kitosan, ameliyat ipliğinin bozunmasını yavaşlatmış olabilir. Uzamanın zamanla azalmaması kitosanın olumlu katkısı olduğunun kanıtıdır.

Zamana bağlı grafiklerde mukavemet, modül ya da uzama değerlerinde ciddi bir düşüşün olmaması antibakteriyel özelliğe sahip kitosanın ameliyat ipliğinin yapısını etkileyen bakterilere karşı öncelikle fiziksel bir engel teşkil ettiğini göstermektedir. Ayrıca amin gruplarına sahip pozitif yüklü kitosan negatif yüklü bakterilerin hücre membranına bağlanarak fonksiyonunu bozar, suyu bağlayarak enzimlerini inhibe eder ve ameliyat ipliğinin bozunmasını yavaşlatır.

Çizelge 3.15 ve 3.16'ya göre %5 anlamlılık seviyesinde düğüm modülü üzerinde lif etkisinin var olduğu görülmektedir. Katgütten farklı olarak bükümlü ipek ameliyat ipliği( braid form) az sayıda düğümle iyi düğüm kararlılığı gösterirken katgütün zayıf düğüm kararlılığına sahip olması bu yorumu desteklemektedir.

Dr.Yüksel Altınel (U.Ü tıp fakültesi) ile birlikte yürütülen invivo çalışmada, patolojik sonuçlar için de fareler üzerinde kullanılan kitosanın alerjik olarak negatif bir

etki göstermediği iyileşme süreci açısından kollogen doku oluşumuna pozitif katkıda bulunduğu görülmüştür.

Yapılan bu çalışmada kullanılan ipek üzerinde kitosanın negatif etki göstermemekle birlikte bazı mekanik özelliklerinde kısmi iyileştirme ve antibakteriyel özellik kazandırdığı görülmektedir. Ekonomik bir ameliyat ipliği olan katgüt; çeşitli sağlık nedenleri ile, insan sağlığı açısından güvenli bir ürün olduğunu gösteren ve Avrupa birliği ülkelerinde serbest dolaşım hakkı kazanma belgesi olan CE belgesini alamamaktadır. Bu nedenle kullanımdan kalkmakta olan katgütün kitosan kaplama çalışması ile ülke ekonomisine yeniden kazandırılması hedeflenmektedir.

Bu çalışmada teknik ve ekonomik yetersizlikler nedeniyle sıcaklık, rutubet, enzim özellikleri gibi standart koşulları sağlanamayan eksikliklerin sonraki çalışmalarda dikkate alınması gerekliliği görülmektedir.



**KAYNAKLAR:**

- 1) GEMCİ, R. ve Y.ULCAY. 2004. Ameliyat İplikleri Tipleri Özellikleri ve Krome Katgüt ile Normal Katgüt Arasındaki Mukavemet Farkları. Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, Cilt 9, Sayı 2,Bursa.
- 2) DEMİR, A. ve N. SEVENTEKİN. 2009. Kitin, Kitosan ve Genel Kullanım Alanları. Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi Cilt: 3, No: 2 :92–103.
- 3) SHUHAIBER, H. , T.CHUGH, G.BURNS.1989.In vitro adherence of bacteria to sutures in cardiac surgery. J Cardiovasc Surg(Torino).30(5): 749–53
- 4) SUGARMAN, B. , D.MUSHER. 1981.Adherence of bacteria to suture materials. Proc Soc Exp Biol Med. 167(2): 156–60
- 5) KATZ, S. , M.IZHAR , D.MİRELMAN. 1981.Bacterial adherence to surgical sutures. A possible factor in suture induced infection. Ann Surg. 194 (1): 35–41
- 6) OTTEN, J.E. , M.WIEDMANN-AL-AHMAD, H.JAHNKE, K.PELZ .2005. Bacterial colonization on different suture materials a potential risk for intraoral dentoalveolar surgery. J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater. 74 (1): 627-35
- 7) CHU, C.C. , W.C.TSAI, J.Y,YAO, S.CHIU. 1987. Newly made antibacterial braided nylon sutures. I., In vitro qualitative and in vivo preliminary biocompatibility study. J. Biomedical Materials Research. 21: 1281–1300
- 8) EDLICH, RF. , P.H.PANEK, G.T.RODEHEAVER, V.G.TURNBULL, L.D.KURTZ, M.T.EDGERTON. 1973. Physical and chemical configuration of sutures in the development of surgical infection. Ann. Surg. 177 (6): 679–88
- 9) PINEROS-FERNANDEZ, A. , D.B.DRAKE, P.A.RODEHEAVER, D.L.MOODY, R.F.EDLICH, G.T.RODEHEAVER.2004.CAPROSYN,Another major advance in synthetic monofilament absorbable suture. J Long Term Eff Med Implants. 14(5) : 359–368
- 10) KLINGE, U. , K.JUNGE, B.SPELLERBERG, C.PIROTH, B.KLOSTERHALFEN, V.SCHUMPELICK. 2002. Do multifilament alloplastic meshes increase the infection rate Analysis of the polymeric surface, the bacteria adherence, and the in vivo consequences in a rat model. J Biomed Mater Res.63(6):765–71.
- 11) ZACHMANN, G.C.,P.A.FOESMAN, T.J.BILL, DJ.BENTREM, G.T.RODEHEAVER, R.F.EDLICH. 1994. Evaluation of new absorbable Lactomer subcuticular staple. J Appl Biomater. 5(3): 221–6
- 12) ULCAY, Y. ,E.KARACA .1993. Ameliyat İpliklerinin Kullanımı,Gelişimi ve Hammaddeleri. s 72-75
- 13) BAŞER, İ. , İ.USTA, V.ÖZYAZGAN. 1995.Tıpta Kullanılan Tekstil Materyalleri. Tekstil ve Teknik Dergisi, Mayıs, s.97–100.
- 14) HALEZEROĞLU, S. , M.ÇELİK, A.UYSAL, C.ŞENOL, M.KELEŞ, F.ZONUZİ, R.DEMİRHAN, T. VARDALOĞLU, B.ARMAN.1995. Farklı Torakotomi İnsizyonu Kapama Yöntemlerinin Karşılaştırılması. GKD Cer.Derg. 3:103-105

- 15) KARACAN, M., S.KALELİ, E.SARIDOĞAN, T.ATASÜ.1990. Sütür materyallerinin kullanımı ve özelliklerinin karşılaştırılması. Jinekoloji ve Obstetrik Derg. 4:209-215.
- 16) COX, C.E.1986.Principles of operative surgery; antiseptics,techniques, sutures and drains in Sabiston DC(eds):Textbook of Surgery,Saunders Company,Philadelphia 244.
- 17) PATERSON-BROWN, S. ve ark. 1972. Suture materials in contaminated wounds: a detailed comparison of a new suture with those currently in use; Br J Surg Gynecol Obstet.136:113.
- 18) HALSTEDO, W.S. 1981.The employment of fine silk in preference to catgut and the advantages of transfixing tissues and vessels in controlling hemorrhage. JAMA 60:1119.
- 19) POSTLETHWAIT, R.W. 1970.Long term comparative study of nonabsorbable sutures. Ann Surg 171:892.
- 20) SOISSON, A.P. , G.OLT , J.T.SOPE ve ark. 1993.Prevention of superficial wound separation with subcutaneous retention sutures. Cynecol Oncol 51(3):330-4.
- 21) SHACKELFORD, R.T. , G.D.ZUIDEMA. 1981.Surgery of the alimentary tract: WB Saunders Company, Philadelphia, Vol 2:535.
- 22) ANONİM 2002;Sanayi Araştırma ve Geliştirme Müdürlüğü Türkiye İstatistik Yıllığı.2002
- 23) EL-TAHLAWY, K.F. , M.A.EL-BENDARY, A.G.ELHENDAWY. , S.M.HUDSON. 2005. The Antimicrobial Activity of Cotton Fabrics Treated with Different Crosslinking Agents and Chitosan, Carbohydrate Polymers, 60, p. 421-430
- 24) FOUUDA,M.M. 2005. Use of Natural Polysaccharides in Medical Textile Applications, Doktora Tezi, Essen University.
- 25) www.steril.com/products Erişim Tarihi 15.05.2010 Konu:Cerrahi Dügümler
- 26) LIM, S.H. 2002. Synthesis Of A Fiber-Reactive Chitosan Derivative And its Application to Cotton Fabric as an Antimicrobial Finish and a Dyeing-Improving Agent. p. 162-175.
- 27) MONTAZER, M. , G.AFJEH. 2007. Simultaneous X-Linking and Antimicrobial Finishing of Cotton Fabric, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 103, p. 178-185.
- 28) BERGER, J. , M.REIST, J.M.MAYER, O.FEL, N.A.PEPPAS, R.GURNY. 2004. Structure and interactions in covalently and ionically crosslinked chitosan hydrogels for biomedical applications, European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics 57, p.19–34.
- 29) CHO,Y.W. , S.H.CHUNG, G.YOO, S.W.KO. 1999. Water soluble chitin as a wound healing accelerator, Biomaterials, Vol. 20, p. 2139-2145.
- 30) SHAHİDİ, F. , ARACHCHİ J.K.V. , JEON, Y.J. 1999, Food Applications of chitin and chitosans, Trends in Food Science &Technology 10, p. 37-51.
- 31) MUZZARELLİ, R.A.A. , F.TANFANİ, M.EMANUELLİ, S.N.MARIOTTİ. 1982. (Carboxymethylidene) chitosans and N-(carboxymethyl) chitosans: novel chelating polyampholytes obtained from chitosan glyoxylate. Carbohyd. Res. 107, p.199 –214.
- 32) USAMİ, Y. , Y.OKAMOTO, T.TAKAYAMA, Y.SHIGEMASA, S.MINAMI. 1998. Chitin and chitosan stimulate canine polymorphonuclear cells to release leukotriene B4 and prostaglandin E2, J. Biomed. Mat.Res. 42, p. 517-522.

- 33) DUMAN, S.S , S.SENEL. 2004. Kitosan ve Veteriner Alandaki Uygulamaları, Veteriner Cerrahi Dergisi, 10 (3-4), s. 62-72
- 34) WOLLINAA, U. , M.HEİDEB, W.MÜLLER-LITZB, D.OBENAUF, J.ASHC. 2003. Functional Textiles in Prevention of Chronic Wounds, Wound Healing and Tissue Engineering; Curr Probl Dermatol. Basel, Karger, vol 31, p. 82–97
- 35) QUEEN, H.Y.A. 2006. Electrospinning Chitosan-based Nanofibers for Biomedical Applications –MSc Thesis. p. 178-185.
- 36) SAHİN, U.K. , N.Ç.GÜRSOY. 2005. Tekstil endüstrisinde kitin ve kitosan uygulamaları, Tekstil Teknik, Ağustos, s.176, 245
- 37) HWANG, J.K. , H-J.KIM, S.J.YOON, Y.R.PYUN. 1998. Bactericidal activity of chitosan on E. coli., Advances in Chitin Science, Vol. III, p. 340–344
- 38) ILGAZ, S. , D.DURAN, D.MECİT, G.BASAL, T.GÜLÜMSER, I.TARAKÇIOĞLU. 2007. Medikal Tekstiller, Tekstil Teknik Dergisi Subat, s. 138-162.
- 39) ÇAKLI,Ş. , B.KILINÇ. 2004 Kabuklu Su Ürünleri İşleme Artıklarının Endüstriyel Alanda Değerlendirilmesi E.Ü Su Ürünleri Dergisi Cilt 21, Sayı (1-2): 145– 152.
- 40) SHEPHERD, R. , S.READER, A.FALSHAW . 1997. Chitosan functional properties. Glycoconjugate Journal, 14: 535-542.
- 41) MAJETİ, N.V. , R. KUMAR. 2000. A review of chitin and chitosan applications.
- 42) ANONİM 2003 ROLLER, S. Chitosan: New food preservative or laboratory curiosity. Cambridge: Woodhead Publishing Ltd. Press.
- 43) NO, HK. , SH.KIM, NY.PARK, SH.LEE, W.PRINYAWI-WATKU. 2006. Stability and antibacterial activity of chitosan solutions affected by storage temperature and time. Carbonhy Polym; 65:174-178
- 44) SHAHİDİ, F. , J.K.V.ARACHCHİ, Y.J. JEON. 1999. Food applications of chitin and chitosans. Trends Food Sci Tech; 10: 37-51.
- 45) LEE, J.K. , S.U.KİM, J.H.KİM. 1999. Modification of chitosan to improve its hypocholesterolemic capacity. Biosci Biotechnol Biochem 63: 833-839.
- 46) SUDHARSHAN, N.R. , D.G.HOOVER, D.KNORR. 1992. Antibacterial action of chitosan. Food Biotech ; 6: 257-272.
- 47) MUZZARELLİ, R. , R.TARSİ, O.FİLİPPİNİ, E.GIOVANETTİ, G.BİAGİNİ, P.E.VARALDO. 1990. Antimicrobial properties of N-carboxybutyl chitosan. Antimicrob Agents Chemother. 34: 2019-2023.
- 48) HELANDER, I.M. , E-L.NURMİAHO-LASSİLA, R.AHVENAINEN, J.RHOADES, S.ROLLER. 2001. Chitosan disrupts the barrier properties of the outer membrane of Gram-negative bacteria. Int J Food Microbiol. 71: 235-244.
- 49) GERASİMENKO, D.V. , I.D.AVEDİENKO, G.E.BANNİKOVA, O.Y.ZUEVA, V.P.VARLAMOV .2004. Antibacterial effects of water-soluble low-molecular-weight chitosans on different microorganisms. Appl Biochem Microb 2004; 40: 253-257.
- 50) WANG, G.H.1992. Inhibition and inactivation of five species of foodborne pathogens by chitosan. J Food Protect 55:916-919.
- 51) TARAKÇIOĞLU, I. , A.ÇAY, G.SÜPÜREN, E.KANAT.2006. Antimicrobial Fibers. Tübitak Tekstil Araştırma Merkezi.

- 52) SEVENTEKİN, N. , T.ÖKTEM, , A.KORKMAZ. 1999. Chitin ve Chitosan'ın Tekstil Sanayiinde Kullanım Olanakları. Tekstil Terbiye ve Teknik, Sayı:Ağustos, s.50-58
- 53) <http://www.crabyon.it/> Erişim Tarihi: 25.10.2009 Konu: Kitosan ve Viskon
- 54) [http://www.fujibo.co.jp/us/chitopoly/chito\\_01.html](http://www.fujibo.co.jp/us/chitopoly/chito_01.html) Erişim Tarihi: 18.10.2009 Konu: Antibakteriyel lifler
- 55) KNAUL, J.Z. , S.M.HUDSON, K.A.M.CREBER. 1999. Crosslinking of Chitosan Fibers with Dialdehydes: Proposal of a New Reaction Mechanis, Journal of Polymer Science: Part B: Polymer Physics, Vol. 37, p.1079–1094.
- 56) VILCHEZ, S. , P.JOVANCIC, A.M.MANICH, M.R.JULIA, P.ERRA. 2005. Chitosan Application on Wool Before Enzymatic Treatment, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 98, p. 1938–1946.
- 57) AGBOH, O.C. , Y.QIN. 1997. Chitin and Chitosan Fibers, Polymers for Advanced Technologies, Vol. 8, p. 355–365.
- 58) MARKS, R. , P.DYKES, R.MOTLEY. 1993. Clinical Sings and Procedures in dermatology 1.st ed. London; 35
- 59) ARNOLD, H.L. , R.B.ODOM, W.D.JAMES. 1990. Andews Disease of the skin, clinical Dermatology, 8th ed. WB SaundersCompany, Philadelphia.
- 60) WITT M.B. , A.BARBUL. 1997. General principles of wound healing. Surg Clin North Am June 77:509-528.
- 61) AKUT, N. 2003. Kronik yara bakımı. Ankara s.17-33.
- 62) KALAYCI, G. 2002. Genel cerrahi I. Cilt Ankara s. 53–60.
- 63) ERTOY, D. 1996.Yara İyileşmesinin Histopatolojisi. Ankara Türk Dermatopatoloji Derneği Yayınları:17-19.
- 64) SKALLI, O. , G.GABBIANI.1988. The biology of the myofib-roblast relationship to wound contraction and fi-brocontractive diseases. in Clark R.A.F. and Henson P.M. (eds): The molecular and Cellular Biology of Wound Repair. New York, Plenum Publishing, p.373.
- 65) BILLINGHAM, R.E. , P.S.RUSSELL. 1956. Stuies on wound healing, with special reference to the phenomenon of contracture in experimental wounds in rabbit skin. Ann. Surg. 144:961
- 66) KILIÇOĞLU B. , S.KILIÇOĞLU ve V.Ç. EREN. 2005. Gastrointestinal sistemde yara iyileşmesi S.D.Ü tıp fak.derg. 2005:12 (1) / 67-76
- 67) VON FRAUNHOFER, J.A. , R.J. STOREY ve B.J. MASTERSON.1998. Tensile properties of suture materials. Health Sciences Center, University of Louisville, Louisville, KY 40292 USA p.324-327
- 68) KÖHLE, Ü. , C.Y.DEMİR. 2003. Oftalmik cerrahide sütün materyalleri. İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi10(4) 217-221 (2003)
- 69) DINESH K. SINGH ve ALOK R.Ray. 2000 .Biomedical Applications of Chitin, Chitosan, and Their Derivatives. J.M.S,RevMacromol. Chem. Phys. 40(1); 69–83.
- 70) ELİBOL, M. 2008. Kabuklu Katı Deniz Ürünleri Artıklarından Kitin, Kitosan ve Türevlerinin Üretimi, 106M241
- 71) Ulcay, Y ve Karaca, E. 1993, Ameliyat İpliklerinin Kullanım Özellikleri, Tekstil & Teknik, V 9, No:107, pp. 104-107.



**EKLER****EK 1. Elde Edilen Maksimum Mukavemet Sonuçları:**

ORAN	LIF	ZAMAN	ÇEKME MAKSİMUM MUK.	DÜĞÜM MAKSİMUM MUKAVEMETİ	İLMEK MAKSİMUM MUKAVEMETİ
0%	KATGÜT	0.GÜN	0,210	0,132	0,147
0%	KATGÜT	4.GÜN	0,183	0,110	0,157
0%	KATGÜT	5.GÜN	0,208	0,136	0,162
0%	KATGÜT	6.GÜN	0,203	0,122	0,155
0%	KATGÜT	7.GÜN	0,227	0,128	0,175
0%	KATGÜT	10.GÜN	0,194	0,124	0,158
0%	KATGÜT	12.GÜN	0,187	0,125	0,164
0%	KATGÜT	18.GÜN	0,223	0,143	0,161
0%	KATGÜT	20.GÜN	0,246	0,118	0,193
0%	KATGÜT	24.GÜN	0,238	0,122	0,197
0%	İPEK	0.GÜN	0,292	0,199	0,469
0%	İPEK	4.GÜN	0,275	0,181	0,430
0%	İPEK	5.GÜN	0,246	0,175	0,393
0%	İPEK	6.GÜN	0,260	0,173	0,392
0%	İPEK	7.GÜN	0,288	0,169	0,366
0%	İPEK	10.GÜN	0,264	0,161	0,434
0%	İPEK	12.GÜN	0,252	0,178	0,372
0%	İPEK	18.GÜN	0,284	0,180	0,397
0%	İPEK	20.GÜN	0,284	0,193	0,192
0%	İPEK	24.GÜN	0,266	0,154	0,408
%0.5	KATGÜT	0.GÜN	0,2207	0,1162	0,1474
%0.5	KATGÜT	4.GÜN	0,1851	0,1117	0,1821
%0.5	KATGÜT	5.GÜN	0,2323	0,1208	0,1853
%0.5	KATGÜT	6.GÜN	0,1695	0,0828	0,144
%0.5	KATGÜT	7.GÜN	0,2138	0,1068	0,1338
%0.5	KATGÜT	10.GÜN	0,2368	0,1022	0,1619
%0.5	KATGÜT	12.GÜN	0,243	0,1182	0,1758
%0.5	KATGÜT	18.GÜN	0,2307	0,0991	0,1689
%0.5	KATGÜT	20.GÜN	0,2373	0,0902	0,1378
%0.5	KATGÜT	24.GÜN	0,2207	0,1297	0,1515
%0.5	İPEK	0.GÜN	0,274	0,1648	0,4219
%0.5	İPEK	4.GÜN	0,2784	0,1773	0,3993
%0.5	İPEK	5.GÜN	0,2973	0,1812	0,4137
%0.5	İPEK	6.GÜN	0,2325	0,1822	0,4248
%0.5	İPEK	7.GÜN	0,2886	0,1584	0,4533
%0.5	İPEK	10.GÜN	0,2647	0,1733	0,4275
%0.5	İPEK	12.GÜN	0,2582	0,1577	0,3885

%0.5	İPEK	18.GÜN	0,2844	0,1722	0,4245
%0.5	İPEK	20.GÜN	0,2867	0,1748	0,4111
%0.5	İPEK	24.GÜN	0,2552	0,1816	0,4245
1%	KATGÜT	0.GÜN	0,2425	0,1297	0,1589
1%	KATGÜT	4.GÜN	0,2068	0,1078	0,1519
1%	KATGÜT	5.GÜN	0,2078	0,1148	0,1496
1%	KATGÜT	6.GÜN	0,2311	0,1092	0,1599
1%	KATGÜT	7.GÜN	0,227	0,116	0,142
1%	KATGÜT	10.GÜN	0,2162	0,112	0,1922
1%	KATGÜT	12.GÜN	0,1901	0,1251	0,1686
1%	KATGÜT	18.GÜN	0,2111	0,1342	0,1825
1%	KATGÜT	20.GÜN	0,29	0,1104	0,1412
1%	KATGÜT	24.GÜN	0,1956	0,0976	0,1782
1%	İPEK	0.GÜN	0,2977	0,166	0,0984
1%	İPEK	4.GÜN	0,2751	0,1556	0,3314
1%	İPEK	5.GÜN	0,2738	0,1578	0,211
1%	İPEK	6.GÜN	0,2778	0,1842	0,4707
1%	İPEK	7.GÜN	0,2793	0,1582	0,3856
1%	İPEK	10.GÜN	0,2859	0,1815	0,3322
1%	İPEK	12.GÜN	0,2838	0,1625	0,4388
1%	İPEK	18.GÜN	0,2803	0,1867	0,4368
1%	İPEK	20.GÜN	0,2736	0,1737	0,4234
1%	İPEK	24.GÜN	0,2699	0,1816	0,3944
2%	KATGÜT	0.GÜN	0,2929	0,1378	0,2037
2%	KATGÜT	4.GÜN	0,1834	0,1088	0,1404
2%	KATGÜT	5.GÜN	0,2136	0,1003	0,1712
2%	KATGÜT	6.GÜN	0,2527	0,1296	0,1105
2%	KATGÜT	7.GÜN	0,2638	0,133	0,207
2%	KATGÜT	10.GÜN	0,219	0,1024	0,173
2%	KATGÜT	12.GÜN	0,2319	0,1202	0,1584
2%	KATGÜT	18.GÜN	0,2296	0,1097	0,13
2%	KATGÜT	20.GÜN	0,2059	0,0996	0,1464
2%	KATGÜT	24.GÜN	0,2793	0,1236	0,1962
2%	İPEK	0.GÜN	0,2959	0,1892	0,2675
2%	İPEK	4.GÜN	0,285	0,191	0,4471
2%	İPEK	5.GÜN	0,2964	0,1712	0,3652
2%	İPEK	6.GÜN	0,2496	0,1707	0,3986
2%	İPEK	7.GÜN	0,2863	0,1788	0,4008
2%	İPEK	10.GÜN	0,2799	0,1881	0,4577
2%	İPEK	12.GÜN	0,2875	0,1605	0,3993
2%	İPEK	18.GÜN	0,2938	0,1926	0,4459
2%	İPEK	20.GÜN	0,2867	0,176	0,4341
2%	İPEK	24.GÜN	0,2632	0,1816	0,4079

**EK 2: Elde Edilen Modül Sonuçları**

ORAN	LİF	ZAMAN	CEKME MUK.MODÜLÜ	DÜĞÜM MUK-MODÜLÜ	İLMEK MUK-MODÜLÜ
0%	KATGÜT	0.GÜN	1,315	0,990	2,567
0%	KATGÜT	4.GÜN	0,993	1,073	1,252
0%	KATGÜT	5.GÜN	1,005	1,230	1,658
0%	KATGÜT	6.GÜN	1,016	0,677	1,517
0%	KATGÜT	7.GÜN	0,874	0,670	1,315
0%	KATGÜT	10.GÜN	1,252	0,885	1,250
0%	KATGÜT	12.GÜN	1,075	0,990	1,658
0%	KATGÜT	18.GÜN	0,970	0,825	1,685
0%	KATGÜT	20.GÜN	1,206	1,227	1,892
0%	KATGÜT	24.GÜN	0,807	1,280	1,738
0%	İPEK	0.GÜN	2,678	1,531	2,275
0%	İPEK	4.GÜN	2,134	1,456	2,468
0%	İPEK	5.GÜN	1,580	1,346	2,379
0%	İPEK	6.GÜN	1,752	1,592	2,158
0%	İPEK	7.GÜN	1,780	0,975	2,513
0%	İPEK	10.GÜN	2,143	1,581	3,668
0%	İPEK	12.GÜN	1,494	1,597	3,382
0%	İPEK	18.GÜN	2,099	1,401	3,740
0%	İPEK	20.GÜN	1,965	1,641	3,230
0%	İPEK	24.GÜN	2,402	2,606	2,289
%0.5	KATGÜT	0.GÜN	0,73	0,508	2,4580
%0.5	KATGÜT	4.GÜN	0,81	0,794	1,5360
%0.5	KATGÜT	5.GÜN	1,089	0,756	1,7320
%0.5	KATGÜT	6.GÜN	0,9179	0,932	1,4980
%0.5	KATGÜT	7.GÜN	1,276	1,602	2,6650
%0.5	KATGÜT	10.GÜN	1,179	1,098	2,5400
%0.5	KATGÜT	12.GÜN	1,19	0,504	1,6450
%0.5	KATGÜT	18.GÜN	1,251	1,051	1,4540
%0.5	KATGÜT	20.GÜN	1,135	0,995	1,6770
%0.5	KATGÜT	24.GÜN	1,027	0,789	1,7070
%0.5	İPEK	0.GÜN	1,667	2,827	3,2140
%0.5	İPEK	4.GÜN	1,638	2,055	1,9996
%0.5	İPEK	5.GÜN	2,247	1,796	2,7520
%0.5	İPEK	6.GÜN	2,079	1,823	2,7470
%0.5	İPEK	7.GÜN	2,345	2,626	2,8030
%0.5	İPEK	10.GÜN	1,991	2,358	3,5210
%0.5	İPEK	12.GÜN	1,912	1,624	2,5080
%0.5	İPEK	18.GÜN	1,267	1,812	2,5660
%0.5	İPEK	20.GÜN	2,469	1,947	3,7860
%0.5	İPEK	24.GÜN	1,267	1,498	2,5694
1%	KATGÜT	0.GÜN	1,062	1,119	2,1320



1%	KATGÜT	4.GÜN	0,962	0,803	2,0080
1%	KATGÜT	5.GÜN	0,998	0,750	2,0690
1%	KATGÜT	6.GÜN	1,456	1,216	2,0680
1%	KATGÜT	7.GÜN	1,511	1,106	1,6650
1%	KATGÜT	10.GÜN	0,89	0,919	2,0050
1%	KATGÜT	12.GÜN	0,5387	0,996	1,5660
1%	KATGÜT	18.GÜN	1,106	1,118	1,9080
1%	KATGÜT	20.GÜN	1,288	1,307	2,0220
1%	KATGÜT	24.GÜN	0,7019	0,996	1,8120
1%	İPEK	0.GÜN	2,269	2,847	4,0240
1%	İPEK	4.GÜN	1,435	1,235	2,1790
1%	İPEK	5.GÜN	1,793	2,187	3,8550
1%	İPEK	6.GÜN	1,955	1,828	3,6540
1%	İPEK	7.GÜN	1,803	1,332	3,1580
1%	İPEK	10.GÜN	1,855	1,768	3,4880
1%	İPEK	12.GÜN	2,099	2,002	2,9660
1%	İPEK	18.GÜN	2,006	1,600	2,9990
1%	İPEK	20.GÜN	2,207	2,069	2,5070
1%	İPEK	24.GÜN	1,584	1,814	3,0870
2%	KATGÜT	0.GÜN	1,208	1,043	2,0300
2%	KATGÜT	4.GÜN	1,198	0,960	1,7270
2%	KATGÜT	5.GÜN	1,203	1,324	2,0490
2%	KATGÜT	6.GÜN	1,601	1,166	2,4090
2%	KATGÜT	7.GÜN	0,992	1,583	1,9160
2%	KATGÜT	10.GÜN	1,158	0,858	1,5250
2%	KATGÜT	12.GÜN	1,106	0,984	1,8200
2%	KATGÜT	18.GÜN	1,28	0,600	1,9850
2%	KATGÜT	20.GÜN	0,905	0,830	1,6360
2%	KATGÜT	24.GÜN	0,6537	0,711	1,3460
2%	İPEK	0.GÜN	2,217	3,102	3,1890
2%	İPEK	4.GÜN	2,104	1,842	2,6250
2%	İPEK	5.GÜN	1,914	1,481	3,6400
2%	İPEK	6.GÜN	1,685	1,867	3,6280
2%	İPEK	7.GÜN	1,978	1,604	4,2510
2%	İPEK	10.GÜN	1,582	1,853	2,5240
2%	İPEK	12.GÜN	2,006	1,699	2,1540
2%	İPEK	18.GÜN	1,543	1,718	2,5240
2%	İPEK	20.GÜN	2,37	1,577	3,3320
2%	İPEK	24.GÜN	1,638	1,701	2,8900

**EK 3. Elde Edilen Maksimum Uzama Sonuçları**

ORAN	LIF	ZAMAN	ÇEKME MUK.MAKSİMUM STN	DÜĞÜM MUK.MAKSİMUM STN	İLMEK MUK.MAKSİMUM STN
0%	KATGÜT	0.GÜN	33,430	25,720	25,720
0%	KATGÜT	4.GÜN	32,430	23,510	23,510
0%	KATGÜT	5.GÜN	37,440	26,630	26,630
0%	KATGÜT	6.GÜN	33,630	26,220	26,220
0%	KATGÜT	7.GÜN	39,420	26,540	26,540
0%	KATGÜT	10.GÜN	33,760	29,650	29,650
0%	KATGÜT	12.GÜN	30,310	26,630	26,630
0%	KATGÜT	18.GÜN	39,260	34,970	34,970
0%	KATGÜT	20.GÜN	34,970	19,820	19,820
0%	KATGÜT	24.GÜN	34,520	23,710	23,710
0%	İPEK	0.GÜN	29,070	19,820	19,820
0%	İPEK	4.GÜN	29,750	17,790	17,790
0%	İPEK	5.GÜN	24,410	17,160	17,160
0%	İPEK	6.GÜN	27,200	21,640	21,640
0%	İPEK	7.GÜN	31,730	19,730	19,730
0%	İPEK	10.GÜN	27,070	15,420	15,420
0%	İPEK	12.GÜN	27,110	18,020	18,020
0%	İPEK	18.GÜN	30,680	17,680	17,680
0%	İPEK	20.GÜN	26,910	17,280	17,280
0%	İPEK	24.GÜN	28,160	11,430	11,430
%0.5	KATGÜT	0.GÜN	30,49	28,29	9,62
%0.5	KATGÜT	4.GÜN	42,33	24,17	17,71
%0.5	KATGÜT	5.GÜN	40,03	28,12	16,79
%0.5	KATGÜT	6.GÜN	33,78	20,2	22,98
%0.5	KATGÜT	7.GÜN	28,19	15,5	9,55
%0.5	KATGÜT	10.GÜN	36,6	15,09	11,87
%0.5	KATGÜT	12.GÜN	37,56	23,53	15,87
%0.5	KATGÜT	18.GÜN	37,32	21,37	19,42
%0.5	KATGÜT	20.GÜN	42,1	21,28	12,59
%0.5	KATGÜT	24.GÜN	36,28	17,273	14,69
%0.5	İPEK	0.GÜN	22,84	11,8	16,09
%0.5	İPEK	4.GÜN	31,5	15,51	22,01
%0.5	İPEK	5.GÜN	25,28	16,27	16,72
%0.5	İPEK	6.GÜN	29,31	16,8	17,75
%0.5	İPEK	7.GÜN	32,82	12,84	23,5
%0.5	İPEK	10.GÜN	28,37	13,8	17,53
%0.5	İPEK	12.GÜN	29,12	15,5	17,86
%0.5	İPEK	18.GÜN	33,39	16,36	17,64
%0.5	İPEK	20.GÜN	29,18	16,56	16,42
%0.5	İPEK	24.GÜN	28,09	17,34	17,67

1%	KATGÜT	0.GÜN	43,83	20,57	12,79
1%	KATGÜT	4.GÜN	32,95	23,25	21,5
1%	KATGÜT	5.GÜN	32,13	25,62	10,86
1%	KATGÜT	6.GÜN	31,67	23,76	14,01
1%	KATGÜT	7.GÜN	36,98	19,16	13,95
1%	KATGÜT	10.GÜN	37,21	24,36	15,84
1%	KATGÜT	12.GÜN	35,29	31,8	17,89
1%	KATGÜT	18.GÜN	32,8	27,4	16,53
1%	KATGÜT	20.GÜN	32,91	19,07	11,46
1%	KATGÜT	24.GÜN	38,6	19,56	15,94
1%	İPEK	0.GÜN	28,06	11,95	2,98
1%	İPEK	4.GÜN	33,17	19,85	16,28
1%	İPEK	5.GÜN	24,12	14,04	13,55
1%	İPEK	6.GÜN	28,34	18,05	19,24
1%	İPEK	7.GÜN	29,89	16,54	17,26
1%	İPEK	10.GÜN	33,66	19,32	16,46
1%	İPEK	12.GÜN	24,31	12,7	19,26
1%	İPEK	18.GÜN	29,81	17,41	19,47
1%	İPEK	20.GÜN	23,94	16,63	18,21
1%	İPEK	24.GÜN	29,81	17,73	18,66
2%	KATGÜT	0.GÜN	44,91	28,04	17,08
2%	KATGÜT	4.GÜN	34,25	27,17	19,02
2%	KATGÜT	5.GÜN	41,74	17,59	14,6
2%	KATGÜT	6.GÜN	35,17	28,26	15,8
2%	KATGÜT	7.GÜN	42,65	23,96	17,11
2%	KATGÜT	10.GÜN	36,9	18,35	16,82
2%	KATGÜT	12.GÜN	43,71	27,49	16,66
2%	KATGÜT	18.GÜN	39,39	25,26	11,54
2%	KATGÜT	20.GÜN	38,41	23,23	15,7
2%	KATGÜT	24.GÜN	46,93	19,2	19,2
2%	İPEK	0.GÜN	28,38	12,1	10,27
2%	İPEK	4.GÜN	29	19,85	20,36
2%	İPEK	5.GÜN	30,58	16,02	15,94
2%	İPEK	6.GÜN	25,83	17,02	14,38
2%	İPEK	7.GÜN	33,58	17,56	13,12
2%	İPEK	10.GÜN	35,19	18,19	19,88
2%	İPEK	12.GÜN	36,45	17,58	20,46
2%	İPEK	18.GÜN	31,54	16,81	18,57
2%	İPEK	20.GÜN	29,2	18,55	17,5
2%	İPEK	24.GÜN	29	19,05	19,33

**ÖZGEÇMİŞ**

1984'te Adana'da doğdu. Lise eğitimini 2002 yılında Çeş Seyhan Anadolu Lisesi'nde aldı. 2002-2006 tarihlerinde Uludağ Üniversitesi Tekstil Mühendisliği bölümünden mezun oldu. 2007-2008 Eğitim Öğretim Yılı Bahar yarıyılında Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. Evli ve bir çocuk annesidir.

**TEŐEKKÖR**

Aileme, Prof.Dr.Yusuf Ulcay ve Doç.Dr.Őule Altun başta olmak üzere tüm akademisyenlere teŐekkÖrlerimi sunarım. Yüksek Lisans eğitimimi biricik oğlum Emir Yusuf'a ithaf ediyorum.