

## AMELİYAT İPLİKLERİ TIPLERİ ÖZELLİKLERİ VE KROME KATGÜT İLE NORMAL KATGÜT ARASINDAKİ MUKAVEMET FARKLARI

*Remzi GEMCİ\**

*Yusuf ULCA\*\**

**Özet:** Bu çalışmada, ameliyat iplikleri hakkında kısa genel bilgi verilmiştir Bunun dışında, absorbe olan ameliyat ipliklerinden; Normal ve Krome Katgüt, Poliglaktin (Poliglaktik Asit), Poliglokolik Asit (PGA), Polidioksanon, Polimetilen Karbonat, Poliglekapron 25 ile absorbe olmayan ameliyat ipliklerinden; İpek, Poliamid, Polipropilen, Poliester, Poliester esaslılar hakkında bilgi verilmiş ve Normal Katgüt ile Krome Katgüt arasındaki mukavemet farkları incelenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Ameliyat İpliği, Katgüt, Mukavemet.

### Types and Properties of Suture Materials and Strength Differences Between Normal and Chromium Catgut

**Abstract:** In this study, the some properties of absorbable and non-absorbable sutures have been reviewed. In addition, the knot strength differences between normal cat-cut and chromium cat-cut in respect to suture number have been investigated.

**Key Words:** Sutures, Catgut, Strength.

## 1. GİRİŞ

Tıp sektörü, tekstil sanayiinin sunduğu geniş imkanlardan faydalanan önemli ve hızlı gelişen alanlardan birisidir. Geniş ürün seçimi sunabilen tekstil materyalinin, vücut içinde kullanıldığında doku gelişimine müsait olması, çevreye uyumu, çok fonksiyonlu karakteri, özelliklerini kaybetmeden sterilize edilebilmesi, gerekli esneklik ve dayanımı birlikte taşıması, çeşitli materyallerle birleşebilmesi, onu tıbbi alanda kullanılmak üzere en uygun malzeme yapar.

Ameliyat iplikleri, yara kapanım elemanları olarak tıp alanında kullanılan diğer malzemeler içinde oldukça gelişen bir pazara sahiptir. Yaraların onarılması için ameliyat ipliklerine alternatif olarak sunulan zımbalar, bantlar gibi diğer yara kapatıcı malzemeler, ameliyat iplikleri kadar yaygın bir kullanıma sahip olmamıştır. Mukherjee (1989) tarafından yapılan bir araştırmaya göre, 1987 yılı itibarıyla dünya çapında yara kapatıcının pazar payı bir milyar US doları civarında olmuş ve ameliyat iplikleri bu payın %78'ni temsil etmiştir. 1998 yılında ülkemizde sadece Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi'ne cerrahi uygulamalarda kullanılmak üzere yaklaşık 65.000.000.000 TL'lık, (o günkü kur ile yaklaşık 250.000 US Doları) Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi'ne ise yaklaşık 116.000.000.000 TL'lık (o günkü kur ile yaklaşık 450.000 US Doları) ameliyat ipliği satın alınmıştır. Türkiye genellemesi yapılırsa rakamın ne kadar büyük olduğu görülür. Satın alınan ipliklerin %60'ını absorbe olmayan ameliyat iplikleri oluşturmaktadır. Bu rakamlar aynı hastaneye alınan genel tıbbi malzemelerin yaklaşık %25'ini teşkil etmektedir.

\* Sütçü İmam Üniversitesi, Tekstil Mühendisliği Bölümü, Karacasu, Kahramanmaraş.

\*\* Uludağ Üniversitesi, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Tekstil Mühendisliği Bölümü, Görükle, Bursa.

## 2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

### 2.1. Ameliyat İpliklerinin Tamımı ve Kullanım Amacı

Bir ameliyat ipliği, cerrahi sebepler yüzünden açılan veya tesadüfen kesilen vücut dokularını, yararın 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. (Anonim 1994a, 1995, Yee 1985, Mukherjee 1989, Zimmer ve diğ. 1991, Thacker ve diğ. 1975).

Yaralı bir dokuda ameliyat ipliği kullanmanın temel amacı; dokunun mekanik destek olmadan normal gerilim kuvvetlerine karşı koymaya yetecek mukavemete ulaşıncaya kadar, yara dudaklarını karşılıklı tutmaktır (Paez ve diğ. 2000, Zimmer ve diğ. 1991, Thacker ve diğ. 1975, Solano ve diğ. 2003, Tatlıkazan 1991). 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 yararın 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 (Browning, 1984). 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).

### 2.2. Ameliyat İpliklerinin Tarihçesi

Ameliyat iplikleri 4000 yıldan beri cerrahlar tarafından kullanılmaktadır (Artandi 1980, Chu 1991, Thacker ve diğ. 1975). M.Ö. 2000 yıllarından kalma tıbbi yazılar, bağlamak ve dikmek amacıyla tel ve sinir kullanıldığına dair ifadeler içermektedir (Anonim 1995). 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 at kuyruğunun kıllarından faydalanmışlardır (Moy ve diğ. 1992).

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 saç, ağaç kabuğu liflerinin de kullanıldığından bahsedilmiştir (Yee, 1984, Demirhan 1985, Magilligan ve DeWeese 1974).

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 (Browning 1984).

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 poliesterler, 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 (Artandi 1980, Babetty 1998).

## 2.3. Ameliyat İplik Tipleri

### 2.3.1. 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 (Anonim 1994a, 1995, Hermann 1973, Moy ve diğ. 1992, Capperauld 1989, Chu ve diğ. 1997).

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. Absorbsiyonu 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 absorbsiyonu 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 absorbsiyonu oranı veya zamanı ile gerilme mukavemeti kayıp oranı veya zamanı arasında bir ayırım yapılmalıdır (Herrmann 1973, Yee 1985, Moy ve diğ. 1992, Anonim 1995).

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

#### 2.3.1.1. Katgüt:

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, absorbsiyon süresinin uzatılması amacıyla gerekli krom tuzu solüsyonları ile muamele edilir. Bu nedenle cerrahide katgüt "Normal" ve "Krome" olmak üzere ikiye ayrılır (Moy ve diğ. 1992, Tatlıkazan 1991, Herrmann 1971, Anonim 1994a, 1995).

**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 (Moy 1992, Tatlıkazan 1991, Herrmann 1971, Anonim 1994a, 1995, Anonim 1987).

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

#### 2.3.1.2. Kollojen Dikiş İpliği:

Sığırın fleksör kirişinden elde edilen doğal, absorbe edilebilen, bükümlü, multifilament 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.

#### 2.3.1.3. 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 bozulur. 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 gilikolidin 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 gilikolid asitler, vücut içinden, öncelikle idrar ile kendiliğinden uzaklaştırılır (Tatlıkazan 1991Moy ve diğ. 1992, Anonim 1994a, 1995).

#### **2.3.1.4. Poliglikolik Asit (PGA):**

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 ve poliester 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. Mono-filament formda iken katıdır. Bu yüzden, kullanım kolaylığı için braid (makrome örme gibi) formda üretilir. 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 multifilament yapıdadır. Polyglactin 910 ameliyat ipliğinden daha çabuk gerilim mukavemetini kaybetmekte fakat, doku içinde önemli ölçüde daha yavaş absorbe edilmektedir (Moy ve diğ.1992, Hermann 1971, Anonim 1994a).

#### **2.3.1.5. Polidioksanon (PDS):**

Poliester 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 diğ. 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).

#### **2.3.1.6. Polimetilen Karbonat:**

Bu sentetik monofilament, 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. Polidioksanon dan 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 diğ. 1992).

#### **2.3.1.7. Poliglekaplön 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 poliglekaplön 25 ameliyat ipliklerini tercih eder (Anonim 1994a).

#### **2.3.2. 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 bo-

zulma 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 bozular. 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 (Anonim1995, Moy ve diğ.1992, Capperauld 1989, Babetty 1998).

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, poliester ve metal ipliklerdir (Van Winkle ve Hastings 1972).

### 2.3.2.1. İpek:

En yaygın kullanıma sahip ameliyat ipliğidir. Bombyx Mori ipek böceği kozasından elde edilen doğal protein filamentlerinden elde edilir. İpek ameliyat ipliği braid form halinde üretilmeden önce yapısında bulunan 2 protein maddesinden biri olan yapışkan özelliğe sahip serisin kısmı uzaklaştırılır. Bu işlem, ameliyat ipliğinin niteliğini önemli ölçüde geliştiren daha sıkı bir örme (braid) yapıya izin verir. Braiding işleminden sonra ipek genellikle çile halinde boyanır, pişirilir, gerdirilir ve vaks veya silikona daldırılarak kaplanır. İpek ameliyat iplikleri iyi kullanım özellikleri vermesi nedeniyle genellikle braid-örme formda üretilir. Ancak, çok küçük çaplı ve mikro cerrahi ve göz cerrahisinde kullanılacak bir ameliyat ipliği için bükümlü yapıda üretilir. Bükümlü ipek ameliyat ipliği, hassas dokuların küçük düğümlerle birleştirilebilmesi bakımından önemlidir. Braid-örme ipekteki gibi yüzey işlemine maruz bırakılmamıştır. Genellikle, beyaz renkte kullanılır. Fakat operasyon esnasında görülmesini kolaylaştırmak için poşetinin içine az miktarda metilen mavisi damlatılarak geçici bir renge sahip olması sağlanabilir.

İpek, yumuşaklığı, inceliği, esnekliği, kullanım ve bağlama kolaylığı ile aranan ameliyat ipliği malzemesidir. İpek absorbe olmayan bir ameliyat ipliği olmasına rağmen, yaklaşık bir yılda çoğu veya tüm gerilme mukavemetini dereceli olarak kaybeder ve genellikle iki yıldan sonra dokuda fark edilmez. Böylece çok yavaş absorbe olan bir ameliyat ipliği olarak davranır. Katgüt hariç herhangi bir ameliyat ipliğinden daha çok iltihap reaksiyonuna sebep olur. Braid-örme yapısı nedeniyle yüksek kapiler özelliğe sahiptir ve enfeksiyona eğilimli yerlerde kullanılmamaktadır. İpek ameliyat ipliklerinin klinik avantajı düğüm emniyeti için çok az düğüm gerektirmesidir (Tomita ve diğ. 1993, Anonim 1988a, Anonim 1994a, 1995, Moy ve diğ. 1992).

### 2.3.2.2. Poliamid:

Poliamid ilk sentetik ameliyat ipliğidir. Ameliyat ipliği olarak poliamid 6 ve poliamid 6,6 kullanılmaktadır. Monofilament ve braid olmak üzere 2 ayrı yapıda üretilir. Monofilament olarak cerrahide en fazla kullanılan absorbe olmayan ameliyat ipliğidir. Yüksek gerilme mukavemeti mükemmel elastik özelliği, minimum doku reaksiyonu ile tanınır. Özellikle monofilament yapıda Poliamid ameliyat ipliği kullanmanın temel dezavantajı, yüksek hafıza özelliğidir. Bu durum, dikişi yerinde tutması için 3 veya 4 fazladan düğüm atış sayısı gerektirir. Bu nedenle, hafızasını azaltmak ve eğilip bükülebilirliğini arttırmak için alkol içinde ıslatılmış olarak sunulur. Multiflament braid Poliamid ameliyat iplikleri, biraz daha yüksek enfeksiyon oranı yanında, daha eğilip bükülebilir ve daha kolay kullanıma sahiptir. Ancak kapilaritesi monofilament yapıdakilere göre daha yüksektir. Bu nedenle genellikle silikon ile kaplanarak kullanılır (Anonim 1988b, Anonim 194a, 1995). Bazı ticari tipleri aşağıda verilmiştir.

**Ethilon:** Yüksek gerilme mukavemetine sahiptir ve doku reaksiyonu çok ılımlıdır. Mukavemeti canlı dokularda yıllık %15 kadar bir oranla azalır. Özellikle retansiyona ve deri kapatmaya çok uygundur. Rengi yeşil veya siyahtır.

**Nurolon:** Siyah renkli, örgülü multiflament yapıdadır. İpeğe benzer fakat, ipekten daha mukavemetlidir ve daha az doku reaksiyonu meydana getirir (Anonim 1988b).

**Surgilon:** Örgülü multifilament yapıdadır. Silikon ile kaplanmasının bir sonucu olarak yumuşak doku geçişi sağlar ve kapilaritesi azalır. Başlangıç gerilimini çok daha uzun bir süre koruyabilmesi, diğer absorbe edilemeyen ameliyat ipliklerine göre en büyük üstünlüğüdür. Beyaz veya siyah renkte kullanılabilir.

**Dermalon:** Monofilament bir yapıya sahiptir. Gerilim mukavemeti oldukça yüksektir. Tercih nedenleri; minimum reaksiyon potansiyeli, dokulardan çok rahat geçiş sağlaması ve kapiler olmayan bir yapıya sahip olmasıdır. Mavi veya siyah renkli veya renksiz olarak kullanılabilir. Monofilament olduğundan dikişlerin alınması örgülü materyallere göre hasta açısından çok daha rahattır.

### **2.3.2.3. Polipropilen:**

Polipropilen, absorbe olmasına izin vermeyen veya çok az izin veren lineer bir hidrokarbon kristalin polimerin izotaktik izomeridir. Monofilament yapıda kullanılan yumuşak bir malzemedir. Kimyasal yapısı itibari ile oldukça inert bir ameliyat ipliğidir. Doku enzimleri tarafından zayıflatılmadan yıllarca biyolojik ortamda mukavemetini korur. Dokuya yapışmayan çok kaygan bir yüzeye sahiptir. Yüksek pürüzsüzlüğü, düğüm emniyetini tehlikeye sokar ve bunu gidermek için ilave dikiş sayısı gerektirir. Polipropilen ameliyat iplikleri, bağlanmış düğüm gerilmesi altında kaldıklarında bir dezavantaja sahiptirler: Materyal, bir çilenin diğer çileye sürtünmesi tarafından zayıflayabilir ve parçalanabilir. (Yee 1985, Anonim 1994a, 1995, Mazzaresse 1997). Bazı ticari tipleri aşağıda verilmiştir.

**Prolene:** Monofilament yapılı ve son derece hareketsizdir. Yüksek gerilme mukavemetini korur, doku reaksiyonu asgaridir ve diğer sentetik absorbe edilemeyen ameliyat ipliklerinin çoğundan daha iyi düğüm tutar. Kalp-damar ve plastik cerrahide geniş bir kabul görmüştür. Enfeksiyon halinde de kullanılabilir.

**Surgilene:** Monofilament yapıya sahip, yumuşak bir malzemedir. Doku öz sıvılarından kesinlikle etkilenmez. Bu sebepten çok popüler bir damar cerrahi ipliğidir. Çok tekrarlı esneme ve sık tekrarlı burkulmalara rağmen kopmama özelliğine sahiptir. Mavi veya şeffaf bir renge sahiptir.

### **2.3.2.4. Poliester:**

Poliester ameliyat iplikleri, yapısındaki aromatik zincirden dolayı, poliamid ve polipropilen ameliyat ipliklerinden daha rijittir. Monofilament ve multifilament formda üretilir. Braid Poliester ameliyat iplikleri, monofilamentlerle aynı yüksek gerilme mukavemeti ve düşük doku reaksiyonuna ilaveten, gelişmiş kullanım özellikleri ve düğüm emniyeti sağlamak için üretilmiştir. Mevcut poliester ameliyat iplikleri çeşitli yüzey maddeleri ile doyurulur veya kaplanır. Silikon ve teflon ile kaplama ve emdirme, ameliyat ipliklerin dokuyu çekmesini ve kapiler etkisini azaltmasına rağmen düğüm emniyetini azaltır. Poliester ameliyat iplikleri, mukavemet açısından metal ameliyat ipliklerinden sonra gelir (Hermann 1971, Yee 1985, Anonim 1994a, 1995 Anonim 1988c). Bazı ticari tipleri aşağıda verilmiştir.

**Ethibond:** Örgülü multifilament yapıdadır. Polibutilat ile kaplanmıştır. Böylece, dokudan düzgün bir geçiş ve düğümün yerine oturması sağlanmıştır. Rengi siyah veya yeşildir. Özellikle, kalp-damar cerrahisinde damar anastomozu ve protez malzemesinin yerleştirilmesi için kullanılır. Çünkü, canlı dokudaki mukavemetini uzun süre korur.

**Dacron:** Örgülü bir yapıya sahip olup, özellikle sıkı kuvvet yoğunlaşmasının gerektiği yerlerde başarılı olmaktadır. Üstelik, bu kuvvetin mutlaka minimum sayıda düğümle sağlanması önemli ise, Dacron kullanımı özellikle tercih edilmektedir.

**Ti-cron:** Örgülü multifilament bir yapıya sahiptir ve silikonla kaplanmıştır. Bu sayede dokulardan çok rahat geçer. Son derece güçlü ve yumuşak bir malzemedir. Bu nedenle, absorbe edilemeyen ameliyat ipliklerinin gerekli olduğu her yerde kullanılabilir. Gerilim mukavemetini uzun süre koruması ve tekrarlı kıvrılmalar sonucu kopmaması önemini artırmaktadır. Rengi mavi veya beyazdır.

### **2.3.2.5. Paslanmaz Çelik Tel:**

Hem monofilament hem de bükümlü yapıda üretilen paslanmaz çelik ameliyat iplikleri, yüksek gerilme mukavemetine ve doku içinde hareketsizliği nedeniyle düşük doku reaksiyonuna sahiptir. Dokuda parçalanmadığı için gerilme mukavemeti kaybı çok azdır. Kullanım zorluğu, geç parçalanması ve dokuyu kesme ihtimali dezavantajları arasında sayılabilir. Çok sıkı bağlanmışsa dokuyu çekebilir, hatta yırtabilir. Esnekliği çok düşüktür. Paslanmaz çelik ameliyat iplikleri, uygun olmayan elektrolitik reaksiyon meydana

gelebileceğinden, başka bir metal protezin vücuda eklendiği durumlarda kullanılmamalıdır (Anonim 1994a, 1995).

#### 2.4. Ameliyat İpliklerinde Numaralandırma

USP (United States Pharmacopoeia) ve EP (European Pharmacopoeia), ameliyat ipliklerinin boyutunu tanımlamak için kullanılan iki standarttır. Tablo 1’de gösterildiği gibi, her iki standartta da materyal çapı özel boyut kodları ile 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 standartta, kod numaraları 0.1’den 10’a kadar değişir. Sonuç olarak, minimum çap, kod numarası 10 ile bölünerek hesaplanabilir. EP standardı USP standardı gibi sentetik absorbe edilebilen ameliyat iplikleri ile doğal absorbe edilebilen ameliyat ipliklerini birbirinden ayırmaz (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b).

Ameliyat ipliklerinde aranan özelliklerden birisi mukavemettir. Cerrahide mukavemet değerlerinden gerilme ve düğüm mukavemeti önem arz eder.. Gerilme mukavemeti, ipliğin uzunluğu ve çapı ile doğrudan ilişkilidir. Cerrahide ameliyat ipliğinin düğüm mukavemeti gerilme mukavemeti kadar önemlidir. Düğüm yerinde iplik kuvvetle çekilir, makaslama kuvvet tatbiki nedeniyle gerilme daha da artar ve iplik düğümde çok daha kolay kopar.

Bütün ameliyat iplikleri için ölçüler ve gerilme mukavemetleri yönetmeliklerle standartlaştırılmıştır. Ölçü, malzemenin çapını ifade eder. Gerilme mukavemeti ise, lifin düğümlendiği zaman kopmadan karşı koyacağı gerginliğin bir ölçümüdür

Tablo I.

USP ve EP ’e göre Ameliyat İpliklerinin Numaralandırılması (Ulçay ve Karaca 1993a, 1993b)

USP Boyut Kodları		EP Boyut Kodları	Dikiş İpliği Çapı (mm)
Doğal Absorbe Edilen İplikler	Absorbe Edilmeyen ve Sentetik Absorbe Edilen İplikler	Absorbe Edilen ve Absorbe Edilmeyen İplikler	Min. - Max.
	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	0.25 - 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

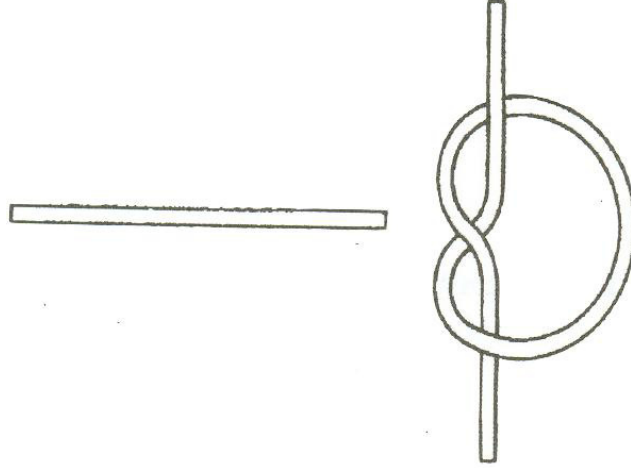
### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Materyal

Çalışmada kullanılan ameliyat iplikleri, USP-1 (EP-5), USP-0 (EP-4), ve USP-4/0 (EP-2) kodlarında ve 75 cm boyunda normal ve krome katgüt tipidir. Yapılan bütün deneyler 21 °C sıcaklık ve % 50 nem ortamında gerçekleştirilmiştir. Bu ortam koşulları, Stuttgart Tekstil Lif ve Araştırma Enstitüsü Biyomedikal Laboratuvarı’ndaki tıbbi malzemeler için standart kullanılan koşullardır.

### 3.2. Metot

Ameliyat ipliğinin düğüm mukavemet ölçümleri için Instron 4301 model bilgisayarlı mukavemet test cihazı ile ASTM D3217-79 standardına göre gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan ameliyat ipliklerinin düğüm mukavemetinin tespit edilmesi için, test edilecek ameliyat ipliklerinde düğümler, Şekil 1'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 1:  
Düğüm mukavemet testi için düğümün oluşumu

Yapılan deneyde USP-1 (EP-5), USP-0 (EP-4), ve USP-4/0 (EP-2) kodlarında ve 75 cm boyunda, Tablo II'de belirtilen sayılarda toplam 30 adet olmak üzere, normal ve krome katgüt ameliyat ipliklerinin düğümlü kopma kuvvetleri N cinsinden ölçülmüş ve Tablo II'de verilmiştir. Tablo II'deki verilere göre düğüm mukavemet değerleri MPa cinsinden hesaplanmış ve Tablo III'de gösterilmiştir.

Sonuçlar, ölçülen değişken düğüm mukavemet değerleri olmak üzere; iplik cinsi ve iplik çapı faktörler olmak üzere 2 faktörlü tamamen tesadüf dağılımlı varyans analizi ile %5 anlamlılık seviyesinde irdelenmiştir. İplik cinsinin faktör seviyeleri, normal ve krome katgüt iplikleri olmak üzere 2 seviyede, iplik çapı faktör seviyeleri de, USP-4/0, USP-0 USP-1 numaraları olmak üzere 3 seviyede incelenmiştir. Ret edilen hipotezler için SNK testi uygulanmıştır.

### 4. BULGULAR ve DEĞERLENDİRME

Tablo II.  
Normal Katgüt ile Krome Katgüt'ün Düğüm Kopma Kuvvetleri (N)

İplik cinsi	Absorbe Olabilir Normal Katgüt			Absorbe Olabilir Krome Katgüt		
	EP-2 USP-4/0	EP-4 USP-0	EP-5 USP-1	EP-2 USP-4/0	EP-4 USP-0	EP-5 USP-1
Ölçümler	8.14230	29.82240	40.85865	8.09325	26,53605	50,81580
	8.14230	29.52810	43.16400	8,14230	33,25590	44,04690
	8.87805	30.06765	43.65450	8,77995	34,62930	50,47245
	9.27045	32.91255	39.04380			49,24620
	8.14230	32.86350	40.76055			42,52635
			32.66730	39.24000		
		31.39200	41,10390			



**Tablo III.**  
**Normal Katgüt ile Krome Katgüt'ün Dügüm Mukavemet Değerleri (MPa)**

İplik cinsi	Absorbe Olabilir Normal Katgüt			Absorbe Olabilir Krome Katgüt		
	EP-2 USP-4/0	EP-4 USP-0	EP-5 USP-1	EP-2 USP-4/0	EP-4 USP-0	EP-5 USP-1
Ölçümler	214,1962	187,5114	171,9764	212,9059	166,8481	213,8866
	214,1962	185,6610	181,6797	214,1962	209,0999	185,3959
	233,5513	189,0534	183,7443	230,9707	217,7353	212,4414
	243,8740	206,9410	164,3376			207,2800
	214,1962	206,6326	171,5635			178,9958
	205,3990	165,1634				
	197,3804	173,0086				

**Tablo IV.**  
**Varyans analiz tablosu (Değişken: Dügüm Mukavemeti)**

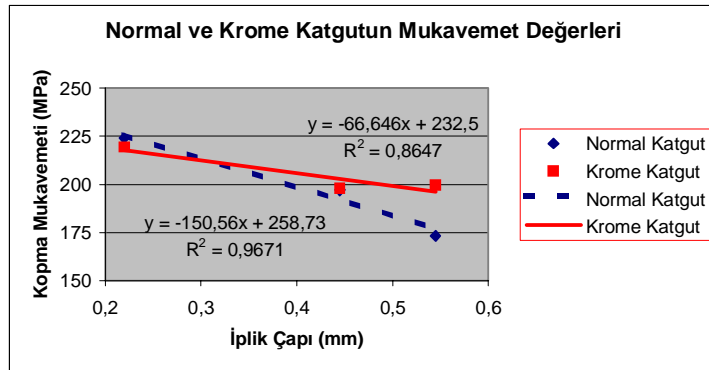
Varyans Kaynağı	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Beklenen Varyans	F - Değeri	İhtimal
Katgüt Tipi	1	597	597	3,26	0.0834
İplik Numarası (Çap)	2	7013	3506	19,17	0.0000
Tip × Numara Kesişimi	2	1499	749	4,09	0,0295
Hata	24	4389	182,9		
Toplam	29	13498			

Yapılan varyans analizi sonuçları Tablo IV'de görülmektedir. %5 anlamlılık seviyesi ile irdeleme yapılırsa, normal ve krome katgütler arasında düğüm mukavemeti açısından herhangi bir fark yoktur. Bununla birlikte boyut faktörünün etkisi numaranın etkisi açısından önemli bir şekilde kendini göstermektedir. Bu durum Tablo V'de %5 anlamlılık seviyesinde yapılan SNK testi ile gözükmektedir.

**Tablo V.**  
**SNK Çoklu Karşılaştırma Tablosu**

	Deney Sayısı	Ortalama Mukavemet (MPa)	Sonuç
USP-4/0 (EP-2)	8	222,2	A
USP-0 (EP-4)	10	197,2	B
USP-1 (EP-5)	12	184,1	C

Her bir harf ayrı bir grubu göstermektedir ayrı harfi taşıyan ortalamalar istatistiki olarak ayrı grupta yer almaktadır. Tablo 5'deki SNK çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre iplik kalınlaştıkça kopma kuvvetleri artarken mukavemet değerlerinde düşüş gözükmektedir. Dügüm mukavemetindeki çap artışı ile gözükten düşüşlerin her iki iplikte de aynı olmayışı Tip × Numara kesişiminin %5 anlamlılık seviyesinde farklı olması ile kendini göstermektedir. Bu kesişim etkisi de Tip gibi 5% seviyesinde anlamlı olmasaydı krom tuzlarının etkisinden bahsedilemezdi. Kesişimin istatistiki olarak %5 anlamlılık seviyesinde etkili olması, Şekil 2 de gösterilen doğruların eğimlerinin birbirinden anlamlı olarak farklı olduğunu göstermektedir. Bu durumda, Krom tuzlarının etkisinden kaynaklanmaktadır.



**Sekil 2:**  
**Normal ve Krome Katgüt Ameliyat İpliklerinin Dügüm Mukavemet Değerlerinin İplik Numarası ile Değişimi**

## 5. SONUÇ

Deney sonuçları gösterdi ki krom tuzlarının ölçülen iplik numaraları içinde, düğüm mukavemeti üzerine etkisi olmamakla birlikte iplik çapı ile olan değişim üzerine katkısı vardır. Fakat düğüm mukavemetini etkileyen en önemli faktör iplik çapıdır. Bu elde edilen sonuçlar ameliyat öncesi laboratuarda alınan sonuçlardır. Ameliyat sonrası biyolojik ortamda, krom tuzlarının vücuttaki proteolitik enzimlere karşı direnci arttırması beklenir. Böylece Krome Katgüt'ün vücutta absorbe süresi Norma Katgüt'lerinkinden daha fazla olması beklenir. Zamana bağlı olarak simule edilmiş biyolojik ortamda böyle bir çalışma devam etmekte olup sonuçlar alındığında yayınlanacaktır.

## 6. KAYNAKLAR

1. Anonim. (1988a) *Cerrahi İpek İplik* Türk Standartları Enstitüsü (TSE), TS 5505, Ankara.
2. Anonim. (1988b) *Cerrahi Poliamid İplik*. Türk Standartları Enstitüsü (TSE), TS 5504, Ankara.
3. Anonim. (1988c) *Cerrahi Poliester İplik*. Türk Standartları Enstitüsü (TSE), TS 5503, Ankara.
4. Anonim. (1994a) *Wound Closure Manuel*, Ethicon Inc.
5. Anonim. (1994b) *Ürün Katalogu*, United States Surgical Corporation (US Surgery Gynecology & Obstetric).
6. Anonim. (1995) *Sutur İğnelerinin Kullanılması ve Tutulması, Sutur Kullanım Rehberi*, Ethicon Inc.
7. Artandi, CA. (1980) *A Revolution In Sutures.. Surg Gynecol Obstet*; **150**: 235-236.
8. Babetty, ZA. (1998) *The Mechanical And Biological Performance Of The Asaternating Sliding Knots With Different Patterns İn Abdominal Wound Close*. Ph.D. Thesis (Unpublshed), Boğaziçi Üniversitesi.
9. Brennan, KW, (1991). *Braided Surgical Sutures*. Ethicon Inc.
10. Browning, A., (1984), *Annealing and Its Effect on the Hydrolytic Degradation of Poly(glycolic Acid) Absorbable Sutures in Vitro*, Master Thesis, The Faculty of the Graduate School of Cornell University.
11. Brunius, U, Zederfeldt B, (1970), Suture Materials in General Surgery. A Comment *Prog Surg.*; 8:38-44
12. Capperauld I, (1989), Suture Materials: A Review, *Clinical Materials*, V 4, N 1, pp.3-12.
13. Chu, CC, (1981), Mechanical Properties Of Suture Materials. *Annals Of Surgery*. 193(3):365-371
14. Demirhan EA. (1995), *Lectures On Medical History And Medical Ethics*. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.
15. Engin, A. (1993), Yara İyileşmesi. İ.Sayek (Editor), *Temel Cerrahi*, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
16. Herrmann JB, (1971), Tensile strength and knot security of surgical suture materials., *American Surgery*. Apr; V 37 N 4 pp 209-17.
17. Magilligan DJ ve DeWeese JA, (1974), Knot security and Synthetic Suture Materials,*The American Journal of Surgery*, V 127, N 3, pp 355-358.
18. Mazzaresse, PM, Faulkner, BC, Gear AJL, Watkins FH, Rodeheaver GT ve Edlich RF, (1997), Technical Consideration in Knot Construction, Part II. Interreupted Dermal Suture Closure, *The Journal of Emergeny Medicine*, V 15 N 4 pp 505-511.
19. Moy RL, Waldman B, Hein DW. (1992), A Review Of Sutures And Suturing Techniques. *J Dermatol Surg Oncol*. Sep;18(9):785-95
20. Mukherjee, DP: (1989), A Review on Sutures. *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, Vol. 16, 2nd Edition, John Wiley and Sons, pp. 473-487.
21. Paez JM, Herrero EJ, Martin AC, Sestafe JV, Tellez G, Millan I, Salvador J, Cordon A, Castillo-Olivares JL. (2000), The influence of chemical treatment and suture on the elastic behavior of calf pericardium utilized in the construction of cardiac bioprotheses, *J Mater Sci Mater Med*. 2000 May;11(5):273-7.
22. Ivy, JJ, Unger JB, Hurt J ve Mukherjee D, (2004),The effect of number of throws on knot security with nonidentical sliding knots, *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, V 191, pp 1618-1620,
23. Salano JM, Hoge DO, Bourne WM, (2003), Keratometric astigmatism after sutur removal in penatraing kerto-plasty: double running versus single running suture techniques, *Cornea*, V 22 pp. 716-720.
24. Tatlıkazan, L., (1991), *Sıçanlarda Kromik Katgüt, İpek, Polyglactin 910 ve Polydioxanone ile Yapılan Kolon Anastomozlarının Histopatolojik Karşılaştırılması*, Uzmanlık Tezi, U.Ü. Tıp Fakültesi Genel Cerrahi Anabilimdalım
25. Thacker, JG, Rodeheaver G, Moore JW, Kauzlarich JJ, Kurtz L, Edgerton MT ve Edlich RF, (1975), *The American Journal of Surgery*, V 130, N 3, pp 374-380.

26. Tomita N, Tamai S, Morihara T, Ikeuchi K, Ikada Y., (1993), Handling characteristics of braided suture materials for tight tying., *J Appl Biomater.* 1993 Spring;4(1):61-5.
27. Ulcay, Y ve Karaca, E. (1993a), Ameliyat İpliklerinin Gelişimi, Hammaddeleri ve Özellikleri, *Tekstil & Teknik*, V 9, No:106, pp. 101-106.
28. Ulcay, Y ve Karaca, E. (1993b), Ameliyat İpliklerinin Kullanım Özellikleri, *Tekstil & Teknik*, V 9, No:107, pp. 104-107.
29. Van Winkle W Jr, Hastings JC, (1972), Considerations in the choice of suture material for various tissues, *Surg Gynecol Obstet.* Jul;135(1):pp. 113-26.
30. Yee, J.L., (1985), *Annealing And Its Effect On The Hydrolytic Degradation Of Poly Absorbable Sutures In Vitro.* M.Sc. Thesis, Cornell University.
31. Zimmer CA, Edlich RF, (1991), Influence of Knot Configuration and Tying Technique on the Mechanical Performance of Sutures, *Journal of Emergency Medicine*, V 9, pp 107-113.