

CERRAHI SÜTÜRLER

Microbiologist KADİR GÜRBÜZ

AMELİYAT İPLİĞİNİN TARİHÇESİ

Cerrahi dikiş ipliklerinin ilk kullanılmaya başlandığı dönem net değildir. Bununla birlikte cerrahi işlemlerle ilgili bilinen en eski yazılı materyaller günümüzden yaklaşık 4000 yıl öncesine aittir. Uygarlık tarihinde ilk düzenli şehir devletlerin kurulduğu ve farklı medeniyetlerin doğduğu Mezopotamya ve Mısır'da M.Ö 3000 yıllarında geliştirilen yazı, o dönemde yapılan birçok uygulamanın günümüze kadar aktarılmasına neden olmuştur.

İdeal malzeme özellikleri ve kullanılan malzemelerin yapıları temelinde değerlendirildiğinde dikiş malzemelerinin tarihsel değişim süreci M.Ö 2000'lerden M.S 1860'lı yıllara kadar olan birinci dönem, 1860'lı yıllardan 1930-50'li yıllara kadar olan ikinci dönem, 1930-50'li yıllardan günümüze kadar olan üçüncü dönem olmak üzere üç dönemde incelenebilir.

Birinci dönem (M.Ö 2000'lerden M.S 1860'lı yıllara kadar): Bilinen en eski cerrahi eser olan Edwin Smith papirüsü, objektif, sistematik bir yaklaşım ile cerrahi tedavide yara bakımını anlatmaktadır Edwin Smith papirüsünde dikiş iplikleri detaylandırılmamış olmakla birlikte olasılıkla keten ve benzeri malzemenin kullanıldığı düşünülmektedir. İnsan bedenine uygulanmış ve günümüze kadar korunmuş bilinen en eski dikiş, 21. Mısır Hanedanlığına ait mumya üzerinde tespit edilmiş olup (yaklaşık M.Ö 1100) karın, diz ve dirsek bölgesine ip ile atılmıştır.

Oecophylla smaragdina



Antik dönemde yaşıyan farklı kùltùrlerde yara kapatmada; bu tip malzemeye ek olarak at kılı, kuru tendon ya da bağırsak, şerit şeklinde düzenlenmiş hayvan derisi ve saç gibi iplik benzeri ve altın ya da gümüş teller ile büyük karınca kancaları gibi malzemeler de kısaç olarak dikiş amacıyla kullanılmıştır. Erken dönem dikiş metotlarından biri olan karınca kısaçları günümüz modern cerrahisinde kullanılan “klips”lerin öncülleri olarak değerlendirilmektedir. Bu yöntemde; savaş karıncaları olarak da isimlendirilen “*Oecophylla smaragdina*” isimli özel bir tür karıncanın güçlü çeneleri yara dudaklarına yaklaştırılarak yarayı ısırması sağlanır ve sonrasında da karıncanın kafası kopartılırdı. Kısaç gibi davranarak yaranın dikilmesini amaçlayan bu metodun daha da ilginç özelliği, karıncaların ağızından salgılanan formik asidin antiseptik özellikte olması ve böylece dikiş hattını olası sorunlardan korumasıdır.

Bütün zamanların en iyi hekimi olarak kabul edilen Hipokrat'da kanama kontrolü için damarların bağlanması, yara dudaklarının yakınlaştırılmasında sütün kullandığından söz etmiştir. Sadece yüzeysel yaralara dikiş uygulayan ve dikiş malzemesi olarak hayvan tendonları, fasya şeritleri gibi değişik lifleri öneren Hipokrat, kemik tespitinde ise altın tel kullanmıştır.

Roma'nın en ünlü hekimi ve belki de Hipokrat'tan sonra antik çağın en büyük otoritesi olan Galen ' De Methoda Medendi' isimli kitabında yaraların tedavisinde cerrahi sütün olarak keten, ipek ve katgüt'den bahsetmiştir. Daha öncede bilinmesine karşın katgüt için ilk kaynak bu eserdir.

İkinci dönem (1860'lı yıllardan 1930-50'li yıllara kadar): Tıbbın adölesan dönemi olarak değerlendirilen 18. yüzyılda bir meslek dalı olarak kabul edilen cerrahide önemli ilerlemeler olmuştur. Bununla birlikte ameliyatta ve sonrasında görülen ağrı ve enfeksiyon bu ilerlemelerin önünde engel teşkil etmiştir. İnsanlık tarihinin en büyük buluşlarından biri olarak kabul edilen cerrahi anesteziyunun 1840'lı yıllarda kullanımı ile ağrı sorunu giderilmesine karşın enfeksiyon ile mücadelede başarı daha sonraları elde edilmiştir. Galen zamanından beri kabul edilen “yara iyileşmesinde cerrahatin gerekliliği” görüşü bu gecikmenin en önemli nedenidir. Yarada enfeksiyon gelişmesi, tedavide uygulanan dikişlerin tutmamasına ve sonuçta yaranın iyileşmesinde sorunlara neden olmakta, çoğu zaman hasta sepsisten ölmektedir.

Modern cerrahinin doğuşu olarak kabul edilen 19. yüzyılın ikinci yarısında geliştirilen antisepsi ve asepsi teknikleri bu sorunun giderilmesinde önemli köşe taşı olmuştur. Patojen mikroorganizmaların ortamdan uzaklaştırılması olarak tanımlanan ve ilk kez 1750 yılında John Pringel tarafından kullanılan antisepsi terimini cerrahiye uygulayan Joseph Lister (1827- 1912) geliştirdiği “antiseptik cerrahi” yöntemi ile yara tedavisi ve kullanılan malzemelerde önemli ilerleme sağlamıştır. Yaralara ek olarak tüm cerrahi enstrümanları ve dikiş malzemelerini de karbolik asit ile muamele eden Lister’in sağladığı başarı cerrahi dikişlerin tarihinde bir dönüm noktası olmuştur.

Modern cerrahi prensiplerin geliştirildiği bu dönemde dikiş malzemesi olarak çok çeşitli malzeme kullanılmıştır. Bunlar gümüş, bakır ve alüminyum bronz tel gibi metal, keten ve pamuk gibi bitkisel ve katgüt, ipek, hayvan tendon ve sinir şeritleri ve kılları gibi hayvansal malzemelerdir.

Üçüncü dönem (1930-50'li yıllardan günümüze): Sanayi devrimi ile üretim sürecinde yaşanan ilerlemeler ve gelişen bilimsel yaklaşım ile dikiş malzemelerinin fabrikasyonu kısmen sağlanmıştır. Bununla birlikte Birinci Dünya Savaşı süresince milyonlarca yaralının tedavisi için gereken malzemenin temininde yeterli endüstriyel alt yapının kurulmamış olması önemli sorunlara neden olmuştur. Bu sorunun giderilmesi amacıyla arayışlara giren cerrahlar günümüzün en büyük dikiş materyal üreticisi firmalarının kuruluşuna öncülük etmişlerdir. Ayrıca tekstil sanayinde görülen gelişmelerle doku uyumlu, çok fonksiyonlu, steril edilebilen, esnek, dayanıklı ve taşınabilir malzemelerin üretilmesi olanaklı olmuştur. Kimyasal endüstride sağlanan gelişmelerle önemli bir sıçramanın görüldüğü bu dönemde ilk sentetik iplikler üretilmiştir.



Emilebilir özellikli ilk sentetik dikiş materyali olan polivinilalkol 1931 yılında ve emilemez özellikli ilk sentetik iplik olan naylon ise 1941 yılında kullanıma girmiştir. Daha sonraları polyester, poliakrilonitriller, poliolefinler ile az ya da çok başarı elde edilmiştir. Bununla birlikte ameliyatlarda kullanılan bu liflerin ortak özelliği, o dönem tekstil ve kimya endüstrisinde popüler olan malzemelerin cerrahide de uygulanmış olup bu girişimler için spesifik olarak tasarlanmış malzemeler olmamasıdır.

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 Naylor ile başlayarak kullanıma girmiştir. Ardından polyester, 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.

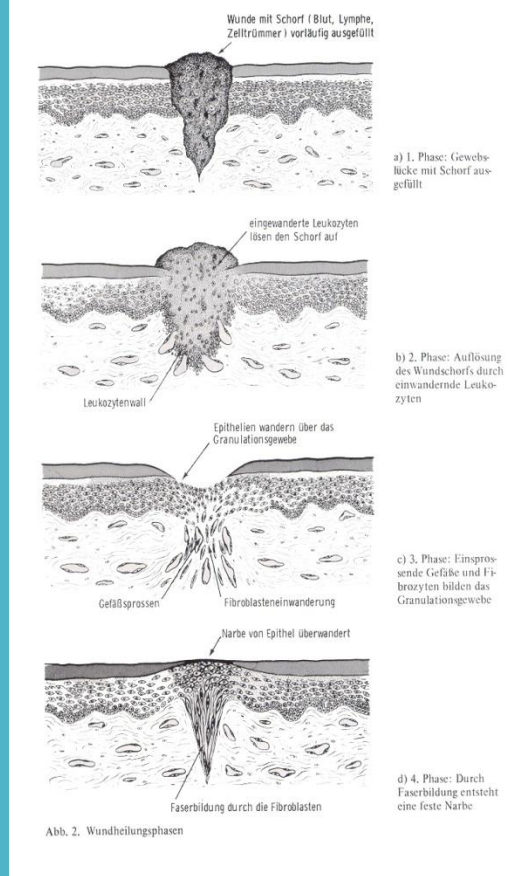
SUTUR KRONOLOJİSİ

- 1887 İpek ve Katgüt
- 1941 Poliamid (Nylon)
- 1958 Polyester
- 1969 Polypropylene
- 1970 Poliglikolik Asit (PGA)
- 1974 PGLA (90 : 10)
- 1985 Polyglyconat
- 1989 Polidioksanon
- 1993 PGCL, Glikomer 631, Laktomer (9 : 1)
- 1995 PGLA Rapid
- 2003 Antibakterial PGLA (Triclosan)
- 2006 Antibakterial PGCL,PDS (Triclosan)
- 2010 Antibakterial PGLA,PGCL,PDO (Klorhexidin)

SÜTÜR NEDİR ?

Cerrahi operasyon veya yaralanmalar sonucu kesilen vücut dokularını iyileşme sağlanıncaya kadar birbirine yaklaştırmak, protezleri dokulara birleştirmek, kanamayı veya diğer sızıntıları önlemek amacıyla kan damarlarını veya kanalları bağlamak için kullanılan doğal veya sentetik, steril cerrahi dikiş malzemesine sûtür denir.

YARA İYİLEŞMESİ



1. Inflammator savunmanın başlaması, hücrelerin ve fibroblastların toplanması ve kan akımının artması.
2. Lökositlerin doku debrisini eritmek için enzim salgılaması.
3. Fibroblastların kolojen sentezlemesi. (protein)
4. Kolojen lif oluşumu, yeterli miktarda oluştuğunda, doku uygulanan kuvvetlere dayanabilir ve iyileşmiş olur.

- Bir yaranın kendi kendini destekleyebilmek için ihtiyaç duyduğu zaman dönemi Kritik Yara İyileşmesi periodu olarak bilinir.

- Sağlıklı bir insanda bu süre 14-21 gündür.

Kritik Yara İyileşme Periyodu

Cilt

5-7 gün

Mukosa

5-7 gün

Subkutan

7-14 gün

Periton

7-14 gün

Fasya

14-28 gün

0

5

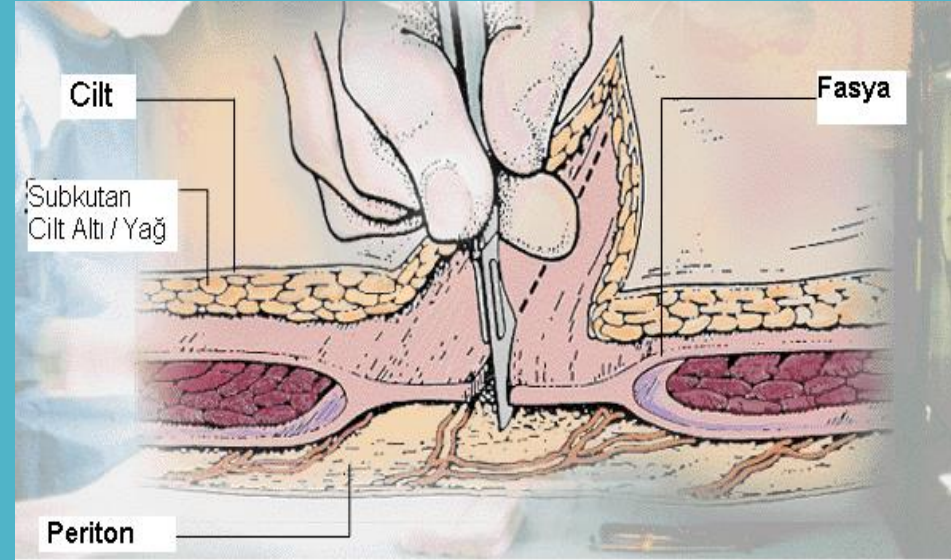
7

14

21

28 gün

Doku iyileşme zamanı



Yara tedavisinde amaç ; mekanik hasarın giderilmesi, kanamanın durdurulması, enfeksiyon gelişiminin engellenmesi ve fonksiyonların yeniden kazanılmasıdır (Anatomik doku bütünlüğünün yeniden kazanılması). Yaralı bir dokuda suture kullanmanın temel amacı; doku, mekanik destek olmadan normal gerilim kuvvetlerine karşı koymaya yetecek mukavemete ulaşmaya kadar yani, iyileşme süresinin daha fazla suni desteğe ihtiyaç duymayacağı noktaya kadar, dokuların kenarlarını yaklaştırmaktır.Yara kenarlarını birleştirmek için stapler, bant veya yapıştırıcı gibi başka teknikler de bulunmasına rağmen suturler en çok kullanılan yara kapatım malzemesi olma özelliğini korumaktadır.

İDEAL SUTUR

- Bükülebilir olmalı ve elle kullanımda rahatlık sağlamalı
- Düğüm güvenliği olmalı
- Steril edilebilmeli
- Uygun elastikiyette olmalı
- Reaksiyona neden olmamalı
- Yara iyileşmesine karşı yeterli gerilme direnci sağlamalı
- Alerjik olmamalı
- Ucuz olmalı
- Kimyasal yapısı mikroorganizma yıkımına karşı dirençli olmalıdır.

Bugünkü koşullarda belirtilen özellikleri yerine getirecek sutur materyali henüz geliştirilememiştir. Bilim dünyası ideal dikiş malzemesinin geliştirilmesi için araştırmalarını sürdürmektedir.

Sutur Materyallerinin Özellikleri

Üretim Şekli : Sentetik iplikler genellikle sıvı haldeki reçinelerin polimerize olmasıyla elde edilirken, doğal ipliklerden ipek iplik örülerek veya bükülerek, katgüt ise şerit haline getirildikten sonra tabakalanıp bükülerek elde edilir.

Elastikiyet : Dikiş materyalinin asılmak veya çekmek suretiyle uzayabilmesini, bırakılınca orijinal uzunluğuna dönmesini, kısaca esnekliğini ifade eder.Elastikiyet dikiş ipliklerinde arzu edilen bir özelliktir.Çünkü iplik yaraya implante edildikten sonra, yara da gelişen ödem sonucu ipliğin dokuları boğmadan, kesmeden uzaması ve ödemin rezorbsiyonundan sonra yaranın retrakte olmasıyla ipliğin kısalarak yara dudaklarını uygun pozisyonda bir arada tutmasını sürdürmesi gerekir.

Plastikiyet: Dikiş materyalinin asılmak veya çekmek suretiyle uzaması ve bu haliyle kalmasını ifade eder. Kısaca dikiş materyali uzar ve eski orijinal uzunluğuna dönmez. Böyle iplikler yaraya implante edildikten sonra yarada gelişen ödem sonucu iplik dokuları boğmadan ve kesmeden uzayarak dokuda dolaşımı engellemez. Fakat ödemin rezorbsiyonundan sonra yaranın retrakte olmasıyla uzamış olan iplik, yara dudaklarını uygun bir şekilde bir arada tutamaz. Bir çok iplik elastik özelliğine sahipken, birkaç iplik ise plaskiyet özelliğine sahiptir

Hafıza: İpliğin kolay şekil değiştirmemesini ifade eder. Yüksek hafızaya sahip iplikler ambalajlarından çıkartılıp açıldıktan sonra, manipülasyon sırasında ve sonrasında daima ambalaj edildikleri forma dönme eğiliminde olan ipliklerdir. Bu durum ipliğin sert olmasından kaynaklanmaktadır. Yüksek hafızaya sahip iplikler (özellikle monofilament olanlar) manipülasyonu ve düğüm atılması zordur, aynı zamanda düğüm güvenliği de zayıftır.

Sürtünme Yüzeyi: Sürtünme yüzeyi ipliğin kayganlığının bir ölçüsüdür. Dikiş materyalinin yüzeyi pürüzsüz ve düzgün olmalıdır. Ancak çok kaygan ve parlak yüzeyli dikiş materyalleri iyi düğüm tutmamaları nedeniyle tercih edilmemektedir. İplik yüzeylerinin pürüzlü olması düğüm güvenliği için istenilen bir özelliktir. Bu tür ipliklerin dezavantajları ise dokulardan geçerken travmaya ve damar yüzeyini çizerek trombozise neden olmalarıdır. Bu dezavantajlar bu tür ipliklerin, yağlanması veya silikon vb maddeler ile kaplanarak sürtünme yüzeylerinin minimize edilmesiyle azaltılır. Multiflament iplikler monoflament ipliklerden daha fazla sürtünme yüzeyine sahiptir ve dokulardan geçerken daha fazla travmaya neden olurlar.

Gerilim kuvveti: İpliği koparmak için gerekli kuvveti ifade eder. İpliğin gerilim kuvveti implantasyondan sonra azalır. Gerilim kuvveti ipliğin çapı ile ilgilidir ve ipliğin çapı büyüdükçe gerilim kuvveti de artar. İpliğin en zayıf noktası düğümdür. Bu yüzden gerilim kuvveti iplikler düğümlenmiş olarak ölçülür. Düğümlenmiş iplik, düğümlenmemiş ipliğin 3/2 kuvvetine sahiptir. Her atılan ilave düğüm, ipliğin gerilim kuvvetini % 30 - 40 oranında azaltır ve dokuda daha fazla yabancı cisim bırakılmasına neden olur.

İPLİK MUKAVEMET ÖLÇÜMÜ (TENSİLOMETRE)



FİZİKSEL ÖZELLİKLER (PGA, POLİGLAKTİN)

Anma No	USP No	ÇAP LİMLERİ			DÜĞÜM KOPMA MUKAVEMETİ		İĞNENİN SUTÜRDEN AYRILMA KUVVETİ	
		A Ortalama Çap (mm)	B		C Ortalama Değer (kgf)	D Herbir Değer (kgf)	A Ortalama (kgf)	B Herbir Değer (kgf)
En Az Değer (mm)	En Çok Değer (mm)							
0.4	8-0	0.040-0.049	0.035	0.060	0.07	0.035	0.05	0.025
0.5	7-0	0.050-0.069	0.045	0.085	0.14	0.070	0.08	0.04
0.7	6-0	0.070-0.099	0.060	0.125	0.25	0.130	0.17	0.08
1	5-0	0.100-0.149	0.085	0.175	0.68	0.340	0.23	0.11
1.5	4-0	0.150-0.199	0.125	0.225	0.95	0.480	0.45	0.23
2	3-0	0.200-0.249	0.175	0.275	1.77	0.890	0.68	0.34
2.5	-	0.250-0.299	0.225	0.325	2.10	1.050	0.90	0.45
3	2-0	0.300-0.349	0.275	0.375	2.68	1.340	1.10	0.45
3.5	0	0.350-0.399	0.325	0.450	3.90	1.850	1.50	0.45
4	1	0.400-0.499	0.375	0.550	5.08	2.540	1.80	0.60
5	2	0.500-0.599	0.450	0.650	6.35	3.180	1.80	0.70
6	3+4	0.600-0.699	0.550	0.750	-	-	1.80	0.70
7	5	0.700-0.799	0.650	0.850	-	-	1.80	0.70
8	6	0.800-0.899	0.750	0.950	-	-	1.80	0.70

FİZİKSEL ÖZELLİKLER (POLYDİOXANON, POLY-GLYCOLIC-CO – CAPROLACTONE)

Anma No	USP No	ÇAP LİMITLERİ			DÜĞÜM KOPMA MUKAVEMETİ		İĞNENİN SÜTURDEN AYRILMA KUVVETİ	
		A Ortalama Çap (mm)	B		C Ortalama Değer (kgf)	D Herbir Değer (kgf)	A Ortalama (kgf)	B Herbir Değer (kgf)
			En Az Değer (mm)	En Çok Değer (mm)				
0.5	7-0	0.050-0.094	0.045	0.125	0.14	0.07	0.08	0.04
0.7	6-0	0.095-0.149	0.075	0.175	0.25	0.13	0.17	0.08
1	5-0	0.150-0.199	0.125	0.225	0.68	0.34	0.23	0.11
1.5	4-0	0.200-0.249	0.175	0.275	0.95	0.47	0.45	0.23
2	3-0	0.250-0.339	0.225	0.375	1.75	0.89	0.68	0.34
3	2-0	0.340-0.399	0.325	0.450	2.68	1.34	1.10	0.45
3.5	0	0.400-0.499	0.375	0.550	3.90	1.85	1.50	0.45
4	1	0.500-0.570	0.450	0.600	5.08	2.54	1.80	0.60
5	2	0.571-0.610	0.500	0.700	6.35	3.18	1.80	0.70

FİZİKSEL ÖZELLİKLER (İPEK,POLYPROPİLEN)

Anma No	USP No	ÇAP LİMITLERİ			DÜĞÜM KOPMA MUKAVEMETİ		İĞNENİN SÜTURDEN AYRILMA KUVVETİ	
		A Ortalama Çap (mm)	B		C Ortalama kgf (N)	D Herbir Değer kgf (N)	A Ortalama (kgf) (N)	B Herbir Değer (kgf) (N)
			En Az Değer (mm)	En Çok Değer (mm)				
0.3	9-0	0.030-0.039	0.025	0.045	0.035	0.006	0.021	0.015
0.4	8-0	0.040-0.049	0.035	0.060	0.060	0.015	0.05	0.025
0.5	7-0	0.050-0.069	0.045	0.085	0.10	0.035	0.08	0.04
0.7	6-0	0.070-0.099	0.060	0.125	0.15	0.060	0.17	0.08
1	5-0	0.100-0.149	0.085	0.175	0.30	0.100	0.23	0.11
1.5	4-0	0.150-0.199	0.125	0.225	0.50	0.150	0.45	0.23
2	3-0	0.200-0.249	0.175	0.275	0.90	0.300	0.68	0.34
2.5	-	0.250-0.299	0.225	0.325	1.30	0.500	0.90	0.45
3	2-0	0.300-0.349	0.275	0.375	1.50	0.900	1.10	0.45
3.5	0	0.350-0.399	0.325	0.450	2.20	1.300	1.50	0.45
4	1	0.400-0.499	0.375	0.550	2.70	1.500	1.80	0.60
5	2	0.500-0.599	0.450	0.650	3.50	2.200	1.80	0.70
6	3	0.600-0.699	0.550	0.750	5.00	2.700	2.50	1.25
7	4	0.700-0.799	0.650	0.850	6.20	3.500	2.50	1.25
8	5	0.800-0.899	0.750	0.950	7.30	5.000	5.00	2.50

Kapillarite: Dikiş ipliğinin sıvıyı emmesi ve emdiği sıvıyı iplik boyunca iletmesini ifade eder. Kapillarite özelliğine sahip iplikler tıpkı bir fitil gibi implante edildiği bölgedeki serum ve bakterileri absorbe ederek iplik boyunca taşırlar. Genellikle multiflament olan ipliklerin kapillaritesi, monoflament olanlardan daha yüksektir. Özellikle deride kullanılan kapillarite özelliğine sahip iplikler dış ortam ile iç ortam arasında mikroorganizmaların geçişine izin vermekte ve kontaminasyona neden olmaktadır. Dikiş materyallerinin kapillarite özellikleri silikon, teflon veya resin gibi maddelerle kaplanarak minimize edilmektedir

Kapillerite ölçümü



Boyutu: İplik boyutları A.B.D kodeksine (USP) ve metrik sistem olarak da bilinen Avrupa kodeksine (EP) göre sınıflandırılmaktadır. İplik boyutları günümüzde en yaygın olarak USP sınıflandırmasına göre yapılmaktadır. USP sınıflandırılması ipliğin çapı, gerilim direnci ve düğüm güvenliğine göre yapılmaktadır. Ayrıca ipliğin doğal veya sentetik olması ve emilip emilmemesine bağlı olarak da bu sınıflandırma değişmektedir. EP sınıflandırılmasında ise ipliğin, milimetre kalınlığı ölçüt olarak alınır. EP kodu 0,1 ile 10 arasında değişir ve kod numarasının 10'a bölünmesi minimum çapı mili metrik olarak verir.

Fiziksel Konfigürasyon: Dikiş materyalinin monofilament veya multiflament olduğunu tanımlar. Monofilament yapıdaki dikiş materyalleri tek bir iplik telinden oluşurken, multiflament yapıdaki dikiş iplikleri ise, bir çok iplik telinin örülmesi veya bükülmesinden oluşur. Özellikle örgülü yapıdaki multiflament ipliklerin iplik telleri arasına bakteriler girerek, makrofajlar tarafından fagosit edilmekten korunurlar. Multiflament iplikler, doku sıvılarını emerek şişebilirler ve düğümleri kolayca açılabilir

Doku reaksiyonu: Bütün dikiş materyalleri dokular için yabancı bir cisimdir ve direkt doku reaksiyonuna neden olurlar. Bu reaksiyon ipliğin miktarı, tipi ve konfigürasyonuna bağlı olarak implantasyondan sonraki 2-7 gün içinde pik seviyeye ulaşır. Histolojik olarak dikişlere karşı gelişen reaksiyon; implantasyonun 1-4. günleri arasında polimorfnükleer lökosit, 4-7. günleri arasında makrofaj ve fibroblast infiltrasyonu, 7. günden sonra ise kronik yangısal reaksiyon ve fibröz doku oluşumunu meydana getirir. Bu evrede 28. günde emilmeyen ipliklerin çevresinde fibröz kapsül oluşumu gözlenirken, emilen ipliklerde yangısal reaksiyon ipliklerin tamamen emilmesine kadar devam eder.

Dokuda önemli yangısal reaksiyon şekillenmesi, yaranın enfeksiyona karşı direncini azaltır ve yara iyileşmesinin başlamasını geciktirir. Aşırı doku reaksiyonlarına neden olan dikiş materyalleri aşırı skar gelişmesine bağlı olarak fonksiyonel (damar onarımı ve üreteal anastomozlar) veya kozmetik problemlere (deri) neden olur. Doku reaksiyonu; doğal ipliklerde sentetiklere göre, barsak ve sidik kesesi gibi organlarda kas ve fasiaya göre daha fazladır. Multiflament iplikler, kapillar özelliklerinden dolayı, monoflament ipliklerden daha fazla doku reaksiyonuna neden olurlar ve enfeksiyon riskini artırır.

Ratlarda yapılan bir çalışmada, deri insizyonları krome katgüt, ipek, vicryl ve polipropilen ile kapatılmış, çalışmanın erken döneminde oluşan en fazla yangı reaksiyonunun sırasıyla katgüt, ipek, polipropilen ve PGLA olarak belirlenmiştir.

Kirpensteijn ve ark köpeklerin deri ensizyonlarını poliglaktin ve poliglekapron ile kapattıkları çalışmalarında; yara iyileşmesinin ilk evrelerinde poliglekapron'un poliglaktin ile kapatılan olgulardan daha az doku reaksiyonuna neden olduğunu, yara iyileşmesinin sonraki evrelerinde ise iki grup arasında doku reaksiyonu açısından fark bulunmadığını tespit etmişlerdir.

Kullanım Özelliği (Ele gelmesi veya Manipölasyonu):
Kapsamlı bir şekilde kullanım kalitesini ifade eder.
İpliğin ele gelmesi, düğüm güvenliği, sürtünme katsayısı, hafızası gibi fiziksel özelliklerinin tümü tarafından etkilenir

Uzunluk : İplik uzunlukları cerrahi tekniğe ve kullanılan bölgeye göre değişir.Genellikle derin dokularda (üroloji, kalp cerrahisi) uzun iplikler kullanılır.Ciltte kısa iplikler tercih edilir.En kısa sütürler göz cerrahisinde, en uzun sütürler Kadın-Doğum cerrahisinde kullanılır.

İpliklerde standart uzunluk 75 cm'dir.Bunun dışında 45-60-90 cm. de kullanılır.

Mikrosütürlerde genellikle 13 veya 30 cm. tercih edilmektedir.

İğnesiz sütürlerde 45 – 180 cm. arasında değişmektedir.

Sterilite : Cerrahi dikiş materyalleri yapım aşamasında mikroorganizmalarla temas sonucu kirlenebilirler. Bu nedenle uygun koşullarda steril edilmelidirler. Sterilizasyon sırasında dikiş materyallerinin yapısal ve kimyasal özellikleri etkilenmemelidir. Günümüzde dikiş materyalleri için en uygun sterilizasyon yöntemleri; Etilen Oksit, Gama radyasyon ve Kobalt 60'dır.

Görünebilirliği : Dikiş materyallerinin operasyon sahasında görünebilmesi önemlidir. İyi tolere edilebilir ve sağlık açısından zararsız maddelerle renklendirilmiş olmalıdır. Dikiş materyallerinin boyanmasında yalnızca FDA (Food & Drug Administration) onaylı boyarmaddeler kullanılabilir. (Logwood extract, Ftalosiyaninato (2-) cooper, chromium-cobalt-aluminum oxide, pyrogallol, D&C Blue No.9, D&C Blue No.6, D&C Green No.5, D&C Green No.6 ve D&C Violet No.2)

Cerrahi sütürlerin uluslararası bağımsız validasyona tabii tutulmuş ISO normlarına ve GMP kurallarına tam uygun steril saha (class 1.000, class 10.000 ve class 100.000) saha koşullarında üretilen CE işaretine ve AB standartlarına uygun olmalıdır.



SÜTÜRLERİN GRUPLANDIRILMASI

Hammadde kaynağına göre

- Biyolojik
- Sentetik

Yapısına göre

- Monofilament
- Multifilament

Emilip, emilememesine göre

- Emilebilen (absorbable)
- Emilemeyen (nonabsorbable)

SÜTÜRLERİN SINIFLANDIRILMASI

HAMMADDE ORJİNİ	EMİLİM PROFİLİ	YAPISI
Sentetik	Emilebilen	Monofilament
Biyolojik	Emilemeyen	Multifilament

SÜTÜRLERİN SINIFLANDIRILMASI

BIYOLOJİK(DOĞAL)

Hammaddesi doğada bulunan bir materyalden oluşan süttürdür.

- Enzimatik reaksiyonla emilir.
- Dokuda reaksiyon oluşturma riski yüksektir
- Öngörülemeyen emilim süresi vardır

SENTETİK

Hammaddesi kimyasal(Polimer) maddelerden oluşan süttürdür.

- Hidroliz ile emilir
- Doku reaksiyonu riski minimumdur
- Emilim ve destek süreleri öngörülebilir

SÜTÜRLERİN SINIFLANDIRILMASI

MONOFİLAMENT

Tek bir filamentten(iplik) oluşan sütürdür.

- Dokudan rahat geçiş
- Nonkapillarite
- Bakteri rezervuarı yok
- Düşük sürtünme
- Minimum doku travması

MULTİFİLAMENT

Birden çok filamentin(iplik) biraraya getirilip örülmesiyle elde edilir.

- Düğüm emniyeti yüksek
- Kolay kullanım
- Sağlam ve yumuşak
- Esnek ve bükülgen

SÜTÜRLERİN SINIFLANDIRILMASI

EMİLEBİLEN (ABSORBABLE)

Vücut tarafından hidroliz yoluyla veya enzimatik yolla emilebilen sütürlerdir.

- Sütür görevini yapar, zamanla emilir, yok olur
- Vücutta yabancı cisim olarak kalmaz
- Belirli süre doku desteği sağlar

EMİLEMEYEN (NON-ABSORBABLE)

Vücut tarafından emilemez, sürekli bulunduğu yerde kalır. Vücut tarafından enkapsüle edilir, reaksiyon olmaz.

- Sütür sinüsünün (travma, komplikasyon) oluşma riski fazladır.
- Vücutta sürekli yabancı cisim bulunur.

ABSORBABLE SÜTÜRLER

Absorbe olan sütürler hayvan kollajeninden veya sentetik polimerlerden üretilir. Bu sütürler vucuttan enzimatik etki (proteoliz) veya hidroliz ile uzaklaştırılır. Kollajen bazlı sütürler nötrofillerdeki proteolitik enzimlerle ortadan kaldırılırlar ve bu süreçte belirgin skar oluşumuna neden olurlar. Sentetik sütürler ise hidroliz ile ortadan kaldırılırlar ve daha az doku reaksiyonu oluştururlar. Bazı sütürler hızlı absorbe olmalarına rağmen yeterli gerilim kuvvetini (gücünü) yara tamamen iyileşene kadar sürdürebileceği gibi, buna karşın bazı sütürler de yavaş absorbe olmalarına rağmen gerilim kuvvetini hızla kaybedebilirler. Tüm absorbable sütürler eninde sonunda tamamen erirler.

Absorbabl sütürler bazı limitasyonlara sahiptirler. Ateş, enfeksiyon ve kötü nutrisyonel duruma sahip hastalarda bu sütürlerin absorbsiyonu hızlı olabilir ve bu durum gerilim kuvvetinin erken kaybına yol açabilir. Yine bu sütürler önemli derecede rutubete maruz kalır ya da sıvı (r; asit) ile temas ederse absorbsiyon hızları artar.

Tüm absorbable sütürler kullanımdan 4 hafta sonra gücünün en az %50'sini kaybederler. r: Örgülü (multiflaman) sentetik absorbable bir str materyali olan PGLA 2-3 hafta sonra gücünün %50'sini kaybeder ve bu özelliği nedeniyle kutanöz yara kapatmalarında uygun bir seçenektir. Çünkü iyileşen insizyonun gerilme gücü 4.haftada maksimumun %50'sine, 6.haftada ise maksimumun %80'ine ulaşmaktadır.

EMİLEBİLEN SÜTÜRLERDE İKİ ÖNEMLİ FAKTÖR

Doku Destek Süresi

Emilebilen sütürlerin kesiye implantasyonu sonrası hangi sürelerde ve hangi oranlarda destek verdiğidir. Bu süre ve oranlar ne kadar yüksekse sütür doku kenarlarını daha fazla bir arada tutar.

Toplam Emilim Süresi

Sütürün vücutta tamamen emildiği süre.

Katgüt

Günümüzde oldukça nadiren kullanılan monofilament bir sütürdür. Koyun yada inek ince barsağından yüksek saflaştırma ile elde edilen doğal kollajenden oluşur. Proteolitik enzimler ve makrofajlarca absorbe edilir, ileri derecede reaksiyona neden olduğundan çabuk absorbe olur. Düğüm güvenliği düşüktür, kopma mukavemetini 5-7 günde kaybeder, 30 günde absorbe olur. Krom tuzları ile işlenen normal katgüt, kromik katgütü oluşturur. Kromik katgütün kopma mukavemeti süresi ve absorpsiyon süresi normal katgüte göre 2 kat artmıştır ve daha az doku reaksiyonuna neden olur.

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 poliestere 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. 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.

Örnek Ürünler;

Absorbex (SSM), Dexon (Covidien), Pegesorb (Doğsan)

Poliglaktik Asit - Poliglaktin

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 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.

Örnek Ürünler;

Vicryl(Ethicon),Polysorb(Covidien),Pegelak(Doğsan),Sterilactin(SSM)

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. 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.

Örnek Ürünler;

PDS(Ethicon), Pedesente(Doğsan), Steripol (SSM)

Polyglyconate

1985'de üretilmeye başlanmıştır. Glycolic acid ve trimethylene carbonate içeren sentetik monoflaman absorbable bir suture materyalidir. PDS'ye benzer.

Kullanımı (handling) iyidir, hafızası zayıftır, dokuyu kolay geçer ve gücü fazladır. Dokularda yol açtığı reaksiyon PDS ile aynıdır. İkinci haftanın sonunda gücünün %75'ini korur. Absorbsiyon süresi 180 - 210 gündür.

Örnek Ürün;

Maxson (Covidien)

Polyglecaprone 25

Monofilament olup glycolide ve caprolactone kopolimeridir. Doku reaksiyonu çok azdır. Yapısındaki caprolactone yumuşak özellik verirken, glycolide sağlamlığına katkıda bulunur. Kopma mukavemetini 21. günde (sadece %10'u kalır) kaybeder, 90-120 günde absorbe olur.

Örnek Ürünler;

Monocryl(Ethicon), Tekmon(Doğsan),Sterikap (SSM)

Glycomer 631

Glycolide (%60), dioxanone (%14) ve trimethylene carbonate (%26)'nin poliesterinden oluşan bir sentetik absorbable monoflaman sütürdür. Yüksek fleksibilite, düşük hafıza ve minimal doku reaksiyonu özelliklerine sahiptir. Hidroliz ile parçalanır. Dokuyu kolay geçer fakat düğüm güvenliği düşüktür. 90-110 günde komplet absorbe olur.

Örnek Ürün;

Biosyn(Covidien)

Polyglytone 6211

Monoflaman sentetik absorbable bir str olan Polyglytone 6211 bir glycolide, capralactone, trimethylene carbonate ve lactide poliesteridir. Absorbsiyonu hidroliz yoluyla olur. Düz katgüt gibi gerilim gücünü hızlı bir Şekilde kaybeder (postimplantasyon 5.günde gücü yaklaşık %50 azalır, 21.günde ise gerilim kuvvetinin tamamını kaybeder). Caprosyn str mükemmel pliabilite, “handling” ve dgm güvenliği özelliklerine sahiptir ve aynı zamanda hızlı absorbe olduğundan yara komplikasyonları da minimaldir. Genel yumuşak doku yaklaŐtırmaması ve ligasyonu için kromik katgtn mükemmel bir alternatifi olup biyomekanik performans özellikleri açısından kromik katgüte üstündür.

rnek rn;

Caprosyn(Covidien)

VELOSORB

Glikolid ve laktiden oluşan emilebilir sentetik poliesterdir. Doku destek ve emilim profili PGA Rapid ve Poliglaktin rapid'e benzerlik gösterir. Yaklaşık 14. günde doku desteğini tamamlar. Vücuttan Toplam emilim süresi 40 – 50 gündür.

Örnek Ürün;

Velosorb (Covidien)

NONABSORBABLE SUTURLER

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 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.

Absorbe olmayan ameliyat iplikleri USP tarafından 3 sınıfa ayrılmıştır; 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.

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 balmumu 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.

Örnek Ürünler;

Sterisilk(SSM), Mersilk(Ethicon), Softsilk (Covidien), İpek(Doğsan)

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. 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.

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. Multifilament 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

Örnek Ürünler;

Ethilon (Ethicon); Sterimid(SSM); Daylon(Doğsan), Monosof(Covidien)

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.

Örnek Ürünler;

Prolen (Ethicon), Surgipro(Covidien), polipropilen(Doğsan), Sterilen (SSM)

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.

Örnek Ürünler;

Ti-Cron(Covidien); Ethibond(Ethicon), Politer(Doğsan), Steriter(SSM)

Polybutester

Polibutilen ve Politetrametilen ko-polimerlerinden yapılmış olup minimal doku reaksiyonuna neden olur. Özellikleri bakımından prolene suture oldukça benzer monoflaman nonabsorbable bir suture materyalidir. Hidrolize uğramadığından dokuya yapışma özelliği çok azdır. Bu materyalde polyester ve polipropilenin olumlu özellikleri birleştirilmiştir. Manipülasyonu (handling'i) ve düğüm tutması iyidir. Yüksek gerilim kuvvetine ve mükemmel bir elastikiyet özelliğine sahiptir. Tendon gibi yara iyileşmesinin uzun sürdüğü dokularda özellikle tercih edilir.

Örnek Ürün;

Novofil(Covidien)

Hexafluoropropylene

Polyvinylidene fluoride ve hexafluoropropylene'den oluşan nonabsorbable monoflaman bir materyaldir. Dokuya yapışmaz ve bu özelliği kendisini suture alınması planlanan vakalarda tercih edilen bir suture materyali yapar. Prolene gibi bu suture de minimal doku yanıtı oluşturur ve enfeksiyona dirençlidir. Mavi renklidir. Zaman içerisinde suturede zayıflama olmaz.

Örnek Ürün;

Pronova(Ethicon)

PTFE

Sütür hacim olarak yaklaşık %50 hava olan poröz bir mikroyapı oluşturmak üzere genişletilmiş politetrafloroetilenden (PTFE) üretilmiş bir emilemez, monofilaman sütürdür. Sütürün poröz yapısı iğneye tutunmanın gücünü olumsuz etkilemeden iplik çapına çok benzer büyüklüğe sahip iğnelere takılmasını mümkün kılar. Klinik ve laboratuvar testleri PTFE Sütürlerin sütür hattı kanamasını azaltabileceğini göstermiştir. Dura yerini alan materyalle laboratuvar testleri PTFE Sütür, dura mater tamirlerinde kullanıldığında azalmış iğne deliği sıvı sızıntısı göstermiştir. Sütür boyasızdır ve aditif içermez. Sütür özellikle kardiyovasküler cerrahi için tasarlanmıştır.

Örnek Ürünler;

Gore-Tex(Gore), Cardioerg(Ergon)

PVDF (Polivinilflorid)

Kimyasal olarak tamamen inert bir madde olan Polivinil florid'den elde edilen monofilament, nonabsorbable sentetik bir sutur materyalidir. Düğüm sağlamlığı ve oturması polypropylene göre daha iyi olduğu ileri sürülmektedir. Polypropylen'in kullanıldığı yerde kullanılır.

Örnek Ürünler;

Trofilen(Doğsan), Serelane(Serag Weissner)

Paslanmaz elik tel

Molibden, nikel ve krom alaşımı olan monoflaman paslanmaz elik tel str biyolojik olarak inert bir str materyalidir ve enfeksiyon riski oldukça düşüktür. Buna karşın mükemmel sağlamlık (diğer tüm str materyallerinden daha fazla sağlamlık) ve düğüm güvenliği söz konusudur. Kapillar zellik yoktur. Dezavantajları ise; manipulasyonunun zor olması, eldiven delinmesine neden olabilmesi, dokuları kesme eğilimi, fazla büküldüğü zaman kırılabilmesi, elastik olmaması ve düğüm atılma güçlüğüdür.

rnek rnler;

Tektel(Doğsan), Steel(Covidien),Ethisteel(Ethicon)

CERRAHİ İĞNELER

Sütür ipliğinin doku içerisine girebilmesi ve görevini yerine getirebilmesi iğnenin fiziksel ve yapısal özelliklerine bağlıdır. İğne ve ipliğin dokuda travmaya neden olduğu yapılan histolojik çalışmalarla gösterilmiştir. Oluşturdukları travmatik etkinin en aza indirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

CERRAHİ İĞNELER

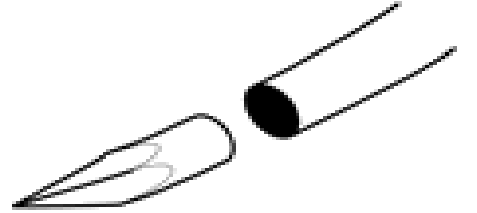
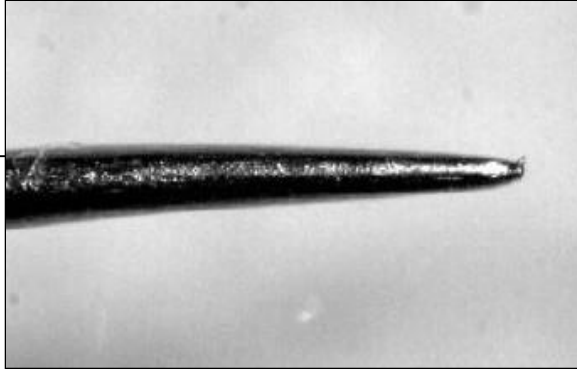
Sütür ipliğinin doku içerisine girebilmesi ve görevini yerine getirebilmesi iğnenin fiziksel ve yapısal özelliklerine bağlıdır. İğne ve ipliğin dokuda travmaya neden olduğu yapılan histolojik çalışmalarla gösterilmiştir. Oluşturdukları travmatik etkinin en aza indirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

Piyasadaki sütürlerin en az maliyetle en çok yarar sağlayacak şekilde üretilebilmeleri için dikiş iğnelerinde olması gereken bazı özellikler belirlenmiştir. Bunlar; iğnenin kesiti, kesme kabiliyeti, kullanım kolaylığı, dayanıklılığı ve esnekliğidir.

Cerrahi iğnelerinde olması gereken bir diğer özellik de korozyona dirençtir. İğnenin doku içerisinde biyo-korozyona neden olmaması gerekmektedir. Ancak bu risk zaten çok azdır, çünkü tüm cerrahi iğneler paslanmaz çelikten yapılır. Ayrıca biyo-korozyon oluşturması için metalin doku içerisinde kalması ve biyolojik sıvılara uzun süre maruz kalması gerekmektedir. Bu tip bir durum ancak cerrahi sırasında iğnenin kırılarak sert veya yumuşak doku içerisinde uzun süre kalmasıyla mümkün olabilir.

İğne nedir?

Alaşım + Geometri + Kaplama



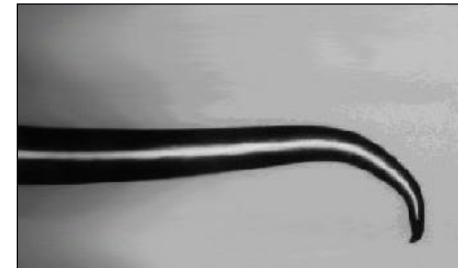
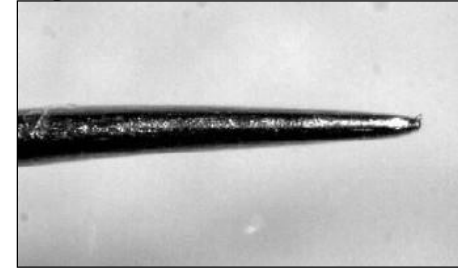
İğne Alaşım'nın Önemi

Alaşım iğnenin yapısıdır ve gücünü, kırılmaya ve eğilmeye karşı direncini belirler.

Çeşitli iğne alaşımları kullanılır. Bu alaşımlar özel alaşımlardır.

Bazı üstün alaşımlar aşağıdaki faydaları sağlarlar;

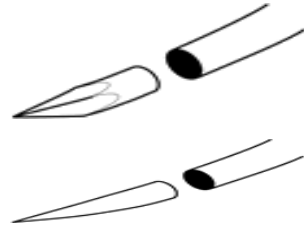
- Bükülmeye karşı üstün direnç
- Kırılmaya karşı direnç
- Büyük ve küçük iğne dizaynı için uygunluk





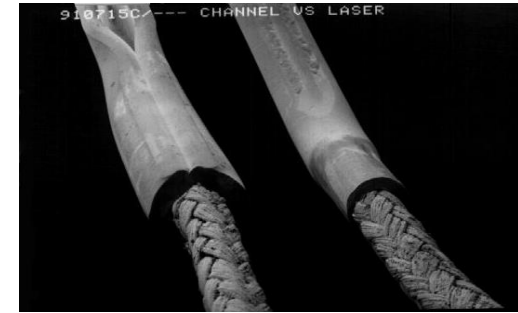
Cerrahi dokuya göre uyum

- Yuvarlak iğneler
- Keskin iğneler
- Spatül iğneler



Kolay kullanım için dizayn -Sabitlik

- 12:1 taper ratio – rahat geçiş
- Laser Drilled – iğne sütür kombinasyonunda rahatlık



Kaplama



Silikon kaplı bir iğnenin birçok kez dokudan geçtikten sonraki görünümü

Dikiş iğnelerinde dikkat edilmesi gereken diğer üç özellik; alaşımın kompozisyonu, iğnenin tasarımı ya da şekli ve yüzey kaplamasıdır. İğnelerin yapıldığı alaşım genellikle demir ve karbon karışımına az miktarda nikel veya krom eklenmesiyle elde edilir. Son olarak alaşım yüksek ısıya maruz bırakılarak maksimum dayanıklılık ve esneklik kazanması sağlanır

İğnenin dayanıklılığı, doku içerisinde deformasyon göstermeden birden fazla defa geçebilmesi demektir. Dayanıklılık ölçümü, rezistans değeri; bilinen sentetik bir doku içerisinde sabit bir basınçla geçirilerek in vitro olarak yapılabilir. Böylece deformasyon oluşmadan önce kaç geçiş tamamlanmış gözlenebilir.

İğnenin dayanıklılığı klinik açıdan çok önemlidir çünkü kesitleri aynı olan iki iğneden, dayanıklı olan, dokularda daha az travmaya neden olur. İğne, ne kadar güçlü olursa doku içerisinde o kadar az vibrasyona uğrar. Cerrahın bu vibrasyonu klinik olarak gözlemlemesi veya kontrol etmesi imkânsızdır, bunu ancak üreticinin belirttiği teknik özelliklerden anlayabilir.

Klinik olarak bakıldığında, iğnenin dayanıklılığının en iyi göstergesi cerrahi etkinliktir. İğnenin cerrahi etkinliği geri dönüşümsüz, deformasyona uğramadan, iğnenin dayanabileceği açısal değişimlerdir. Bu açı genellikle $10^{\circ}30^{\circ}$ arasındadır. Düşük özellikteki iğneler, kullanım sırasında kırılmaya uğrayabilirler, bu yüzden kullanmaktan kaçınılmalıdır.

Metalden yapılmış diğer malzemeler gibi iğnelerde de elastik geri dönüş limiti aşılmamalıdır. Bu klinik uygulamada şu anlama gelmektedir: iğnenin şeklinde kalıcı deformasyona neden olacak herhangi bir işlem iğnenin doku içerisinde geçerken kırılabilme riskini arttırır. Cerrahi sırasında iğne parçasının doku içerisinde kırılarak kaybedilmesi cerrahi süresini uzattığı gibi daha büyük bir lezyon oluşumuna neden olabilir. Ayrıca eğer parça doku içerisinde kalırsa ilerleyen dönemde yaranın enfekte olmasına da neden olabilir.

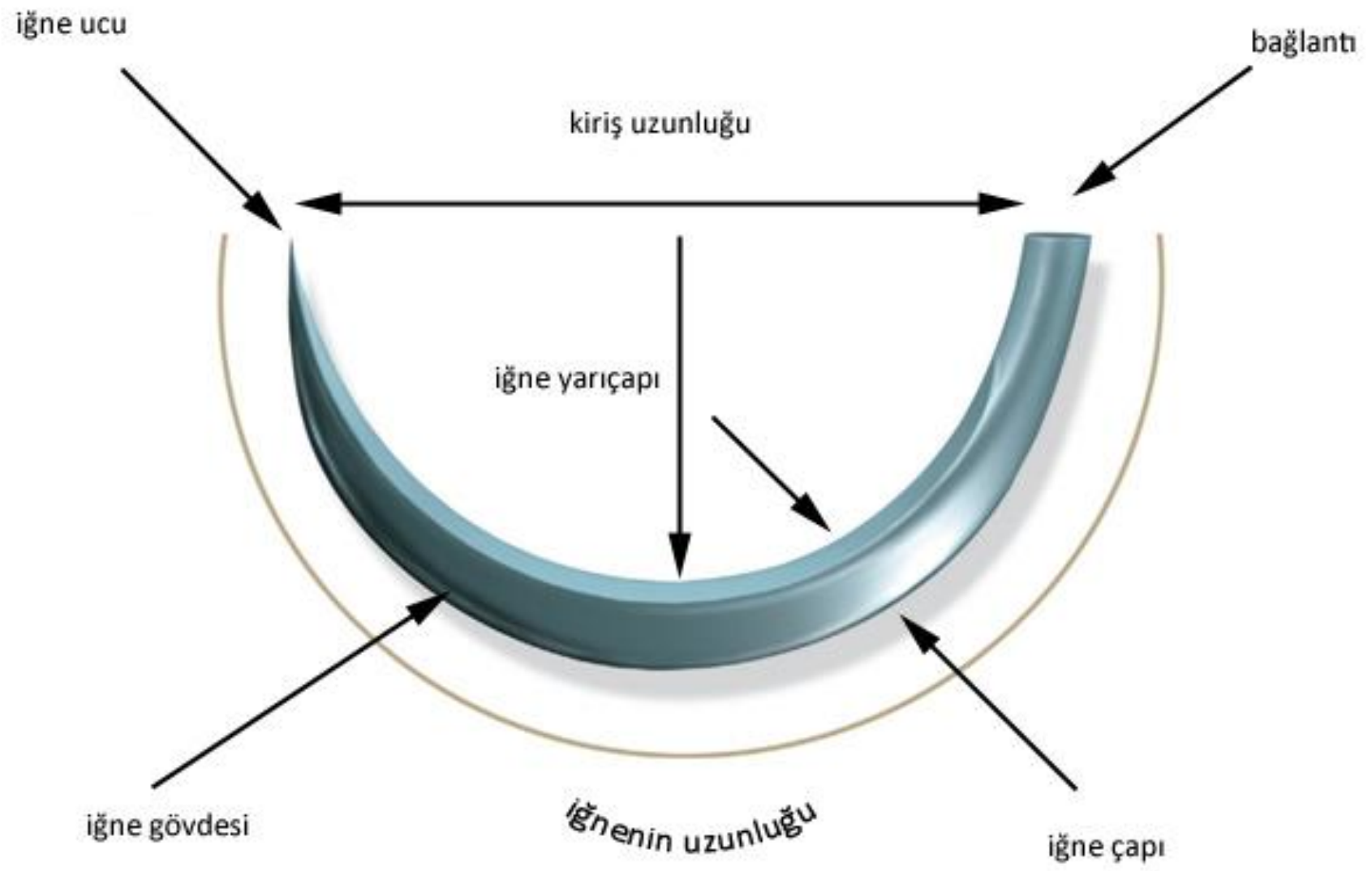
İğnelerin şekilleri, kesitlerine (üçgen, silindirik, oval), uçlarının özelliğine (kesici, künt, ters kesici), uçların incelmesine (konik, tapered), dikişle bağlantı (göz) şekline ve dikişle bağlantı tipine, iğnenin uzunluğuna, çember arkına göre değişkenlik gösterir. Tüm bu özellikler birbirleriyle kombine edilebildikleri için sınırsız sayı ve çeşitlilikte dikiş ortaya çıkmaktadır. Bu denli bir çeşitlilik, özel durumlar için özel dikiş materyali kullanımını sağlar.

İğnelerin üçüncü önemli karakteristikleri ise yüzey özellikleridir. İğne çeşitli yöntemlerle yüzeyi siyah hale getirilebilir, böylece daha görünür hale gelir. Silikonla kaplanırsa daha kaygan hale gelir, böylece daha az travmaya neden olur. Yüzey uygulamalarının avantajları olduğu gibi dezavantajları da vardır. Yaygın olarak kullanılan yüzey uygulamaları yüksek elektrostatik kuvvete sahiptir, dolayısıyla çevreden mikropartikül çekebilirler. Bu partiküller doku içinden geçerken iğneden ayrılabilir ve yaranın kontamine olmasına neden olabilirler. İğneyi her uygulama öncesi nemli gazlı bezle silmek, bu riski azaltabilir.

Yüzey uygulamalarının bir diğer dezavantajı ise, uygulanan materyalin yüzeyden koparak doku içerisinde kalmasıdır. Bu da özellikle atopik bünyeli bireylerde yara iyileşmesinin gecikmesine neden olabilir. Ancak bu riski azaltacak herhangi bir klinik uygulama bulunmamaktadır.

Cerrahi iğne anatomisi

İğne uç, gövde ve sütürün yerleştirildiği bölge olmak üzere 3 temel bölümden oluşur. Spesifik bir iğne tipini tanımlayıcı özellikler ise eğrilik ($1/4$, $3/8$ yada $1/2$ daire), giriş uzunluğu, yarı çap, iğne boyu, iğne kalınlığı ve kesici uç kenarıdır



Kiriş: Bağlantı noktası ile uç arasındaki horizontal mesafe

İğnenin uzunluğu: İğnenin eğimini takip ederek bağlantı noktası ile uç arasındaki mesafe

Yarıçap: İğnenin eğimini devam ederek bir çember çizilecek olursa, çemberin merkezinden iğne gövdesine olan uzaklık

Çap: İğnenin yapıldığı metalin kalınlığı

İğne ucu doku ile temas eden ilk bölümdür ve en az travma ile dokuya penetre olabilmelidir.

İğneler sahip oldukları uç kısımlarına göre 3'e ayrılır.

1.Yuvarlak

2.Keskin

3.Spatul

Cerrahide kullanılan farklı iğnelerin tamamı bu üç iğne tipinden köken alırlar.

Yuvarlak Gövdeli İğneler

Yuvarlak gövdeli iğneler doku liflerinin kesilmesinden ziyade ayrılması için tasarlanmıştır. Bunlar yumuşak dokular için ya da doku liflerinin kolay şekilde ayrılmasının mümkün olduğu durumlarda kullanılır. İğnenin geçişinin ardından doku sütür materyali etrafında sıkı şekilde kapanır ve bu sayede İntestinal ve Kardiyovasküler cerrahide özellikle hayati öneme sahip olan, sızıntı geçirmez bir sütür hattı oluşturur.

Yuvarlak Gövdeli İğneler

TAPERPOINT İğne

Bu uç profili ilgili dokulara kolay penetrasyon sağlamak üzere geliştirilmiştir. İncelen uçlu iğneler çeşitli tel çaplarına sahiptir ve düşük çaplı iğneler gastrointestinal ya da vasküler prosedürlerde daha yumuşak dokular için kullanılabilirken, büyük çaplı iğneler kas gibi daha sert dokular için gereklidir.

Yuvarlak Gövdeli İğneler

TAPERCUT İğne

Bu iğne bir keskin iğnenin ilk penetrasyonu ile bir yuvarlak gövdeli iğnenin travmayı en aza indirme özelliğini bir araya getirmektedir. Keskin uç iğnenin ucuyla sınırlıdır ve yumuşak bir biçimde sonlanarak yuvarlak çapraz kesitle birleşir.

Künt Uçlu İğne

Bu iğneler karaciğer gibi yüksek seviyede kırılğan dokuların sütürlenmesi için tasarlanmıştır. Yuvarlak iğnenin sivriliği azaltılmış ve küt olarak tasarlanmıştır.

Yuvarlak Gövdeli İğneler

Siyah İğne

Siyah iğneler dokulardan gözle son derece kolay şekilde ayırt edilebilecek şekilde ve operasyon bölgesinde kan mevcut olduğunda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Siyah iğne'nin incelen uç tasarımı gelişmiş penetrasyon özellikleri sağlamakta ve doku travmasını en aza indirmektedir. Yaygın olarak Kardiovasküler cerrahide kullanılırlar.

Yuvarlak Gövdeli İğneler

DIAMOND İğne

Benzersiz uç tasarımı sert ve kalsifiye damarları sütürlerken Kardiyak/ Vasküler cerraha önemli ölçüde gelişmiş penetrasyon özellikleri sağlar. Dörtgen gövde geometrisi, daha güçlü bir ince vasküler iğne sağlanmasına ilave olarak, iğnenin iğne tutucusunda özellikle emniyetli bir şekilde tutulmasında olanak verir.

Keskin İğneler

Fibröz ya da sert dokuların sütürasyonunda keskin iğneler kullanılmaktadır. Keskin iğnelerde kesici yüzeyler 3 tanedir. Kesici ucun devam ettiği gövde şekli üreticiye göre değişkenlik gösterir, silindirik, üçgen veya oval olabilir. Ortak görüş iğne gövdesinin portegüde tutuşunu kolaylaştıracak ve mikro hareketlerini önleyecek bir şekilde olması gerektiğidir, böylece dokuda ek travmaya neden olmaz.

Keskin İğneler

Düz Keskin İğne

Bu iğnenin çapraz kesiti üçgen biçimindedir ve apeks keskin kenar iğne kurvatürünün iç kısmında bulunur. Etkin keskin kenarlar yalnızca iğnenin ön bölümünde bulunur ve iğnenin uzunluğunun yarısı kadar devam eden üçgen bir üçgen gövdeyle birleşir.

Keskin İğneler

Ters Keskin İğne

Klasik kesici ucun tersine ters kesici iğnelerdeki üçgenin tabanı konkav bölgeye, tepesi ise dış konveks bölgeye bakar. Bu şekil, iğneye uygulanacak çekme hareketine karşı dokuyu koruduğu için klasik keskin uca göre daha avantajlıdır. Kesici kenarın konumu aşırı travmaya ve/veya yırtılmalara engel olur. Ayrıca biyomekanik olarak da klasik uca göre daha dayanıklıdır.

Spatul İğneler

Sadece iki kenarında kesici uç olan iğnelere şekilleri dolayısıyla spatula uçlar da denmektedir. Kenarları son derece keskin olan bu iğneler, spesifik oftalmik ve oküloplastik cerrahide kullanılır.

Spatül İğne

Gövdesi yassı, yan kenarları ve üst düzeyi kesicidir. Bu özellik iğnenin skleral ya da korneal doku tabakaları arasına penetrasyonuna olanak vermektedir.

İĞNE TİPİ



SEMBOL

YUVARLAK



TERS KESKİN



DÜZ KESKİN



TAPER CUT



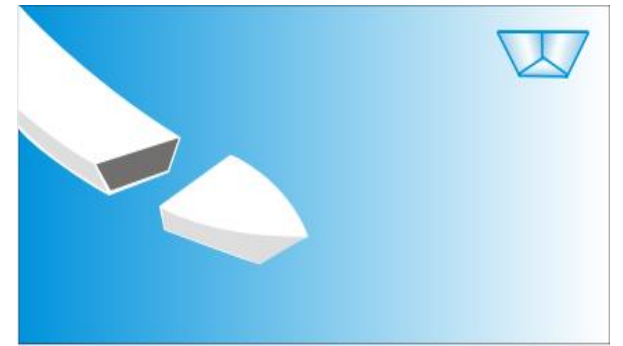
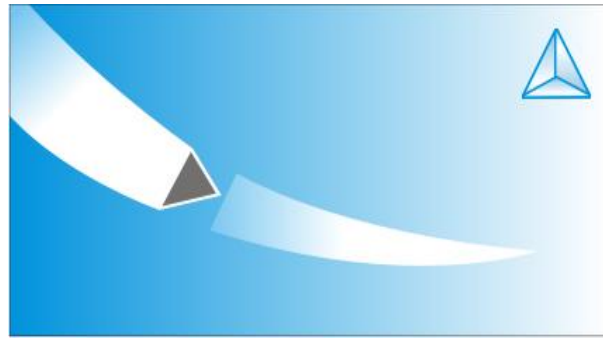
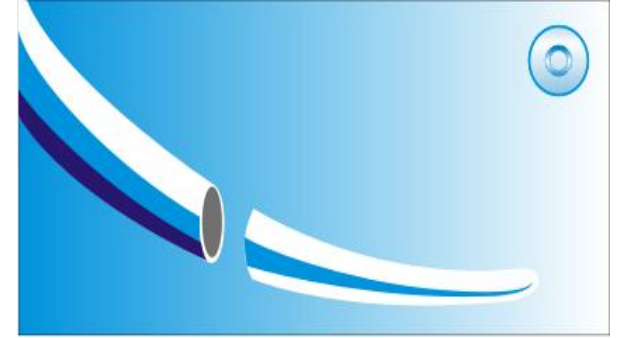
KÛT



DIAMOND



SPATUL



Gövde, iğnenin ana parçasıdır ve portegüyle tutulan kısımdır. Bu yüzden kesiti ve tasarımı klinik kullanım kolaylığı açısından önemlidir. Silindirik kesit, dokularda en az travmaya neden olur.

İğne gövdesinin kurvatürü (eğimi) makroskopik şeklini oluşturur ve hangi alanlarda kullanılacağını belirler. İğneler eğim açısına göre numaralandırılırlar.

$1/4 = 90^\circ$, $3/8 = 135^\circ$, $1/2 = 180^\circ$, $5/8 = 225^\circ$

Needle Shapes

1/4 Circle



- Eye
- Microsurgery

Straight



- Nasal cavity
- Nerve
- Skin
- Tendon

3/8 Circle



- Dura
- Eye
- Fascia
- Nerve

Compound Curve



- Eye (Anterior segment)

1/2 Circle



- Muscle
- Eye
- Skin
- Peritoneum

J Shape



- Laparoscopy

5/8 Circle



- Cardiovascular
- Oral
- Pelvis
- Urogenital tract

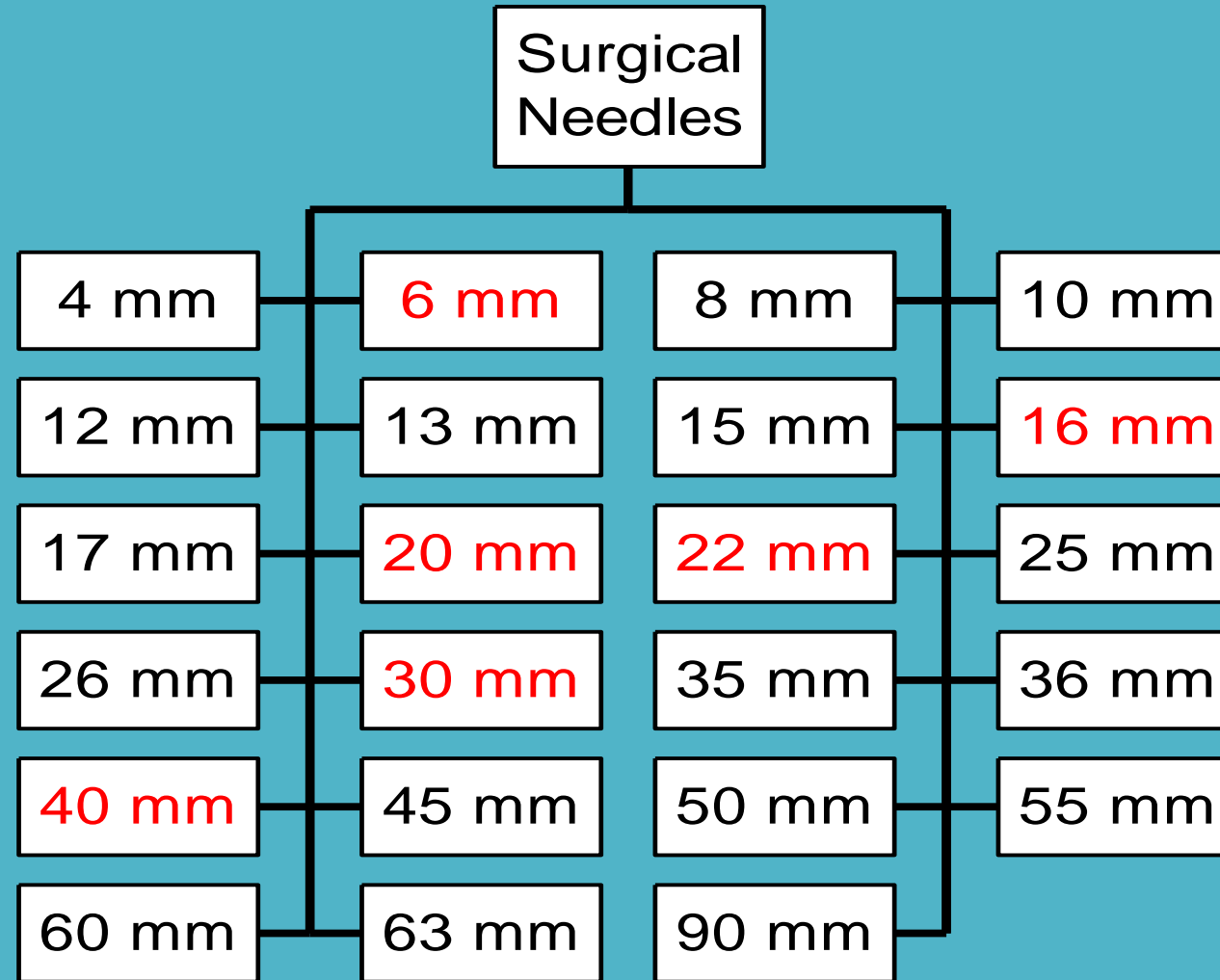
- Düz iğneler: cilt dikişleri, gastrointestinal sistem, oral ve nazal boşluk, farinks ve tendon dikişlerinde, kateter tespitlerinde
- 1/4 yuvarlak iğneler göz operasyonları ve mikrocerrahide,
- 3/8 yuvarlak iğneler cilt dikişleri, göz, fasya, sinir, damarlar, dura, gastrointestinal sistem, periost, kas, miyokard, genitoüriner sistem, tendon ve plevra dikişlerinde,

- 1/2 yuvarlak iğneler göz, kas, biliyer sistem, gastrointestinal sistem, genitoüriner sistem, solunum sistemi, deri, ağız ve nazal boşluk, farinks ve periton dikişlerinde,
- 5/8 yuvarlak iğneler genito üriner sistem, kardiyovasküler sistem, oral ve nazal boşlukta,
- Compound (bileşik) iğneler gözün ön segmenti, ağız cerrahisi, plastik ve vasküler cerrahide kullanılır

İğne Çapı ; İğnenin yapıldığı metalin kalınlığıdır. Mikron cinsinden ifade edilir.Kalp-Damar Cerrahi, Göz cerrahisi gibi bazı branşlarda kullanıcılar açısından önemli bir kriterdir.

İğne uzunluğu ; göz ile iğne ucu arasındaki bölümdür. İğnenin kirişi ve uzunluğu klinikte kullanılır, çünkü iğnenin boyutları hakkında bilgi verirler.İğne uzunlukları standart uzunluklardır ve mm cinsinden gösterilir.

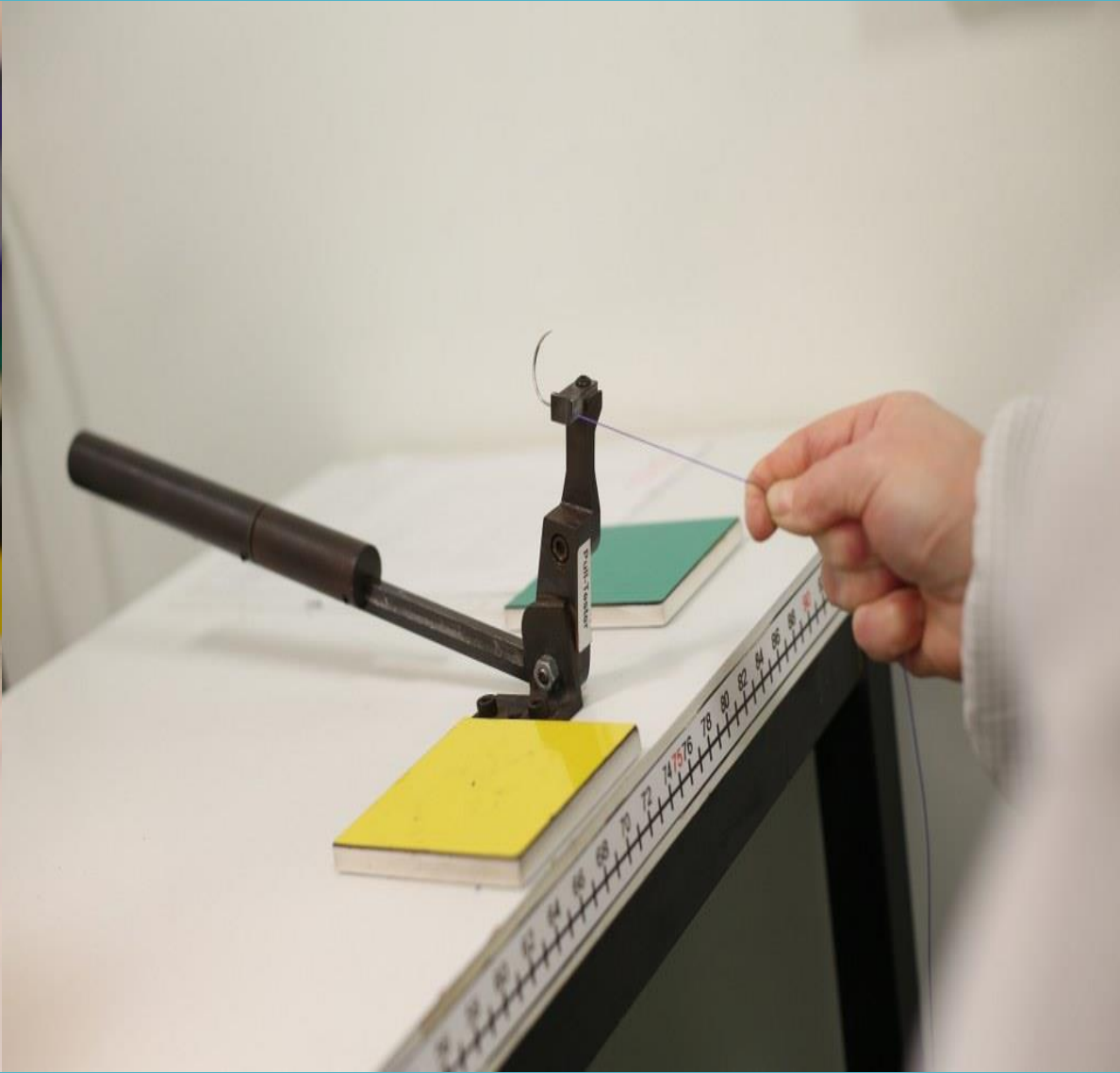
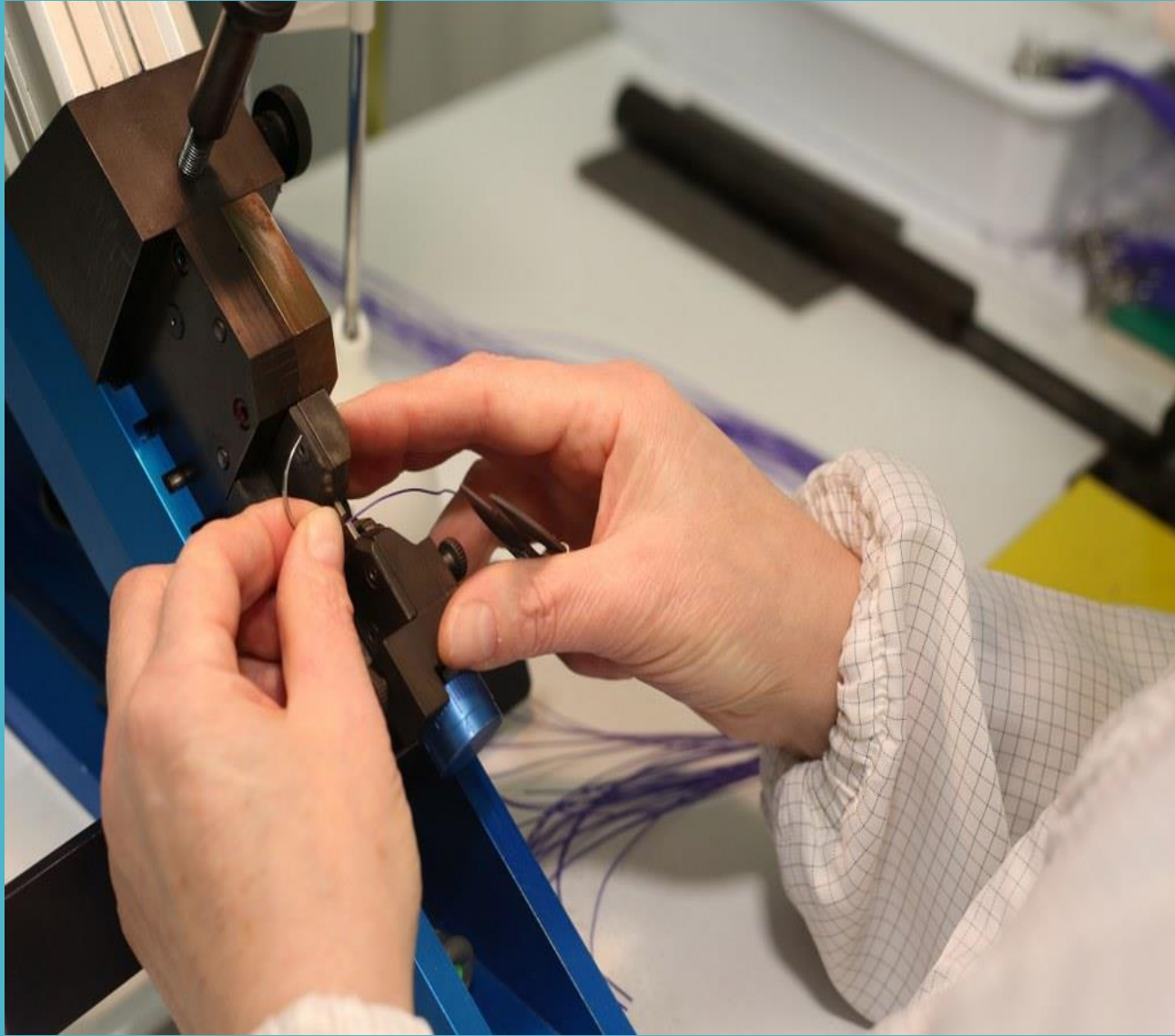
İğne Uzunlukları



İğne uzunluğunda tolerans değerleri

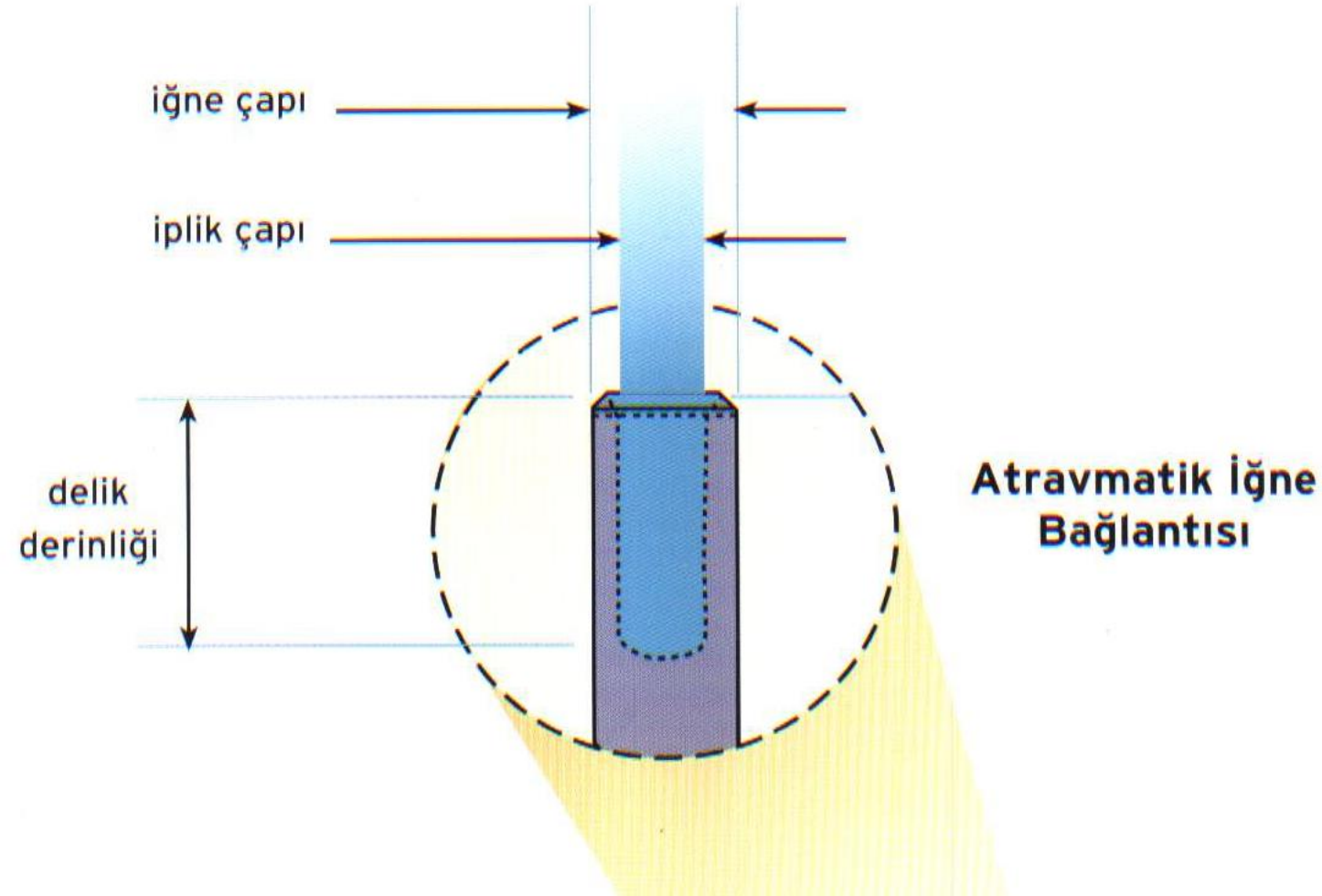
Uzunluk (L) (mm)	TOLERANS (mm)
$L \leq 10$	± 0.5
$10 < L \leq 40$	± 1.0
$L > 40$	± 1.5

İğne ile dikiş ipliğinin birleştiği bölge iğnenin kalitesini belirlediği için büyük önem taşımaktadır. Bu bölgenin özelliğine göre dikişler travmatik ve atravmatik olarak ikiye ayrılır. İğnenin şekli ipliğin şekline benzer olmalıdır ki iki yapı da dokudan benzer şekilde geçebilsin. Bu klinik olarak da avantajlıdır. İğnenin geçtiği boşluğu ipliğin doldurabilmesi için ideal oran 1:1'dir. Bunu başarmak teknik olarak neredeyse imkânsız olsa da çalışmalar devam etmektedir. Çünkü bu özellikte bir materyalde iğnenin açtığı deliği dikiş ipliği tamamen dolduracağından bakteri girişi önlenecektir



Mikrosütürasyonda küçük iğne oluşturulması amacıyla kullanılan iki temel yöntem lazer delme ve kanal sabitleme ile iğne sonuna sütün eklenmesidir. Lazerle yapılan işlem iğne ve iplik çapları birbirine çok yakın olduğu için tercih nedenidir. Lazer delmede iğne sonu boyunca bir delik oluşturularak delik içine sütün sıkıca kapatılır. Kanal sabitlemede iğne sonu boyunca iğne kalınlığının yarısı düzleminde kesi yapılır. Bu kesi lazer delme ile yapılanın yaklaşık 4 katı uzunluğunda olup sütün kesilmiş alandaki bir girintiye sabitlendiğinden süreç sonunda iğne sonunda yivli ve düzensizlikle çevrili bir yüzey oluşmaktadır.

İğne / İplik bağlantısı



Kanal sabitlemenin dezavantajı sütün gevşeyebilmesi ve portegü ile sütün bağlanma bölgesinden kavrandığında deforme olabilmesidir. Laser delme yöntemi ile iğneye sütün sabitlenmesinde üretim esnasında daha az tel kütlesi çıkartılmakta ve iğne sonu daha düz olmaktadır. Bu nedenle iğne sonuna yakın kavrandığında daha az deformasyon oluşur. Yine lazerle delinmiş iğnelerin delik derinliği az olduğundan portegü ile tutulduğunda kullanım mesafesi fazla olur. Kanallı iğnelerin delik derinliği çok olduğundan portegü ile tutulduğunda kullanım mesafesi kısa olur.

Yapılan araştırmalarda kanal ve laser delme sabitlemenin göreceli biyomekanik performansını karşılaştırılmış, laser delme yöntemi ile yapılan iğnelerin test membranını daha kolay geçtiği, daha az deformasyon yada yırtık oluşturduğu gösterilmiş olup bu çalışmayı yapanlar bütün iğneler için laser delmeyi önermiştir.

İdeal bir cerrahi iğnenin özellikleri şunlar olmalıdır;

a. bükülmeyecek kadar sert

b. portegü ile tutulduğunda dokudan geçebilecek ve geçtikten sonra ucu zarar görmeden geri alınabilecek yeterli uzunlukta

c. ince uç geometrisi ve kesici kenarlarının çapı düğümün gömülmesine izin verecek yeterli genişlikte

d. mümkün olduğu kadar atravmatik

e. Sert fibröz ve kalsifiye dokularla karşılaştığında kırılmadan önce esneme kabiliyetine sahip olmalıdır.