

## Veteriner Cerrahide Kullanılan Dikiş Materyalleri

Abdullah KARASU✉

Bahtiyar BAKIR

YYÜ Veteriner Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı-VAN / TÜRKİYE

Geliş ve kabul tarihi: 21.04.2006-20.06.2006, ✉ Sorumlu araştırmacı, 432 2251701/1599, abduallahkarasu@yyu.edu.tr

### ÖZET

*Dikiş materyalleri dokuları bir araya getirmek ve ligatür uygulamaları için kullanılmaktadır. Günümüzde farklı tip dikiş materyalleri mevcuttur. Dikiş materyallerinin, yara iyileşme sürecinde doku iyileşmesine destek sağladığı için veteriner cerrahide önemli bir yeri vardır. İplik seçimi; dikiş materyalinin fiziksel ve biyolojik özelliklerine, dokuların iyileşme süreçlerine ve yara koşullarına göre yapılmalıdır. İdeal dikiş materyali özelliklerini taşıyan bir dikiş materyali henüz yoktur. Bu derlemede, dikiş materyallerinin özelliklerini ve endikasyon alanlarını ortaya koymak amaçlanmıştır.*

**Anahtar kelimeler:** Dikiş materyalleri, Veteriner cerrahi

### Suture Materials in Veterinary Surgery

#### SUMMARY

*Suture materials are used either for apposing tissues or for ligation. Different types of suture material is currently available. Suture materials play an important role in veterinary surgery by providing support for healing tissues during wound healing. Suture selection should be based on knowledge of physical and biological properties of suture materials, an assessment of the healing rate of a particular tissue and local conditions in wound. The ideal properties of a suture material have yet to be fulfilled by any single product. The purpose of this review is to outline the properties of the suture materials and to give an indication.*

**Keyword:** Suture material, Veterinary surgery

### GİRİŞ

Operasyon sırasında veya travmatik olarak şekillenen yaralarda, doku kenarlarının birleştirilmesi için uygulanan şırıjikal işleme dikiş denir (33). Dikiş ipliklerinin, yara onarım sürecinde doku iyileşmesine destek sağladığı için veteriner cerrahide önemli bir yeri vardır. Veteriner cerrahide dikiş iplikleri, yaygın olarak deri, kas, fascia gibi dokuların kapatılmasında, kanamanın durdurulmasında, sindirim ve üro-genital sistem cerrahisinde, daha az oranda ise damar cerrahisinde uygulama alanı bulmaktadır (39).

#### Dikiş Materyallerinin Özellikleri

**Üretim Şekli:** Sentetik iplikler genellikle sıvı haldeki reçinelerin polimerize olmasıyla elde edilirken, doğal ipliklerden ipek iplik eğirilerek, katgüt ise şerit haline getirildikten sonra tabaklanıp bükülerek elde edilirler (16).

**Elastikiyet:** Dikiş materyalinin asılmak veya çekmek suretiyle uzayabilmesini, bırakılınca orijinal uzunluğuna dönmesini, kısaca esnekliğini ifade eder (16,27,40,41). Elastikiyet dikiş ipliklerinde arzu edilen bir özelliktir (27). Çünkü iplik yaraya implante edildikten sonra, yarada 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 (27,41).

**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 (41).

**Hafıza:** İpliğin kolay şekil değiştirmemesini ifade eder. Yüksek hafızaya sahip iplikler ambalajlarından çıkartılıp açıldıktan sonra (28,41), manipülasyon sırasında ve sonrasında (23) daima ambalaj edildikleri forma dönme eğiliminde olan ipliklerdir (27,28,41). Bu durum ipliğin sert olmasından kaynaklanmaktadır (28). Yüksek hafızaya sahip iplikler (özellikle monofilament olanlar) manipülasyonu ve düğüm atılması zordur, aynı zamanda düğüm güvenliği de zayıftır (40).

**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 (41). 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 monofilament ipliklerden daha fazla sürtünme yüzeyine sahiptir ve dokulardan geçerken daha fazla travmaya neden olurlar (16,26).

**Gerilim kuvveti:** İpliği koparmak için gerekli kuvveti ifade eder (27,28,41). 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 düğümlemiş olarak ölçülür (40). Düğümlemiş iplik, düğümlememiş ipliğin 3/2 kuvvetine sahiptir (41). Her atılan ilave düğüm, ipliğin gerilim kuvvetini % 30 - 40 oranında azaltır ve dokuda daha fazla yabancı cisim bırakılmasına neden olur (26). Gerilim direnci özellikle, linea alba gibi gergin bölgelerde önem taşır (40).

Greenwald ve ark. (15)' nın aynı kalınlıktaki 10 farklı dikiş materyalinin 6 haftalık invivo inkübasyon öncesi ve sonrası gerilim kuvvetlerini inceledikleri araştırmaya ait sonuçlar tablo 1'de sunulmuştur.

Tablo 1. Farklı Dikiş Materyalinin 6 Haftalık İnvivo İnkübasyon Öncesi ve Sonrası Gerilim Kuvvetleri (15)

Dikiş Materyali	İmplantasyon Öncesi Gerilim Kuvveti (N/m <sup>2</sup> )	6 Haftalık İmplantasyon Sonrası Gerilim Kuvveti (N/m <sup>2</sup> )	6 Haftalık İmplantasyon Sonrası Gerilim Kuv. Kayıp (%)
İpek	0,159	0,125	22
Vicryl®	0,234	6 hafta sonunda emilmeye başlamış	
Ethibond®	0,279	0,270	Yok denecek kadar az
Dexon®	0,329	6 hafta sonunda emilmeye başlamış	
Katgüt	0,351	6 hafta sonunda tamamen emilmiş	
K.Katgüt	0,393	6 hafta sonunda tamamen emilmiş	
Prolene®	0,577	0,479	17
Maxon®	0,612	0,316	49
Ethilon®	0,683	0,516	25
PDS®	0,784	0,332	58

**Kullanım Özelliği (Ele gelmesi veya Manipülasyonu):** Kapsamlı bir şekilde kullanım kalitesini ifade eder. İpliğin ele gelmesi, düğüm güvenliği, sürtünme katsayısı, hafızası gibi fiziksel özelliklerinin tümü tarafından etkilenir (16).

**Kapillarite:** Dikiş ipliğinin sıvıyı emmesi ve emdiği sıvıyı iplik boyunca iletmesini ifade eder (27). Kapillarite özelliğine sahip iplikler tıpkı bir fitil gibi (28,36) implante edildiği bölgedeki serum ve bakterileri absorbe ederek iplik boyunca taşırlar (28,36,41). Genellikle multiflament olan ipliklerin kapillaritesi, monofilament olanlardan daha yüksektir (27,36,41). Özellikle deride kullanılan kapillarite özelliğe 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 (19).

**Boyutu:** İplik boyutları A.B.D kodeksine (USP) ve metrik sistem olarak da bilinen Avrupa kodeksine (EP) göre sınıflandırılmaktadır (16,21,36,41). İplik boyutları günümüzde en yaygın olarak USP sınıflandırmasına göre yapılmaktadır (5,40). 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 (5) ve kod numarasının 10'a bölünmesi minimum çapı mili metrik olarak verir (16) (Tablo 2).

Tablo 2. Dikiş İpliklerinin Boyutlarının Sınıflandırılması (5)

USP Boyut Kodları		EP (Metrik) Boyut Kodları	Dikiş Materyalinin Çapı
Doğal Emilen Dikiş Materyali	Doğal ve sentetik Emilmeyen / Sentetik Emilen Dikiş Materyali	Emilmeyen ve Emilen Dikiş Materyali	Min-Max (mm)
	11-0	0,1	0,01-0,019
	10-0	0,2	0,02-0,029
	9-0	0,3	0,03-0,039
	8-0	0,4	0,04-0,049
8-0	7-0	0,5	0,05-0,069
7-0	6-0	0,7	0,07-0,099
6-0	5-0	1	0,10-0,14
5-0	4-0	1,5	0,15-0,19
4-0	3-0	2	0,2-0,24
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

**Fiziksel Konfigurasyon:** Dikiş materyalinin monofilament veya multiflament olduğunu tanımlar (27). Monofilament yapıdaki dikiş materyalleri tek bir iplik telinden oluşurken, multiflament yapıdaki dikiş iplikleri ise, bir çok iplik telinin örülmesi veya bükülmesinden oluşur (36). Özellikle örgülü yapıdaki multiflament ipliklerin iplik telleri arasına bakteriler girerek, makrofajlar tarafından fagosite edilmekten korunurlar (26,34). Multiflament iplikler, doku sıvılarını emerek şişebilirler ve düğümleri kolayca açılabilir (29).

**Doku reaksiyonu:** Bütün dikiş materyalleri dokular için yabancı bir cisimdir ve direkt doku reaksiyonuna neden olurlar (28,34). Bu reaksiyon ipliğin miktarı (27,38), tipi ve konfigurasyonuna bağlı olarak implantasyondan sonraki 2-7 gün içinde pik seviyeye ulaşır (27). 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 (34). Bu evrede 28. günde (34) emilmeyen ipliklerin çevresinde fibröz kapsül oluşumu gözlenirken (26,34), emilen ipliklerde yangısal reaksiyon ipliklerin tamamen emilmesine kadar devam eder (34).

Dokuda önemli yangısal reaksiyon şekillenmesi, yaranın enfeksiyona karşı direncini azaltır ve yara iyileşmesinin başlamasını geciktirir (41). Aşırı doku reaksiyonlarına neden olan dikiş materyalleri aşırı skar

gelişmesine bağlı olarak fonksiyonel (damar onarımı ve üretea anastomozlar) veya kozmetik problemlere (deri) neden olur (36). Doku reaksiyonu; doğal ipliklerde sentetiklere göre, barsak ve sidik kesesi gibi organlarda kas ve fasiaya göre daha fazladır (26). Multiflament iplikler, kapillar özelliklerinden dolayı (41), monoflament ipliklerden daha fazla doku reaksiyonuna neden olurlar ve enfeksiyon riskini artırır (26,34).

Ratlarda yapılan bir çalışmada, deri ensizyonları krome katgüt, ipek, vicryl ve polipropilen ile kapatılmış, çalışmanın erken döneminde oluşan en fazla yangı reaksiyonunun sırasıyla katgüt, ipek, polipropilen ve Vicryl® olarak belirlenmiştir (45).

Kirpensteijn ve ark (20) köpeklerin deri ensizyonlarını poliglaktin 910 ve poliglekapron 25 ile kapattıkları çalışmalarında; yara iyileşmesinin ilk evrelerinde poliglekapron 25' in poliglaktin 910 ile kapatılan olgulardan daha az doku reaksiyonuna neden olduğunu, yara iyileşmesinin sonraki evrelerinde ise iki grup arasında doku reaksiyonu açısından fark bulunmadığını tespit etmişlerdir

#### **Dikiş Materyallerinin Sınıflandırılması Emilen Dikiş Materyalleri:**

Emilen dikiş iplikleri, implantasyondan sonraki 60. gün içinde gerilim kuvvetlerini kaybeden ipliklerdir (18,28,36,37,39). Bu iplikler vücudun savunma sistemi ile emilirler (28,39) ve hemen hemen hepsi kısmi doku reaksiyonuna neden olurlar (28). Oysa sentetik iplikler nonenzimatik hidroliz yoluyla yıkımlanırlar. Sentetik ipliklerin hidrolizinde, polimer yapı suyun direkt etkisiyle monomer yapıya ayrılır ve monomer yapı ise su ile karbondioksite metabolize olur. Bu özellikleri ile sentetik iplikler, enfeksiyon veya yangı varlığında emilme oranları belirgin olarak etkilenmez (39). Veteriner hekimlikte yaygın olarak kullanılan emilen dikiş materyalleri;

**Katgüt:** Katgüt, koyun bağırsağının submukozasından veya sığır bağırsağın serozasından elde edilen, doğal emilen multiflament bir dikiş ipliğidir (5,16,21,37,39,43). Bağırsak olarak jejunum ve ileum kullanılmaktadır (5). Günümüzde sentetik ipliklerin gelişmesine rağmen, veteriner cerrahide en yaygın olarak kullanılan dikiş ipliğidir (43). Dokulara implante edildikten sonra enzimatik yolla yıkımlanarak fagositoz yolu ile absorbe edilirler ve daima yangısal reaksiyona neden olurlar (34,39,43). Katgütün kedilerde köpeklerden daha şiddetli doku reaksiyonuna neden olduğu bildirilmektedir (28).

Normal katgüt dokuya uygulandıktan sonraki 1. günde gerilim direncinin % 50' sini, 3 ila 7 gün içinde (43) gerilim direncinin tamamını kaybeder ve 10 (28) -14 gün içinde tamamen emilir. (27) Normal katgütün hem direncini artırmak, hem de yıkımlanma süresini uzatarak dokularda neden olduğu reaksiyonu azaltmak için, kromik tuzlarla işlenerek krome katgüt üretilmiştir (5,18,27,39,41,43). Kromik tuzlarla yapılan işlem sonunda katgütün intermoleküler bağları artarak daha iyi bir direnç kazanır (43). Krome katgüt ise implantasyondan sonraki 21-28. günde gerilim

dirençlerini tamamen kaybederler (39). Tamamen emilmesi oldukça değişken olup 20-40 gün arasında değişir. Katgütler, enfeksiyon varlığında (28,39,43), kan akımının çok olduğu dokular (28,43) ile pankreas ve bağırsak enzimleri (28) gibi organ enzimlerinin bulunduğu ortamlarda emilmesinin daha hızlı olduğu bildirilmektedir (43). Ayrıca katgütler kapillar özelliğe sahiptir. Buna rağmen gastrointestinal ve ürogenital sistemde, paraşimatöz organlarda (21), damar ligatürlerinde, kas ve fascia dikişlerinde (18) kullanılmaktadır. Katgütün deri ve sinir dokusunda kullanımı kontraendikedir (21). Hidrofobik özelliğinden dolayı su emdiği için düğümü gevsemeye meyillidir (28,39,43). Bu nedenle 3 veya daha fazla düğüm atılmalı (21,28) ve düğüm sonunda ipliği keserken diğer ipliklerden biraz daha uzun kesilmesi gerekir (28,43). Sert yapısının yumuşaması için bazı firmalar % 85'lik alkol içinde paketleyerek piyasaya sunmuşlardır (41,43).

**Poliglikolik asit (Dexon®, Dexon II®):** Polimerize hidroksiasetik asitten yapılmış, multiflament ve örgülü sentetik polyester bir dikiş materyalidir (21,28,39). Dexon II®, kullanımının kolaylaştırılması ve dokulardan daha kolay geçmesi için polikaprolat ile kaplanmıştır (28,39), fakat düğüm güvenliği azalmıştır. Katgüte göre; gerilim direnci ve düğüm tutma özelliği daha iyi, rezorbe olma süresi daha uzun ve dokularda oluşturduğu reaksiyon oldukça azdır (27,28,39). Fakat gerilim kuvveti diğer emilen sentetik ipliklerden daha azdır. Ağız boşluğunda ve enfekte idrar varlığında (alkali pH'dan dolayı) kullanılması ipliğin yıkımlanma oranını artırdığından dolayı uygun değildir (39).

İmplantasyondan sonraki 7. günde gerilim kuvvetinin % 33 (15) -% 40'ını (27,41), 14. günde % 65 (41) - % 80'ini (21,27,28), 28. günde ise % 95'ini kaybeder ve 90-120 gün içinde hidroliz yoluyla tamamen rezorbe olur (21,27,28,41). Poliglikolik asit özellikle bağırsak anastomozlarında, sezaryen operasyonlarında, fitik onarımlarında ve uzun süre destek gerektirmeyen dokularda kullanılması uygundur (39).

**Poliglaktin 910 (Vicryl®):** Vicryl® % 90 glikolid ko-polimeri ve % 10 L-laktiden yapılmış, örgülü multiflament bir ipliktir (21,27,39). Poliglaktin 370 ve kalsiyum sitrat ile kaplanarak, pürüzsüz bir yüzeye kavuşmuş ve kullanımı kolaylaşmıştır (27,28,43). Fakat düğüm güvenliği azalmıştır (41). Gerilim kuvveti katgüt ve poliglikolik asitten daha fazladır (39). Poliglikolik asit gibi minimal doku reaksiyonuna neden olur ve hidroliz yoluyla emilir (27,28,34,39). Kullanımının kolay (28,39) ve çapına göre gerilim kuvvetinin iyi olmasından dolayı enfekte dokular dahil birçok dokuda kullanılabilir. Üç numara kaplanmış Vicryl® mevcut emilen ipliklerin içinde en sağlamıdır ve atlarda median laparotomilerin kapatılmasında kullanılması tavsiye edilmektedir (39). İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvvetinin % 40 (41) - 50 (28) 'sini, 28. günde % 92'sini kaybeder (41). 60-90 gün içinde hidroliz yolu ile tamamen emilir (27,28,41).

**Polidioksanon (PDS II®):** PDS II®, paradioksanon polimerinden yapılmış (39,24) monofilament emilen sentetik bir dikiş ipliğidir (21,39,43). PDS-II® diğer sentetik emilen ipliklere göre çok daha kuvvetli ve dokulardan daha yavaş emilir. Bu yüzden dokularda çok az reaksiyona neden olur. Kontamine ve enfeksiyon riski bulunan yaralarda kullanılabilir (41,43). PDS II, köpeklerde sidik kesesinde steril ve enfekte idrar varlığında başarıyla kullanılmıştır (39). Polidioksanon sert olduğu için manipülasyonu zordur (27,28,37,41), düğüm güvenliği zayıftır (27,28,41). İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvvetinin % 26' sını, 28. günde % 50' sini 59. günde ise gerilim kuvvetinin % 86' sını kaybeder ve implantasyondan 180 gün sonra tamamen emilir (27,28).

**Poliglekapron 25 (Monocryl®):** Monocryl®, epsilon kaprolakton ve glikolid ko-polimerinden yapılmış monofilament emilen bir dikiş ipliğidir (39). Monofilament yapıda olmasına karşın, ele gelmesi, bükülebilirliği ve düğüm güvenliği iyidir (28,38,39,41). Dokularda minimal reaksiyona neden olur (15,38,39). Dokulardan kolay geçiş özelliğine sahiptir ve kapillaritesi yoktur (38). Başlangıçta katgütten daha sağlamdır. Fakat dokuya implante edildikten sonra hızla gerilim kuvveti azalır. İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvveti katgüt ve krome katgütte eşit veya fazladır (16). İmplantasyondan sonraki 7. günde boyasız formu gerilim kuvvetinin % 40 ila 50 'sini, 14. günde % 70 ila 80'ini kaybeder ve yaklaşık 90 ila 120 gün içinde tamamen emilir (41). Kedilerde linea alba (39), deri altı (16) ve yumuşak dokuların kapatılmasında ve çeşitli ligatür uygulamalarında kullanılması tavsiye edilmektedir (16,39).

**Poliglikonat (Maxon®):** Glikolid ve trimetilen kopolimerinden (16) üretilen monofilament sentetik emilen bir dikiş ipliğidir (41). Poliglikonat'ın gerilim kuvveti PDS ye benzer (27,28,39) ve implantasyondan sonra, dokuları bir arada tutma kuvveti poliglikonata diğer emilen ipliklerden üstün kılar (39). Küçük çapta kullanılabilir iplikler içinde en mükemmel (16) ve manipülasyonu kolay bir ipliktir (27,41). Düğüm tutma güvenliği polidioksanon, poliglaktin ve poliglikolik asitten daha iyidir (37,41). Dokularda yol açtığı reaksiyon PDS-II® ile aynıdır. İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvvetinin % 19'unu, 28. günde % 41'ini ve 6. haftada ise % 70'ini kaybettiği, 180-210 gün içinde ise hidroliz yoluyla tamamen emildiği bildirilmektedir (16,27,28,39,41).

#### **Emilmeyen Dikiş materyalleri:**

Emilmeyen dikiş iplikleri, implantasyondan sonra gerilim kuvvetlerini 60 günden daha uzun bir süre muhafaza ederler (18,36,37) ve önemli ölçüde yıkılmazlar (39). Fakat emilmeyen ipliklerden ipek ve multiflament naylon iplik implantasyondan sonra gerilim kuvvetlerinin büyük bir kısmını 4-6 hafta içinde kaybederler (36). Emilmeyen iplikler özellikle uzun süre destek gerektiren yaralarda kullanılırlar. Doğal

emilmeyen iplikler önemli ölçüde doku reaksiyonu oluşturma yönünde eğilim gösterirken, sentetik olanlarda doku reaksiyonu daha az şekillenmektedir. Veteriner hekimlikte yaygın olarak kullanılan emilmeyen dikiş materyalleri;

**İpek:** İpek böceğinin larvalarından üretilen bu iplik, protein fiberlerden oluşmuştur ve örgülü bir yapısı vardır (21,24,27). İpek ipliğinin orijinal rengi beyazdır. Fakat operasyon sırasında rahatlıkla görülebilmesi için siyah veya yeşil renge boyanmıştır (43). Şiddetli doku reaksiyonuna neden olan (15,27,39) ipek iplik, multiflament yapısından dolayı önemli ölçüde kapillar özelliğe sahiptir (21,27,39). Fakat kapillar özelliğini azaltmak için ipek iplik bal mumu veya silikon ile kaplanmıştır (37). Bununla birlikte kapillar özellik taşımasından dolayı enfekte yaralarda (21,27,28,43) ve epitel ile kaplı içi boşluklu organlarda kullanılmamalıdır (28). Sentetik iplikler mükemmel biyolojik özelliklere sahip olmasına rağmen ipek iplik veteriner hekimlikte manipülasyonunun ve düğüm tutma kabiliyetinin iyi olması (21,28,43) nedeniyle popülerdir (43). Fakat günümüzde kullanılan iplikler içinde gerilim direnci en zayıf olan ipliktir (27). Emilmeyen iplik olarak sınıflandırılmasına rağmen, implantasyondan sonraki 1 yıl içinde gerilim kuvvetinin % 50' sini kaybederek (39) yaklaşık 2 yılı aşan bir sürede tamamen emilir (28,39,41). Gastrointestinal sistemde kullanıldığında ülserlere ayrıca üriner sistem ve safra kanallarında kullanıldığında ise taş oluşumuna neden olabileceği bildirilmektedir (39).

**Naylon (Ethilon®, Monosof®, Nurolon®, Surgilon®, Supramid®):** Naylon iplikler heksametilendiamin ve adipik asitin amin içeren termoplast derivelidir. Monofilament (Ethilon®, Monosof®) ve multiflament (Nurolon®, Surgilon®, Supramid®) formları mevcuttur (28,39). En yaygın kullanılan monofilament formudur. (43). Monofilament olanlar dokulara implante edildiğinde gerilim kuvvetini 2 - 3 yıl, multiflament olanlar ise 6 ay içinde kaybederler (41). Naylon iplik mükemmel bir elastikiyet özelliğine sahiptir (27). Monofilament olanların ele gelmesi zordur ve düğüm tutma güvenliği zayıftır (28,41). Ayrıca ince olanlar dokuları kesebilir (41). Multiflament yapıda olanlar ele kolay gelir, fakat kapillar özellikleri vardır (28) ve dokularda daha fazla reaksiyona neden olurlar (41). Enfeksiyon varlığında monofilament naylon iplik rahatlıkla kullanılabilir (43). Seroza ve sinoviyal boşluklarda kullanıldığında doku içinde kalan ipliğin ucu irritasyona neden olabilmektedir (28). Supramid® bükülmüş multiflament yapıya sahip bir kaprolaktam polimeridir (39,43). Bu iplik sadece veteriner kullanıma özgü olarak üretilmiştir. Naylon benzeri liflerden bükülerek elde edilmiş ve kaplanarak kapillaritesi azaltılmıştır. Katgüt ve ipek iplikle karşılaştırıldığında, gerilim kuvveti daha yüksek ve dokularda oluşturduğu reaksiyon daha azdır (43). Bu iplik özellikle deri dikişlerinde (37,43), tendo, ligament, fascia, ve sinir dikişlerinde kullanılabilir (16).

**Polyester (Mersilene®, Ethibond®, Surgidac®):** Polietilen tereftalattan yapılmıştır. İpek ve katgütten

daha sağlamdır (39), fakat düğüm tutması zayıftır (28). Polyester, dokulardan geçerken travmaya neden olur (41). Travmanın derecesini azaltmak ve manipülasyonunu kolaylaştırmak için Ethibond® polibutilat ile kaplanmıştır (39).

**Polipropilen (Prolene®, Surgilene®):** Polipropilen stereoisomerinden yapılmış monofilament sentetik emilmeyen bir ipliktir (39,41). Gerilim kuvveti, diğer sentetik emilmeyen ipliklerden daha düşüktür (36). Ele gelmesi ve düğüm güvenliği düşük hafızası ise yüksektir (21,27,28,39). Düğümün açılmaması için daha fazla düğüm atılması ve atılan düğümün termokoter ile eritilmesi gerekir. Düşük sürtünme katsayısına sahip olduğu için dokulardan daha kolay bir geçiş yapar (41). Bu iplik plastikiyet özelliğine sahiptir (28,41). Damar cerrahisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (28).

**Polibutester (Novafil®):** Polibutester, polibutilen ve politetrametilen ko-polimerlerinden yapılmış olup minimal doku reaksiyonuna neden olur (39). Bu iplikte poliyester ve polipropilen olumlu özellikleri birleştirilmiştir (28,36). Manipülasyonu ve düğüm tutması iyidir (41). Yüksek gerilim kuvvetine (28,41) ve mükemmel bir elastikiyet özelliğine sahiptir (39,41). Tendo gibi yara iyileşmesi uzun süren dokularda kullanılması uygundur (39).

**Paslanmaz çelik tel:** Molibden, nikel ve krom alaşımıdır (41). Biyolojik olarak inert bir maddedir (15,39). Mono ve multiflament formları vardır (21,43). Bütün dikiş ipliklerinden daha sağlamdır (21,37,43). Kapillar özelliği yoktur (28). Başta ortopedik cerrahi olmak üzere (39) tendo ve ligament onarımında da kullanılmaktadır (28). Ayrıca kontamine ve enfekte yaralarda da kullanılmaktadır (43). Manipülasyonu zordur (21,43) ve manipülasyonu sırasında operatörün eldivenini delebilir (43). Ayrıca dokuları kesme eğilimi vardır (21,28,39,43) ve fazla büküldüğü zaman ise kırılabilir (28). Elastik değildir ve düğüm atılması zordur (21). Veteriner hekimlikte nadiren kullanılır (43).

**Doku Stapleleri (Zımbaları):** Metalden yapılmış zımba teli benzeri yara kapatma materyalidir. Özel aleti ile yaraya implante edilir. Uygulaması çok kolaydır. Metal yapısından dolayı bakteriler için uygun ortam oluşturmaz (43). Staple uygulaması, barsak anastomozlarında, deri yaralarının kapatılmasında ve karaciğer rezeksiyonları gibi olgularda uygulanması dikiş uygulamasına göre daha hızlı ve etkili alternatif bir dikiş materyalidir. Cerrahi staplelerin, ulaşılması zor bölgelere uygulama kolaylığı ve güvenli hemostaz sağlama gibi avantajları mevcuttur (28). Veteriner cerrahide nadir olarak kullanılmaktadır. Ayrıca deri yaralarının kapatılmasında yumuşak metalden yapılmış yassı staple (zımba teli) benzeri Michel klipsleri de veteriner cerrahide kullanılmaktadır. (43). Son yıllarda emilen sentetik materyalden (poliglukolik-polilaktik asit kopolimeri) yapılmış subkutikular kapatma için tasarlanmış stapleler de mevcuttur (11)

**İdeal bir dikiş materyalinin özellikleri:**

a) Kullanımı kolay (5,21,26,37,41,43), monofilament yapıda olmalı (21,29)

b) Minimal doku reaksiyonuna neden olmalı (5,21,37,39,43),

c) Yaraların iyileşmesi için gerekli süre içinde yara dudaklarını bir arada tutmalı, yani iyileşme sürecinde gerilim kuvvetlerini sürdürebilmeli (21,26,37,39,41),

d) Düğüm güvenliği iyi olmalı ve iyi düğüm tutmalı (5,21,26,29,37,39,41)

e) Bakterilerin tutunma ve üremeleri için uygun ortam sağlamamalı (39,41,43),

f) Kapillar özellik taşınamalı (39,43), alerjik ve karsinojenik olmamalı (5,26,39,43),

g) Doku ödeme uyum sağlayacak şekilde elastik olmalıdır. (29,41)

Günümüzde bu kriterlerin hepsini bir arada taşıyan bir dikiş materyali yoktur (23,26,28,29,39). Dikiş materyali seçimi, bilimsel gerçeklerden daha çok, alışkanlıklar (26,43), ekonomik koşullar ve operatörün kişisel tercihinin göre yapılmaktadır (26). Gerçekte iplik seçimi; hekimin bilgisine (26,28), ipliğin dokulardaki biyolojik özelliklerine (18,23,26,37), ipliğin dokularda uğradığı mekaniksel özelliklerin değişimine (18), dokuların iyileşme sürelerine (23,26,28,43), dokuların direncine (23) ve yaranın koşullarına (21,28) göre yapılmalıdır. Kullanılan dikiş materyalinin en az implante edilecek doku kadar sağlam olması gerekir. Dokunun direnci içerdiği kollajen miktarı ile kollajenlerin dizilişlerine bağlıdır. Deri ve fascia en sağlam, kas kısmen zayıf ve yağ dokusu ise en zayıf dokudur. İç organlar ise kas ile yağ doku arasında bir sağlamlığa sahiptir. En zayıf boşluklu organlar, sidik kesesi ve kolon iken mide ve ince bağırsaklar ise en sağlamdır. Organların direnci hayvanın yaşına ve büyüklüğüne göre değişir. İplik çapı seçiminde doku direncinin olduğu kadar ipliğin direnci de önemlidir. En küçük çapta iplik kullanımı daha az doku reaksiyonuna neden olur. İpliğin direnç kaybı, dokunun direnç kazanmasıyla orantılı olmalıdır (21)

**Dikiş ipliklerinin kullanımına ilişkin genel öneriler:**

**Deri:** Deri, iç organlara göre daha geç sürede iyileşir (39). Bu nedenle naylon, polipropilen (26,28,36), polibutester (36) ve paslanmaz çelik tel (26) gibi dış ortamdan kontaminasyonu ve taşkın skar oluşumunu önlemek (21) için, kapillar özellik taşımayan (15,21) ve emilmeyen monofilament dikiş materyalleri seçilmelidir (21,26,28,36,39). Bu ipliklerin gerilme eğrisi derinin elastikiyetine benzer. Küçük hayvanlarda derinin kapatılmasında 4/0, 3/0 ve 2/0 boyutunda polipropilen veya naylon iplikler uygundur. Büyük hayvanlarda ise yaranın gerilme direncine göre 2/0, 0, 1 ve 2 numara polipropilen gibi sentetik emilmeyen iplikler tercih edilmelidir (39). Bunun yanı sıra köpeklerde deri ensizyonlarının kapatılmasında emilen monofilament poliglekapron 25'in emilen multiflament poliglaktin 910'a göre daha az reaksiyona neden olduğu bildirilmiştir (20). Domuzlarda deneysel olarak oluşturulan deri ensizyonları intradermal olarak poliglaktin 910, metal klips ve subkutikular olarak emilen stapleler ile

kapatılmıştır. Hem makroskobik hem de mikroskobik olarak en iyi sonuçlar poliglaktin 910 ve emilen staple uygulanan gruplardan alınmıştır. Metal klips ile kapatılan olgularda daha fazla doku reaksiyonu ve daha kötü skar dokusu şekillenmiştir (11).

*Gastrointestinal sistem:* Küçük hayvanlarda; 3/0 ve 4/0 numara poliglikonat, polidioksanon, poliglikolik asit ve poliglaktin 910 gibi emilen monofilament ve multiflament iplikler kullanılabilir (10). Multiflament olan ipliklerin dokulardan geçişi monofilament ipliklere göre biraz daha travmatiktir (10,26,28). Fakat köpeklerde 4/0 polipropilen ile yapılan jejunum anastomozlarından sonra polipropilen barsak lumeninde yabancı cisim olarak rol oynamıştır. (25). Naylon ve polipropilen gibi emilmeyen ipliklerde bağırsak anastomozlarında ayrı dikiş tekniği uygulanarak kullanılabilir (10). Deri stapleleri de ince bağırsak anastomozlarında ipliklere bir alternatif olarak kullanılabilir. Köpeklerde yapılan bir çalışmada uç-uca anastomozlarda staple ve 3/0 polidioksanon dikiş ipliği karşılaştırıldığında; patlama direnci, lümen daralması ve iyileşme oranında her iki grup arasında fark bulunmamıştır. Stapleler, uygulama zamanını, peritoneal kontaminasyonu ve doku manipülasyonlarını azalttığı için tavsiye edilmektedir (6). Büyük hayvanlarda; 2/0 ve 0 numara (39) polidioksanon ve poliglaktin 910 gibi emilen dikiş iplikleri tavsiye edilmektedir. Katgüt, doku reaksiyonunu artırdığı ve proteolitik enzim varlığında daha çabuk rezorbe olacağı için uygun bulunmamaktadır. (24,39). Kolon damarlaşma yönünden zayıftır ve kollajenaz enzim seviyesi yüksektir. Özellikle kolon dikişlerinde katgüt kullanılmamalıdır. Atlarda bağırsak anastomozlarında uygulama kolaylığı ve daha az reaksiyona neden olmasından dolayı stapleler de kullanılmaktadır (24).

*Üriner sistem:* Sidik kesesi en zayıf dokulardan biridir. Buna rağmen hasar meydana geldikten sonra 14 - 21 gün içinde orijinal direncini kazanır (7,14). Emilen iplikler üriner sistem için ideal ipliklerdir. Emilmeyen iplikler taş oluşumu için bir odak oluştururlar (7,14,36,44). Emilen ipliklerin ise idrarla teması, idrarın hidrolizini artırmasına bağlı olarak gerilim dirençlerinin hızlı bir şekilde kaybolmasına neden olabilir. Küçük hayvanlarda 5/0 veya 4/0 poliglaktin 910 ve poliglikolik asit gibi emilen iplikler kullanılabilir (39). Pyelotomi yapılan tavşanlarda ensizyon hattı kromik katgüt, poliglaktin 910, polidioksanon ve poliglikonat ile kapatıldığında, sonuç olarak, poliglaktin 910 hafif doku reaksiyonuna neden olması ve hızlı bir şekilde rezorbe olmasından dolayı pyeloplasti için ideal bir dikiş ipliği olarak bulunmuştur (44). Köpeklerde sistotomi yapılarak, krome katgüt, Vicryl® (poliglaktin 910) ve Prolene® (polipropilen) dikiş ipliklerinin yara iyileşmesi üzerindeki etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada, Vicryl® (poliglaktin 910) in daha etkili olduğu saptanmıştır (9). Yapılan diğer bir çalışmada enfekte veya alkali idrar varlığında sidik kesesine uygulanan monofilament emilen dikiş materyallerinden polidioksanon ve poliglikonatin yeterli gerilim direncini koruduğu belirlendi (14). Büyük

hayvanlarda ise sidik kesesi için 2/0 veya 0 numara poliglaktin 910, poliglikolik asit (39) ve polidioksanon (24) gibi emilen iplikler tavsiye edilmektedir (24,39).

*Abdominal kapatma:* Karın duvarının kapatılmasında, daha az doku reaksiyonuna neden olan ve daha uzun süre dokuları bir arada tutan emilen sentetik iplikler tercih edilmelidir (28,36). Küçük hayvanlarda median ve paramedian ensizyonların kapatılmasında, uygun dikiş iplikleri, polidioksanon, poliglikolik asit, poliglaktin 910, polipropilen ve naylondur. Katgüt, çelik tel ve emilmeyen multiflament dikiş materyallerinin kullanılması sakıncalıdır. İpliğin kalınlığı hayvanın cüssesine göre seçilmelidir. Küçük yapıllı köpeklerde ve kedilerde 3/0, normal cüsseli köpeklerde 2/0 ve iri yapıllı köpeklerde ise 0 ve 1 numara iplik kullanılmalıdır (30). Yapılan bir çalışmada kısa süreli yangısal reaksiyona neden olan poliglekapron 25'in dikiş materyalinin ovariyohistektomi sonrası kedilerin line ablalarının kapatılması için uygun dikiş materyali olabileceği saptanmıştır (31). Büyük hayvanlarda median laparatomilerde fasiayı kapatmak için farklı kalınlıklarda iplikler kullanılmaktadır. Kromik katgüt çok hızlı bir şekilde gerilim direncini kaybettiği, insanlarda ve atlarda eventrasyon insidensini artırdığı için önerilmemektedir (13). Büyük hayvanlarda median laparotomi için 5 numara polyester (42) 3 numara poliglaktin 910 ve 2 numara poliglikonat (13,42) tavsiye edilmektedir. Polipropilen gibi emilmeyen dikiş iplikleri ise fistül oluşumuna neden olabileceği için önerilmemektedir (13). Ayrıca, büyük hayvanlarda dikiş iplikleri ile kapatıldığında yaranın açılması gibi komplikasyon ihtimali olan olgularda paslanmaz çelik tel ile dikiş uygulanabileceği ifade edilmektedir (13,39).

*Göz:* Emilen ipliklerden poliglaktin 910, poliglikolik asit, polyester, polidioksanon ile emilmeyen ipliklerden monofilament naylon yaygın olarak veteriner oftalmolojik cerrahide kullanılmaktadır. 7/0 ila 10/0 iplikler kullanılmakla birlikte en yaygın olarak 8/0 iplikler tercih edilmektedir (17).

*Ağız boşluğu:* Ağız boşluğuna uygulanan dikiş materyalleri en az 1 -14 gün gerilim dirençlerini sürdürmelidirler. Küçük hayvanlarda 3/0-5/0 boyutunda poliglaktin 910 tercih edilmelidir. Ayrıca, polidioksanon da kullanılabilir fakat sert olduğu için kesilen iplik uçlarının ağız mukozasına zarar verebileceği belirtilmektedir. Polipropilen ve naylon gibi emilmeyen monofilament iplikler de ağız boşluğunda rahatlıkla kullanılabilir. Fakat iyileşme tamamlandıktan sonra ipliklerin alınması gerekir (32). Kedilerde yapılan bir çalışmada ise; ağız mukozasına implante edilen kromik katgüt 3-7. gün, poliglaktin 14-21. gün, poliglikolik asitin 7-14. gün içerisinde yıkımlanarak kayboldukları, polidioksanon, polipropilen, naylon ve çelik telin 28. günde yapısında her hangi bir bozulmanın olmadığı tespit edilmiştir. Araştırmacılar makroskobik olarak ağız mukozasında en az doku reaksiyonuna polipropilenin neden olduğunu gözlemişlerdir (8). Ratlarda yapılan bir çalışmada poliglekapron 25, poliglaktin 910 ve

politetrafluoretilen arasında biyolojik yanıtı en iyi olan poliglekapron 25' in oral cerrahide başarıyla kullanılabileceği tavsiye edilmektedir (12).

*Damar anastomozları ve ligatür uygulamaları :* Monofilament polipropilen damar cerrahisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Sağlamlığı, pürüzsüz bir yüzeye ve inert bir yapıya sahip olması, polipropilen damar cerrahisi için uygun bir iplik yapmaktadır (28,39). Küçük hayvanlarda 5/0, 6/0 ve 7/0 iplikler kullanılmaktadır. Ligatür uygulamaları için küçük damarlarda 3/0 ve 4/0, büyük damarlar için 2/0, 0 veya 1 numara mono veya multiflament emilen iplikler tercih edilebilir (39). Yapılan bir çalışmada 3/0 polidiaksonan ile ligatüre edilen arterlerin normal köpek sistolik basıncından 3 kat daha fazla basınca dayanabildiği ortaya konmuştur (3). 7/0 boyutundaki ipek, polipropilen, polidioksanon ve politetrafluoretilen arasında polidioksanonun histopatolojik olarak sıçan aortasında en az reaksiyona neden olduğu belirlenmiştir (22). Büyük hayvanlarda damar cerrahisinde damar büyüklüğüne göre 5/0 ve 6/0 polipropilen iplik tavsiye edilmektedir. Damar ligatüründe ise 3/0 polidioksanon veya katgüt yeterli olmaktadır (39).

*Periferel sinirler:* Küçük hayvanlarda epinöral dikişlerde 5/0-7/0, fasiküler dikişlerde ise 9/0-10/0 boyutlarında (35) polipropilen, naylon ve polidioksanon gibi iplikler tavsiye edilmektedir (28,35).

*Tendo:* Tendolarda iyileşme yavaş olduğu için emilmeyen (21,36) veya yıkımlanması uzun süren sentetik emilen dikiş materyali kullanılmalıdır (36). Naylon veya paslanmaz çelik ayrıca polidioksanon ve poliglignat da uygulanabilir (28). Atlarda fleksör tenorafide 2 numara naylon iplik karbon fibere göre kozmetik ve fonksiyonel olarak daha iyi sonuç vermiştir (1).

## SONUÇ

İdeal dikiş ipliği sağlam, manipülasyonu kolay ve iyi düğüm tutmalıdır. Minimal doku reaksiyonuna neden olmalı ve enfeksiyona karşı dirençli olmalıdır. Dikiş ipliği seçimi, bilimsel verilere göre yapılmalıdır. Özellikle dokulardaki biyolojik özelliklerine, ipliğin dokularda uğradığı mekaniksel özelliklerin değişimine, dokuların iyileşme sürelerine, dokuların direncine ve yaranın koşullarına göre yapılmalıdır.

## KAYNAKLAR

1. Bertone AL, Stashak TS, Smith FW, Norrdin RW (1990): A Comparison of Repair Methods for Gap Healing in Equine Flexor Tendon, Vet Surg, 19,(4):254-65
2. Black, JJ (1982): A Stitch in Time—The History of Sutures, Nursing Times 78,(15):619-23.
3. Bubenik LJ, Hosgood G, Vasanjee SC (2005): Bursting Tension of Medium and Large Canine Arteries, Vet Surg, 34:289-93

4. Campbell EJ, Bailey JV (1992): Mechanical Properties of Suture Materials in Vitro and After in Vivo Implantation in Horse, Vet Surg, 21(5):355-61

5. Chu, CC (2001): Textile-Based Biomaterials for Surgical Applications. (in) Polymeric Biomaterials Second Edition Revised and Expanded, S. Dumitriu, (Editör) Chapter 19, Marcel Dekker, New York.

6. Coolman B, Ehrhart N, Pijanowski G, Ehrhart EJ, Shindok L, Coolman SL (2000): Comparison of Skin Staples with Sutures for Anastomosis of The Small Intestine in Dogs, Vet Surg, 29: 293-302

7. Cornell, KK (2000): Cystotomy, Partial Cystotomy, and Tube Cystotomy, Clin Tech Small Anim Pract, 15(1): 11-16

8. DeNardo GA, Brown NO, Benthin TS, Marretta SM (1996): Comparison of Seven Different Suture Materials in the Feline Oral Cavity, J Am Anim Hosp Assoc, 32(2):164-172

9. Durgun T, Karabulut E, Köm M (1999): Köpeklerde Cystotomie'de V. Urinaria'nın Kapatılmasında Dikiş İpliklerinin Karşılaştırmalı Araştırması, F.Ü. Sağlık Bilimleri Dergisi, (13, 2): 167-171

10. Ellison, GW (1990): Intestines (in) Current Techniques in Small Animal Surgery" MJ, Bojrab (Editor), chapter 15, 3<sup>rd</sup> Ed, Lea & Febiger, Philadelphia

11. Fick JL, Novo RE, Kirchoff N (2005): Comparison of Gross and Histologic Tissue Responses of Skin Incisions Closed by Use of Absorbable Subcuticular Staples, Cutaneous Metal Staples, and Polyglactin 910 Suture in Pigs, AJVR, 66 (11):1975-84

12. Filho HN, Matsumoto MA, Batista AC, Sampaio Goes FCG, Consolaro A (2002): Comparative Study of Tissue Response to Polyglactone 25, Poliglactin 910 and Polytetrafluorethylene Suture Materials in Rats, Braz Dent J, 13(2):86-91

13. Freeman DE, Rötting AK, Inoue OJ (2002): Abdominal Closure and Complications, Clinical Techniques in Equine Practice, 1 (3):174-87

14. Greenberg CB, Davidson EB, Bellmer DD, Morton RJ, Payton ME (2004): Evaluation of the Tensile Strengths of Four Monofilament Absorbable Suture Materials After Immersion in Canine Urine with or without Bacteria, AJVR, 65 (6): 847-53

15. Greenwald D, Albear P, Gotlieb L (1994): Mechanical Comparison of 10 Suture Materials Before and After in Vivo Incubation, J Surg Res, 56: 372-77

16. Henderson, RA (2005). The Veterinarian's Suture Guide <http://www.vetmed.auburn.edu>

17. Herring, IP (2003): Corneal Surgery: Instrumentation, Patient Considerations, and Surgical Principles, Clin Tech Small Anim Pract, 18(3): 152-60

18. Hickman J, Houlton JEF, Edwards B (1995): An Atlas of Vet Surg, 3<sup>rd</sup> Ed, Blackwell Science, Cambridge

19. Katz AR, Mukherjee DP, Kaganov AL, Gordon S (1985). A New Synthetic Monofilament

Absorbable Suture Made From Polytrimethylene Carbonate. *Surg Gynecol Obstet*, 161(3): 213-22

**20.Kirpensteijn J, Maarschalkerweerd RJ, Koeman JP, Kooistra HS, Sluijs FJ (1997):** Comparison of Two Suture Materials for Intradermal Skin Closure in Dog. *Vet.Q.*,19(1):20-22

**21.Knecht CD, Allen AR, Williams DJ, Jonhson (1987):** Fundamental Techniques in Vet Surg, 3<sup>rd</sup> Ed, WB Saunder Company, Philadelphia

**22.Köksal C, Bozkurt K, Arslan C, İlvan Ş, Özkaynak B, Öz B, Sayın AG (1999):** Değişik Dikiş Materyallerinin Sıçan Aortasında Oluşturdukları Histopatolojik Değişiklikler, *GKDC*, 7:130-34

**23.Leapar ,DJ(2001):** Wound closure, *EWMA*, 1(2):19-24

**24. Mc Ilwraith CW, Turner AS (1987):** Equine Surgert Advanced Techniques, Lea& Febiger, Malvern, Pennsylvania

**25.Milovancev M, Weismen DL, Palmisano MP (2004):** Foreign Body Attachment to Polypropylene Suture Material Extruded into The Small Intestinal Lumen After Enteric Closure in Three Dogs, *JAVMA*, 225(11): 1713-15

**26. Monnet, E (2002):** New Suture Materials Offer More Options for Wound Closures, *The Newsmagazine of Veterinry Medicine*, Oct, 1

**27.Moy RL, Lee A, Zalka A(1991):** Commonly Used Suture Materials in Skin Surgery, *Am Fam Physician*, 44(6):2123-8

**28. Niles J, Williams J (1999):** Suture Materials and Patterns, *In Practice*, 21:308-20

**29.Parell, GJ (2003):** Comparison of Absorbable with Nonabsorbable Sutures in Closure of Facial Skin Wounds, *Arch Facial Plast Surg*, 5, 6, 488-490

**30.Rosin, E (1990):** Peritoneum and Abdominal Wall, (in) *Current Techniques in Small Animal Surgery*, MJ Bojrab (Editor), chapter 18, 3<sup>rd</sup> Ed, Lea & Febiger , Philadelphia

**31.Runk A, Allen SW, Mahaffey EA (1999):** Tissue Reactivity to Poliglecaprone 25 the Feline Linea Alba, *Vet Surg*, 28(6):446-71

**32.Salisburg, SK (1990):** Oral Cavity, (in)*Current Techniques in Small Animal Surgery*” MJ Bojrab (Editor), chapter 10,3<sup>rd</sup> Ed, Lea & Febiger , Philadelphia

**33.Samsar E, Akın F, Antepioğlu H (1996):** Klinik Tanı Yöntemleri ve Genel Cerrahi. "6.Baskı" Tamer Matbaacılık. Ankara

**34.Sherbeeney, AM (2004):** Needdles, Sutures and Knots Part III: Spesific Suture Materials, *ASJOG*, 1:167-70

**35.Shores, A (1990):** Peripheral Nervous Sistem, (in) *Current Techniques in Small Animal Surgery*, MJ Bojrab (Editor), chapter 6, 3<sup>rd</sup> Ed, Lea & Febiger , Philadelphia

**36.Smeak, DD(1990):** Selection and Use of Currently Available Suture Material, (in) *Current Techniques in Small Animal Surgery*, MJ Bojrab (Editor), chapter 3, 3<sup>rd</sup> Ed, Lea & Febiger , Philadelphia

**37.Stashak, TS (1991):** Equine Wound Management, Lea& Febiger, Malvern, Pennsylvania

**38.Sylvestre A, Wilson J, Hare J (2002):** A Comparison of 2 Different Suture Patterns for Skin Closure of Canine Ovariohysterectomy, *Can Vet J*, 43:699-702

**39.Tan R, Bell R, Dowling B, Dart A (2003):** Suture Materials; Composition and Applications in Veterinary Wound Repair, *Aust Vet J*, 81(3):140-45

**40.Taylor B, Bayat A (2003 ):** Basic Plastic Surgery Techniques and Principles: Choosing the Right Suture Material, *Student B.M.J.*, 11:140-41

**41.Terhune, M (2002):** Materials for wound closure, <http://www.emedicine.com>

**42.Trostle SS, Wilson DG, Stone WC, Markel MD (1994):** A Study of the Biomechanical Properties of the Adult Equine Linea Alba: Relationship of Tissue Bite Size and Suture Material to Breaking Strength, *Vet Surg*, 23, 6, 431-434

**43.Turner AS, McWraith CW(1995):** Techniques in Large Animal Surgery 2<sup>nd</sup> Ed, Lea & Febiger , Philadelphia

**44. Wainstein M, Anderson J, JS (1997):** Comparison of Effects of Suture Materials on Wound Healing in Rabbit Pyeloplasty Model, *Urology*, 49 (2), 261-264

**45.Yaltirik M, Dedeoğlu K, Bilgic B, Koray M, Ersev H, Dulger O, Soley S (2003):** Comparison of Four Different Suture in Soft Tissues of Rats, *Oral Diseases*, 9, 284-286.