

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOĞİ ANABİLİM DALI



**FARKLI DİKİŞ MATERYALLERİNİN GİNGİVADA
OLUŞTURDUĞU DOKU REAKSİYONUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Deniz NERGİZ ERĐİN

Ankara, 2009

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI



**FARKLI DİKİŞ MATERYALLERİNİN GİNGİVADA
OLUŞTURDUĞU DOKU REAKSİYONUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Deniz NERGİZ ERGİN

TEZ DANIŞMANI:

Doç.Dr.Emine Elif ALAADİNOĞLU

Ankara,2009

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Periodontoloji Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:10/09/2009

“Farklı Dikiş Materyallerinin Gingivada Oluşturduğu Doku Reaksiyonunun Değerlendirilmesi”

TEZ DANIŞMANI: Doç.Dr. Emine Elif Alaaddinoğlu

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Şule BULUT


Prof.Dr. Mehmet YALIM

Doç.Dr.Bayazıt BAĞCI

Doç.Dr.Emine Elif ALAADDİNOĞLU

Yrd.Doç.Dr. Bahar Füsun ODUNCUOĞLU

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 16 / 09/ 2009 tarih, SABE/2009/ 080 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Başarılı bir oral cerrahinin en önemli bileşeni yara kenarlarının temiz, sağlıklı ve dayanıklı olarak birleştirilmesidir. Bu amaçla birçok farklı dikiş materyali kullanılmaktadır. Vücut içerisine yerleştirilen diğer sentetik implantlar gibi sütürler de mikroorganizmaların yapışması ve kolonizasyonu için son derece uygun odaklardır. Sütür materyali yerleştirildikten sonra yüzeyi hızla fibrinojen, fibronektin, kollajen gibi substratlarla kaplanır. Bu substratlar mikrobiyal tutunma için adezin olarak görev görürler. Böylelikle yara yüzeyi kontamine olur ve enfeksiyona neden olabilir. Yara bölgelerinin enfeksiyonu iltihabi prosesi uzatır ve iyileşme sürecini geciktirir. Dikiş materyallerine karşı gelişen doku reaksiyonu iyileşme açısından birçok materyalin arasından en iyisini seçmede göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür. Bu çalışmanın amacı, farklı yapısal ve antibakteriyel etki gösteren sütür materyallerinin oral mukozada oluşturduğu doku reaksiyonunun incelenmesidir. Çalışmamıza, periodontal destek doku kaybı veya protetik nedenlerle en az dört komşu dişine çekim veya kron boyu uzatması endikasyonu koyulan 15 birey dâhil edildi. Hastaların yaş ortalaması $56,3 \pm 15,64$ idi. Dişlerin interdental bölgelerine her biri farklı özellikte olan toplam 3 sütür atıldı; poliglaktin 910 (vicryl), triklosanla kaplı poliglaktin 910 (vicryl plus), poliglekapron 25 (monocryl). İşlem sırasında ve 7. günde doku genişliği ve sütür gevşekliği ölçümleri kaydedildi. Bir hafta sonra dikişler doku içerisindeyken 3×3 mm boyutunda örnekler alınarak %10 tamponlanmış formaldehite konuldu. Histopatolojik olarak enflamasyon alanı ve enflamatuar hücre yoğunluğu değerlendirildi. 7. günde klinik ölçümlerin sonucunda kayganlık kapasitesinde istatistik olarak materyaller arasında fark bulunmadı. Düğüm güvenliği açısından monocryl, diğer ipliklere göre anlamlı derecede kötü bulundu. Histopatolojik değerlendirmelerde vicryl plus dikiş materyalinin enflamatuar cevap açısından monocryle benzer sonuç verdiği ve oluşturduğu doku reaksiyonu açısından vicryle göre daha üstün olduğu bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: sütür, gingiva, triklosan, enflamasyon, histopatoloji

ABSTRACT

The most important component of a successful oral surgery is the clean, healthy and durable knitting of the incision edges. A wide variety of the suturing materials are used for this purpose. The sutures as like the other synthetic implants placed inside the body are suitable foci for the adherence and colonization of microorganisms. Just after the placement, surface of the suture material is covered with substrats such as fibrinogen, collagen and fibronectin. These substrates serve as an adhesine for the microbial attachment. The wound surface is thus contaminated and may result in an infection. Infection of the wound areas will prolong the inflammatory process and delay the recovery phase. The tissue reaction against the suturing materials is an important factor during the recovery to decide the best among the many available materials. The purpose of our study is to investigate and compare the tissue reactions of the oral mucosa due to the suture materials with different structure and antibacterial effects. Fifteen patients with at least four adjacent teeth that required surgical crown lengthening procedure or extraction prior to restorative work participated the study. The mean age of the patients was 56.3 ± 15.64 . Three sutures of different properties were placed in the interdental areas of the teeth: polyglactine 910 (vicryl), polyglactine 910 coated with triclosan (vicryl plus), polyglecaprone 25 (monocryl). During the process and on the 7th day, the measurements for tissue width and suture slack were recorded. After one week 3x3mm soft tissue specimens were excised while the sutures were in situ and were fixed in 10% buffered formaldehyde. Inflammatory area and density of inflammatory cells were evaluated histopathologically. On the 7th day, the clinical measurements demonstrated that there was no statistically difference in the gliding capacity between the materials. The monocryl suture material was found significantly worse in about the knot security when compared to the other materials. In the histopathological evaluation, it was determined that the vicryl plus suture materials gave similar results to the monocryl sutures in regard to the inflammatory response and was superior to vicryl suture materials regarding the tissue reaction.

Keywords: suture, gingiva, triclosan, inflammation, histopathology

TEŞEKKÜR

Çalışmam süresince bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan, yoğun çalışma temposuna rağmen bana zaman ayıran, tezimi gerçekleştirmemde büyük emeği geçen değerli hocam Doç. Dr. Emine Elif Alaaddinoğlu'na,

Doktora eğitimim boyunca yardımlarını esirgemeyen, sevgi ve hoşgörüsü ile her konuda bana destek olan saygıdeğer hocam Prof.Dr. Şule Bulut'a,

Bilgisi ve tecrübesiyle hekimliğimi geliştirmemi sağlayan ve bana yol gösteren sevgili hocam Doç.Dr. Bayazıt Bağcı'ya,

Çalışmam süresince güleryüzleriyle, verdikleri önerilerle yardımlarını benden esirgemeyen, sevgili hocam Yrd. Doç.Dr. Bahar Füsün Oduncuoğlu ve Dr.Dt. Seda Ünal'a

Tezimin laboratuvar aşamasında sağladığı yardımlarından ötürü Gazi Ü. Diş Hek. Fak. Oral Patoloji Dalından sayın hocam Yrd. Doç.Dr. Benay Tokman, Dr.Dt. Emre Barış ve Dr.Dt. Burcu Şengüven'e,

Öğrenim hayatım boyunca bilgi ve sevgilerini benimle paylaşan Yrd. Doç.Dr. Ayşe Gülşahi, Yrd. Doç.Dr. Kamran Gülşahi başta olmak üzere tüm hocalarıma,

Doktora eğitimim süresince sağladığı maddi destek ile çalışmalarımı yapmama imkân sağlayan TÜBİTAK, Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı (BİDEB)'na,

Yardımları ve sevgileri ile bana destek veren, güzel bir çalışma dönemi geçirmemi sağlayan bölüm arkadaşlarıma ve tüm klinik teknisyenlerine,

Ne zaman ihtiyacım olsa yanımda olan, maddi manevi desteklerini her zaman hissettiğim değerli eşime ve aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER.....	x
TABLolar	xi
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	2
2.1 Yara iyileşmesi	2
2.1.1 Primer yara iyileşmesi	4
2.1.2 Tersiyer iyileşme	4
2.1.3 Sekonder iyileşme	4
2.1.4 Parsiyel kalınlıktaki yara iyileşmesi.....	4
2.2 Yara iyileşmesindeki hücresel ve moleküler mekanizmalar.....	5
2.2.1 Hemostatik ve enflamatuvar faz (0-3 gün)	6
2.2.2 Proliferasyon veya fibroblastik faz (3-12 gün)	6
2.2.3 Yeniden şekillenme fazı (6-14 gün)	7
2.3 Yara iyileşmesini etkileyen faktörler	7
2.4 Periodontal cerrahi sonrası yara iyileşmesi.....	8
2.4.1 Oral yara iyileşmesinde bakterilerin rolü	9
2.5 Sütür materyalleri ve iğneler	10
2.5.1 Tarihsel gelişim	11
2.5.2 Dikiş iğneleri	12
2.5.3 Dikiş iplikleri.....	20
2.5.4 Dikiş materyallerine karşı gelişen doku cevabı	29
3 BİREYLER VE YÖNTEM.....	34

3.1	Çalışmaya dâhil edilen bireylerde aranılan kriterler:.....	34
3.2	Çalışmaya dâhil edilmeme kriterleri:	34
3.3	Çalışma grubu:	34
3.3.1	Teşhis:.....	34
3.3.2	Tedavi:	34
3.3.3	Sigara tüketme durumu:	35
3.4	Kullanılan sütür materyalleri:.....	35
3.5	Sütürlerin yerleştirilmesi:.....	35
3.6	Klinik değerlendirme:	36
3.6.1	Doku içerisinden geçen sütür miktarı:	36
3.6.2	Düğüm gevşekliği:	36
3.6.3	Sütürün doku içerisinden geçiş kolaylığı skoru (Molea,1999):.....	36
3.6.4	Düğüm güvenliği skoru (Molea,1999):	37
3.7	Histopatolojik değerlendirme:.....	37
3.8	Histometrik değerlendirme	38
3.9	İstatistiksel değerlendirme	38
4	BULGULAR	39
4.1	Demografi ve bölgeler.....	39
4.2	Doku genişliği ve sütür gevşekliği	40
4.3	Sütür materyallerinin kullanım özellikleri	41
4.3.1	Kayganlık kapasitesi.....	41
4.3.2	Düğüm güvenliği.....	41
4.4	Histolojik bulgular	42
4.4.1	Vicryl grubu	42
4.4.2	Monocryl grubu.....	45
4.4.3	Vicryl plus grubu.....	46
4.5	Doku cevabının histometrik değerlendirmesi	48
4.5.1	A kesitlerine ait histometrik bulgular	48

4.5.2	B kesitlerine ait histometrik bulgular	48
4.5.3	Hücre yoğunluğu	52
5	TARTIŞMA	54
6	SONUÇLAR VE ÖNERİLER:	64
7	KAYNAKLAR	66

KISALTMALAR VE SİMGELER

PDGF	Trombosit kaynaklı büyüme faktörü
TGF- β	Transforme edici büyüme faktörü β
VEGF	Damar endoteli büyüme faktörü
FGF-β	Fibroblastik büyüme faktörü β
TNF- α	Tümör nekrotizan faktör α
IL-1	İnterlökin-1
PMN	Polimorfonükleer lökosit
MRSA	Metisiline dirençli <i>Staphylococcus aureus</i>
MRSE	Metisiline dirençli <i>Staphylococcus epidermitis</i>

ŞEKİLLER

Şekil 2-1 Primer ve sekonder yara iyileşmesi aşamaları.....	5
Şekil 2-2 Cerrahi iğnelerin anatomisi.....	15
Şekil 2-3 İğne gövdesi şekilleri.....	16
Şekil 2-4 Bileşik eğimli iğne çeşitleri.....	17
Şekil 2-5 Cerrahi iğne çeşitleri.....	19
Şekil 3-1 Sütür yerleştirilen hastanın ağız içi görüntüsü	36
Şekil 3-2 Doku örneklerinin kesitleri	37
Şekil 4-1 Gruplara ait 1. hafta sütür gevşekliği.....	40
Şekil 4-2 Vicryl grubuna ait bir kesit (H.E.) (x10).	43
Şekil 4-3 Vicryl grubuna ait bir kesit (H.E.) (x20).	43
Şekil 4-4 Vicryl grubuna ait bir örnek (H.E.) (x10).....	44
Şekil 4-5 Monocryl grubuna ait kesit (H.E.) (x10).....	45
Şekil 4-6 Monocryl grubuna ait kesit (H.E.) (x10).....	46
Şekil 4-7 Vicryl plus grubuna ait kesit (H.E.) (x10).....	47
Şekil 4-8 Vicryl plus grubuna ait kesit (H.E.) (x10).....	47
Şekil 4-9 B kesitlerinde sütür materyallerine cevaben gelişen enflamasyon alanı.	49
Şekil 4-10 B kesitlerinde enflamasyon alanındaki toplam enflamatuar hücre sayısı	50
Şekil 4-11 B kesitlerinde reaksiyon alanındaki toplam enflamatuar hücre ortalamaları	51
Şekil 4-12 B kesitlerinde enflamasyon oranı ortalamaları.....	52

TABLolar

Tablo 2.1-1 Yara tipleri (Kurt, 2003)	2
Tablo 2.5-1 Cerrahi iğnelerin özellikleri.....	12
Tablo 2.5-2 İğne gövdesi çeşitleri ve kullanım alanları.....	17
Tablo 3.4-1 Çalışmada kullanılan sütürler ve özellikleri	35
Tablo 4.1-1 Sütür materyallerinin bölgelere dağılımı ve 7. gün durumları.....	39
Tablo 4.2-1 Başlangıç ve 1. hafta sonunda Gruplara ait doku genişliği ve sütür gevşekliliği farklılıkları.....	41
Tablo 4.3-1 Sütür materyallerinin kayganlık kapasiteleri.....	41
Tablo 4.3-2 Sütür materyallerinin düğüm güvenliği değerlendirme	42
Tablo 4.4-1 Elde edilen ve histolojik değerlendirme yapılan örnek miktarları.....	42
Tablo 4.5-1 Sütür materyallerinin A kesitlerine ait histometrik ölçüm ortalamaları	48
Tablo 4.5-2 Sütür materyallerinin B kesitlerine ait histometrik ölçüm ortalamaları	49
Tablo 4.5-3 A kesitlerine ait hücre yoğunluğu skorları sayı ve yüzdeleri.....	52
Tablo 4.5-4 B kesitlerine ait hücre yoğunluğu skorları sayı ve yüzdeleri.....	53

1 GİRİŞ

Oral cerrahide, doğru estetik ve fonksiyonel sonucun elde edilmesi için yumuşak doku iyileşmesinin önemi büyüktür. Bu amaçla, cerrahi işlem planlarken flebin tasarımı, oluşturulması ve dikiş tekniği seçimine dikkat edilmelidir (Siervo, 2008). Girişim sonrası insizyon alanının birleştirilmesi ve yara kenarlarının iyileşme süresince gerilimsiz olarak yerinde kalması, yara bölgesinin dış etkilerden uzak kalmasını sağlayacak ve bakteriyel kontaminasyon riskini minimuma indirecektir. Bu bölgede meydana gelecek bir enfeksiyon yara iyileşmesini geciktirecek ve arzu edilen sonucun elde edilememesine neden olacaktır.

Cerrahi işlemlerde kullanılan dikiş materyallerinin yara iyileşmesine katkılarının yanında, fiziksel, kimyasal ve teknolojik özellikleri nedeniyle doku reaksiyonuna neden oldukları da bir gerçektir (Giray, 1991). Ayrıca, sütürler mikroorganizmaların yapışması ve kolonizasyonu için son derece uygun odaklardır (Leknes, 2005). Bu nedenle, klinik kullanımda hangi sütürü seçeceğimiz - sentetik, doğal, örgülü, monofilaman, absorbe olan, absorbe olmayan - iyi sorgulanmalı ve bu seçim şansa bırakılmamalıdır.

Operasyon sonrası, yara kenarlarının birleştirilmesi ve adaptasyonu amacıyla birçok farklı materyal ve teknik kullanılmıştır. Yirminci yüzyıldaki teknolojik gelişmeler sayesinde, farklı yapısal ve kimyasal özelliklere sahip dikiş materyalleri geliştirilmiştir.

İdeal sütür materyali, iyileşme süresince direncini kaybetmeyerek flebi yerinde gerilimsiz olarak tutabilmeli, aynı zamanda minimal doku reaksiyonuna neden olmalı ve bakteriyel kontaminasyona izin vermeyecek fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olmalıdır (İnal, 2007).

Bu çalışmanın amacı, farklı yapısal özellikteki sütür materyallerinin gingivada oluşturduğu doku reaksiyonunun incelenmesidir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Yara iyileşmesi

Doku bütünlüğünde meydana gelen herhangi bir bozulma yara olarak tanımlanır; mikrovasküler hasar ve kan ekstrevasyonu ile karakterizedir. Yaralanma, travmatik bir kaza sonucu olabileceği gibi, bir hekim tarafından cerrahi olarak da yapılmış olabilir (Tablo 2.1-1)

Tablo 2.1-1 Yara tipleri (Kurt, 2003)

A. Yarayı oluşturan etkenlere göre yara tipleri

1. Travmatik yaralar
2. Vasküler nedenli yaralar
 - i. Arteriel yetmezlik yaraları
 - a. Arterioskleroza bağlı yaralar
 - b. Vaskülitisler sonucu oluşan yaralar
 - c. Embolizme bağlı yaralar
 - d. Damar anomalileri sonucu ortaya çıkan yaralar
 - ii. Venöz yetmezlik yaraları
 - iii. Lenfatik yaralar
3. Nörojenik yaralar
4. Basınç yaraları
 - i.Hava
 - ii. Kimyasal maddeler
5. Termal yaralar
 - i.Yanıklar
 - ii. Donuklar
6. Hayvan ısırıkları ile oluşan yaralar
7. Hastalıklar sırasında ortaya çıkan yaralar
 - i. Malign tümörler
 - ii. Metabolik hastalıklar
 - iii. Enfeksiyon hastalıkları
 - iv. Hematolojik hastalıklar

B. Yaranın derinliğine göre yara tipleri

1. Yüzeysel yaralar
2. Derin yaralar

C. Yaranın oluşma zamanına göre yara tipleri

1. Akut yaralar
2. Kronik yaralar

Yaralanma sonrası ilk yanıt kanamanın kontrolü için vazokonstriksiyondur. Bölgeye trombositlerin göçünü takiben fibrin ağ oluşumu ve pıhtı meydana gelir (Robbins, 1994). Her durumda yaralanan dokular, iyileşme olarak bilinen tamir veya rejenerasyon sürecine girerler. Bu süreci hızlandırmak için yara kenarlarının doğru ve mümkün olduğunca yakın konumlandırılması gerekmektedir. İyileşme süresince bu konumun korunması için de zımba, klips, adeziv sistemler veya daha yaygın olarak sütürler kullanılmaktadır (Siervo, 2008).

Ağız boşluğundaki doku iyileşmesi de diğer bölgelerdeki gibi bir seyir izlemektedir. Ancak ağız boşluğunun sıcak ve nemli olması ve mukoza yüzeyinin bakterilerce kolonize olması nedeniyle bu bölgedeki iyileşme biraz daha farklıdır (Edgar, 1992). Bakteriler ağızdaki yiyeceklerle birleşerek biyofilm oluştururlar ve bu devam eden iyileşme sürecini olumsuz etkileyebileceği gibi süperenfeksiyon riskini de artırır. Ayrıca ağız boşluğunda yara iyileşmesinde sorun yaratabilecek dişler veya dental implantlar gibi avasküler yapılar bulunur (Siervo, 2008). Bu yapıların yara bölgesinde bulunması nedeniyle flebin düzgün bir iyileşme için bu bölgelere tutunma zorunluluğu ortaya çıkar (O'Neal, 1997). Tüm bu zorluklara ek olarak, konuşma, çiğneme ve yutma gibi fizyolojik fonksiyonlar nedeniyle yumuşak dokularda gerilme ve baskı kuvvetleri oluşur. Bu kuvvetler, yara kenarlarının birbirinden uzaklaşmasına sebep olarak iyileşmeyi olumsuz etkilerler (Siervo, 2008). Ağız boşluğundaki bu olumsuz koşulların varlığı, işlemi gerçekleştiren cerrahın işini biraz daha zorlaştırmakta ve seçilecek sütür materyalinin önemini bir kat daha arttırmaktadır.

İyileşme, özelliğine ve fonksiyonuna bağlı olarak her dokuda farklı seyreder. Ancak dokuların gerilme kuvvetlerine dayanıklılığını kazanması temel alınır ve bu süre dokunun bütünlüğünün sağlanmasından daha uzun sürer (Gemci, 2004). Bu konu klinisyen için çok önemlidir, çünkü dokunun görünür bütünlüğünün sağlanmış olması morfolojik ve fonksiyonel tamirin tamamlandığı anlamına gelmemektedir (Polimeni, 2006). İyileşmenin ilk fazında depo edilen kollajen, kayıp dokunun yerine konmasında ve dayanıklılığını arttırmasında çok önemlidir, ancak dokunun orijinal haline dönmesi aylar sürer, hatta tam olarak kazanılamayabilir (Siervo, 2008).

Genel olarak 4 tip yara iyileşmesi vardır: primer, gecikmiş primer (tersiyer), sekonder ve parsiyel kalınlıktaki yaraların iyileşmesi (Önerci, 2001).

2.1.1 Primer yara iyileşmesi

Primer yara iyileşmesinde yara kenarlarında doku kaybı olmaz ve flebin önceki anatomik pozisyonuna adezyonu fibrinin yapıştırıcı etkisi ve dikişlerle sağlanır (Siervo, 2008). İyileşme minimal ödem ve çok ince bir skar dokusuyla enfeksiyon olmadan tamamlanır (Şekil 2-1). İyileşme sonrası yara, önceki gücünün %85-90'ını geri kazanır. Bu tip iyileşme en çok tercih edilendir (Önerci, 2001).

2.1.2 Tersiyer iyileşme

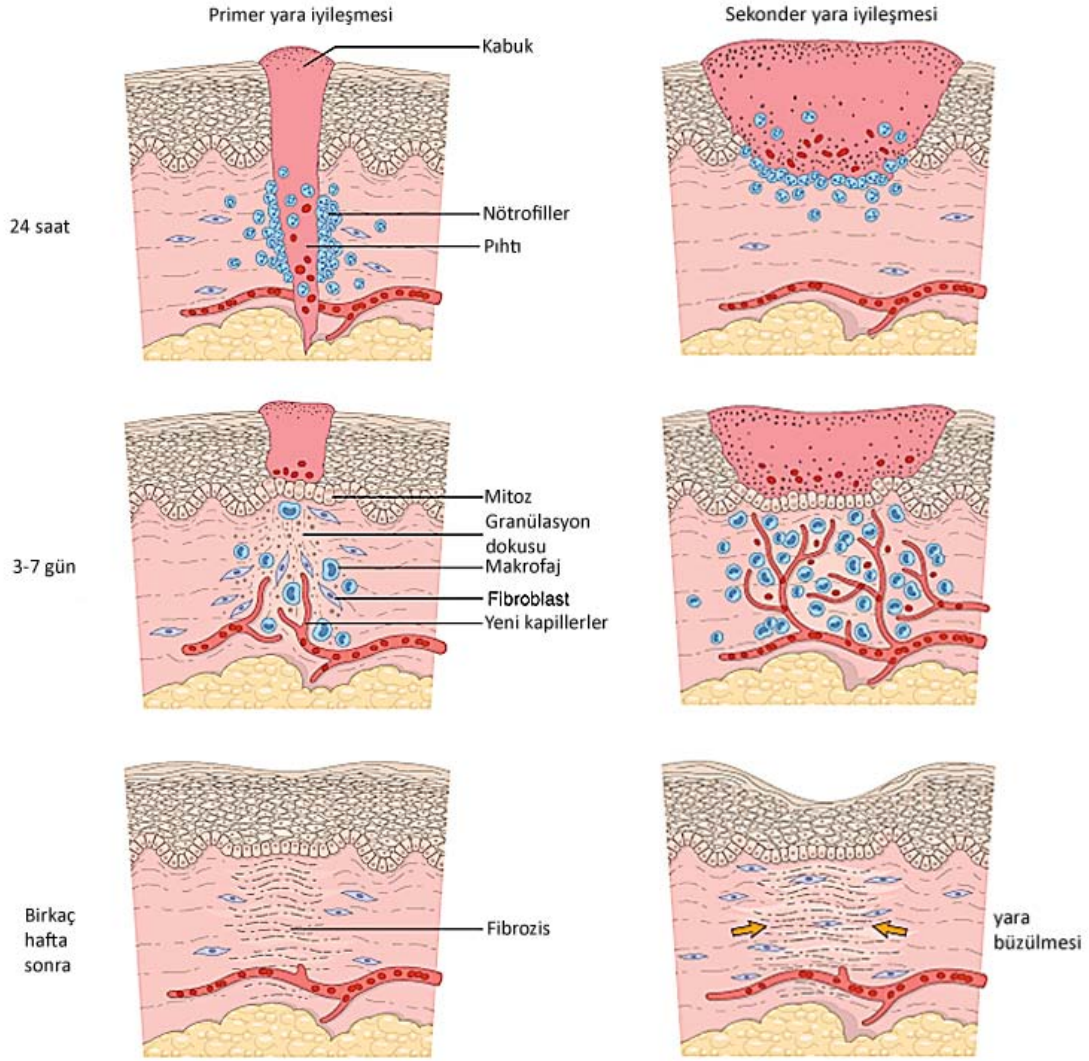
Gecikmiş primer iyileşme, tersiyer iyileşme olarak da bilinir. Bu tip iyileşmede kontamine olan veya olabileceği düşünülen yara, enfeksiyonu engellemek için açık bırakılır. Bu süre zarfında normal yara bakımı ve debridmanı yapılır. Yeterli granülasyon dokusu gelişince deri kapatılır. Bu yaralarda da kollajen metabolizması bozulmaz ve primer iyileşme ile kapanır (Önerci, 2001).

2.1.3 Sekonder iyileşme

Sekonder iyileşmede tam kat yara, özellikle doku kaybı olan vakalarda açık bırakılarak, granülasyon dokusu ve takiben yara kontraksiyonu ve epitelizasyon ile iyileşmesi sağlanır (Şekil 2-1). Bu yaralara dikiş konulmaz. Sekonder iyileşme yavaş işleyen bir süreçtir ve epitelizasyonun tamamlanması 4-8 haftayı alabilir (Önerci, 2001). Sekonder iyileşmede her zaman skar oluşumu vardır, iyileşme rejenerasyonla değil tamirle meydana gelir (Siervo, 2008).

2.1.4 Parsiyel kalınlıktaki yara iyileşmesi

Parsiyel kalınlıktaki yaralarda iyileşme epitel ve yüzeysel dermisi içerir ve esasen epitelizasyonla olur. Yağ bezleri, saç folikülleri ve deri ekleri çevresindeki epitelin ilerlemesi ile yara kapanır. Bu tip yaralarda kollajen birikimi minimaldir ve kontraksiyon yoktur (Önerci, 2001).



Şekil 2-1 Primer ve sekonder yara iyileşmesi aşamaları

2.2 Yara iyileşmesindeki hücresel ve moleküler mekanizmalar

Yara iyileşmesinde enflamatuar, proliferatif (fibroblastik) ve yeniden şekillenme (remodelling) olmak üzere 3 faz vardır. Tüm bu fazlar matriks proteinleri, epitel hücreleri, sitokinler ve büyüme faktörleri arasındaki etkileşimler tarafından düzenlenir (Şenol, 1995). Bu süreç sonunda tamir sonucu skar oluşabileceği gibi rejenerasyon sonucu kayıp dokunun tam olarak geri kazanımı da oluşabilir. Cilt yarasında meydana gelen olaylar zinciri temelde diğer dokular için de benzer olduğundan cilt yarasının iyileşme dönemleri özetlenecektir (Siervo, 2008).

2.2.1 Hemostatik ve enflamatuar faz (0-3 gün)

Travmatik yaralanmalar kapillerlerde hasara ve hemorajiye neden olur, bu yaralanma sonucunda kan pıhtısı oluşur. Pıhtı oluşumu travmaya karşı gelişen ilk cevaptır. Pıhtının iki görevi vardır: açığa çıkan dokuların geçici olarak korunmasını sağlamak ve hücre göçü için geçici bir matriks oluşturmak (Siervo, 2008). Kan pıhtısında kanın hücresel elemanları olan alyuvarlar, akyuvarlar ve trombositler ayrıca plazma fibronektini, vitronektin ve trombosporin bir fibrin matriks içerisinde bulunur. Pıhtı oluşumunu takiben enflamasyonun başlangıç aşaması gelişir. Pıhtı içindeki fibronektin, keratinosit ve fibroblast migrasyonuna yol açar (Şenol, 1995). Yaralanmadan birkaç saat sonra iltihabi hücreler (nötrofil ve monositler) pıhtı içerisinde yer alırlar. Bu hücreler fagositoz yoluyla ,ayrıca salgıladıkları enzim ve toksik oksijen ürünleri aracılığıyla yara bölgesini bakteri ve nekrotik artıklardan arındırırlar. Üç gün içerisinde iltihabi reaksiyon geç evreye ulaşır. Bu aşamada bölgeye ulaşan makrofajlar yara debridmanının yanı sıra yara iyileşmesi prosesinde görevli hücreleri hedef alan polipeptid medyatörleri salgırlar (Polimeni, 2006). Makrofajlar aracılığıyla sinyal gönderilen lenfositlerin cevabı antijene özgüdür, antijenin tanımlanmasıyla ona özgül lenfositler lenf düğümlerinde çoğalır ve savaşmak için bölgeye transfer edilir.

Bu safhada yara dayanıklılığında önemli bir kazanç meydana gelmez çünkü kollajen birikimi az miktardadır. Bu safhada yarayı bir bütün halinde tutan ve az da olsa gerilme dayanıklılığı sağlayan materyal fibrindir (Peterson, 2003).

2.2.2 Proliferasyon veya fibroblastik faz (3-12 gün)

Makrofajlarca salınan büyüme faktörleri, fibroblastların bölgeye göçünü artırır, çoğalmalarını hızlandırır ve kollajen sentezlemelerini sağlar. Doku bütünlüğünün kazanılması bu fazda gerçekleşir, damarlanmanın ve epitelizasyonun yeniden oluşumu sağlanır (Şenol, 1995).

Bu fazda kemotaktik faktörlere reseptör olarak görev yapan ve bir çeşit protein olan integrinler çok önemli rol oynarlar. Integrinler hücre yüzeyinde yer alırlar ve geçici matriksteki kollajen ve fibronektinle etkileşirler. Bu etkileşimle meydana gelen birleşme sonucu hücre göçü için bir yol belirlenmiş olur.

Mezenşimal hücrelerin PDGF ve TGF- β ile aktive olmasıyla birlikte granülasyon dokusu ve buna paralel olarak yeni damar oluşumu başlar. Bu yeni damarlar bölgeye oksijen ve besin taşınmasını sağlarlar. Damar oluşumunun başlaması için VEGF ve FGF- β en önemli faktörler olarak belirlenmişlerdir. Makrofajların bölgeye göçünü sağlayan TNF- α ve IL-1, granülasyon dokusu oluşumu sırasında kollajen sentezini inhibe edici role sahiptirler (Bennet, 1993). Granülasyon dokusundaki fibroblastlar farklılaşmaya uğradıkları için daha esnektirler ve myofibroblastlara farklılaşabilirler. TGF- β , myofibroblast aktivitesini düzenleyerek yaranın büzülmesini sağlar, böylece tamir edilecek alan küçültülmüş olur (Siervo, 2008).

Klinik olarak fibroblastik safhanın sonunda yara, fazla miktardaki kollajen, eritem ve yüksek derecedeki damarlanmadan dolayı serttir. Hasarlı dokunun gerilme direnci %70-80 kadardır (Peterson, 2003).

2.2.3 Yeniden şekillenme fazı (6-14 gün)

Daha önceden sentezlenmiş kollajenin yeniden düzenlenmesi sürecidir. Kollajen yapımı ve yıkımı olur. İyileşmenin en uzun süren safhasıdır, haftalar hatta aylar sürebilir (Şenol, 1995). Bu süre yaranın genişliğinden ziyade yapısal özelliğine bağlı olarak değişir.

Damarlanma azalır, gevşek fibriler yapıdan kollajen ağına doğru bir değişim olur. Kollajen de kendi içinde değişime uğrar, başlangıçtaki baskın olan Tip III kollajen yerini Tip I kollajene bırakır. Bu da dokunun gerilme direncini ve esnekliğini artırır. Ancak yara dayanıklılığı, yaralanmamış doku dayanıklılığının %80-85'ini geçemez (Siervo, 2008).

2.3 Yara iyileşmesini etkileyen faktörler

Yara iyileşmesini etkileyen faktörler ana hatlarıyla lokal ve genel faktörler olarak ikiye ayrılırlar (Şenol, 1995).

1. Lokal faktörler

- a. Uygun olmayan cerrahi teknikler
- b. Enfeksiyon
- c. Vasküler bozukluklar ve doku iskemisi

- d. Topikal steroid ve antibiyotikler
- e. Artefakt yaraları ve kronik travma
- f. Yabancı cisim
- g. Uygunsuz örtü ve sargılar
- h. Kanser
- i. Kronik radyasyon

2. Genel faktörler

- a. Malnutrisyon
- b. Dolaşım bozuklukları
- c. Yaş, cins, ırk
- d. Hormonlar
- e. Steroid, antimetabolitler ve yüksek doz antienflamatuar ilaç kullanımı
- f. Kronik hastalıklar

2.4 Periodontal cerrahi sonrası yara iyileşmesi

Periodontal destek doku kaybı izlenen ve kök yüzeyi düzeltilmiş dişler etrafındaki mukoperiosteal flebin iyileşmesi genel yara iyileşmesinden daha karmaşık bir durumdur. Bu durumda yara kenarları sadece karşılıklı gelen iki vasküler dişeti dokusundan oluşmamıştır; sert ve vasküler olmayan mineralize diş yüzeyi ile birlikte bunun karşısındaki gingival flebin bağ dokusu ve epitelinden meydana gelmektedir (O'Neal, 1997). Periodontal yara aynı zamanda alveoler kemik ve periodontal ligamentten kaynaklanan dokuları da içerir (Carranza, 2002). Diş ve gingival flep arasındaki pıhtı oluşumu, cerrahi sırasında ve yaranın kapanması sırasında düzensiz bir şekilde başlar. Bu olay diş-gingival flep ara yüzündeki ilk iyileşme aşamasıdır (plazma proteinlerinin kök yüzeyine absorbe olması ve yapışması). Birkaç dakika içerisinde kök yüzeyine tutunmuş bir fibrin pıhtı gelişir (Polimeni, 2006). Saatler içerisinde enflamasyonun erken fazını oluşturan nötrofil ve monositlerin kök yüzeyinde birikmeye başladıkları gözlenir. Üç gün içerisinde enflamasyonun gecikmiş fazı ortama hâkim olarak makrofajların yara bölgesine göçleri ve granülasyon dokusu oluşumu gelişir. Yedinci günde kök yüzeyinde bağdokusu ataşmanı izlenebilir, ancak yaranın hacmine ve yarayı oluşturan doku kaynaklarına bağlı

olarak olgunlaşmanın çeşitli aşamalarında fibrin pıhtı alanları izlenebilir (Ünlü, 2001).

Olgunlaşan periodontal yaraların fonksiyonel bütünlüğünü değerlendiren az sayıda deneysel çalışma bulunmaktadır. Hiatt ve ark. (1968) köpeklerin üst kanin dişlerinde yaratılan cerrahi dehisens defektlerinin tedavisi sonrasında diş ve gingival flep arasındaki gerilme gücünü değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, cerrahiden sonraki 3. günde gerilme gücü 200 gr iken 5-7. günlerde 340 gr ve cerrahiden 2 hafta sonra ise 1700 gramı geçtiği bulunmuştur. Sonuçlar küçük bir periodontal yaranın bile fonksiyonel bütünlüğünü ancak 2 hafta sonra elde edebildiğini ortaya koymaktadır. Bu bulgular erken iyileşme döneminde yara bütünlüğünün, sütürlerle gingival fleplerin sabitlenmesi yoluyla sağlandığını ortaya koymaktadır (Polimeni, 2006).

2.4.1 Oral yara iyileşmesinde bakterilerin rolü

Ağız boşluğu çok sayıda bakteri içerir. Bugüne kadar 500'den fazla tür tespit edilmiştir (Moore, 1994). Mevcut olan tespit yöntemlerinin sınırlılıkları göz önüne alındığında, gerçekte oral kavitede birkaç kat fazla bakteri olduğu düşünülebilir. Bakterilerin ağız boşluğundaki yara iyileşmesini etkiledikleri açıktır ve patojenik bakterilerce kolonize olan yaralarda da iyileşme gecikir (Thomson, 1998). Çekim soketlerinde bakteriyel enfeksiyon nedeniyle oluşan ağrılı komplikasyonlarla sıklıkla karşılaşmaktadır. 1921'de Carrel'in köpekler üzerinde yaptığı çalışmada yaralar belli bir miktar *Staphylococcus aureus*'a maruz bırakılmış ve bu yaralarda kontrol grubuna göre iyileşmenin daha hızlı olduğu görülmüştür. Daha sonra yapılan birçok çalışmada, farklı bakteri türlerinde de benzer sonuçlar bulunmuştur (Häkkinen, 2000). Bu etkiyi yaratan birçok faktör olabilir. Doku iyileşmesi için gerekli olan enflamatuvar cevap, bakteriyel kontaminasyonla artar. Yaradaki bakteriler makrofajları bölgeye çeker ve sitokin salımına neden olurlar (Velvart, 2005). Sonuç olarak da, yaradaki kanlanma ve granülasyon dokusu oluşumu hızlanır. Mezenşimal hücrelerin proliferasyonu ve bağ dokusu elemanlarının sentez hızı artar, bu da iyileşme sırasında yaranın gerilme kuvvetlerine direncini arttırır (Häkkinen, 2000). Bazı bakteriler konak savunmasını arttırıcı maddeleri ortama salarken bazıları toksik etkiye sahip çeşitli maddeleri ortama salırlar. Ayrıca bazı maddeler de dokudaki

derişimine bağlı olarak hem uyarıcı hem de baskılayıcı olabilir. Bakteriler yarada hem epitel hem de bağ dokusu hücrelerini doğrudan etkileyebilir. Bu etki bakterinin derişimine ve tipine bağlı olarak yara iyileşmesine katkıda bulunabileceği gibi, gecikmesine de neden olabilir. Kültürdeki gingival fibroblastların proliferasyonunun *Prevotella intermedius* ile artarken aynı derişimdeki *Porphyromonas gingivalis* ile azaldığı bulunmuştur (Larjava, 1987). Bu etki, şaşkırtıcı olarak, farklı hastalardan elde edilen fibroblast popülasyonları arasında değişkenlik göstermiştir. Elde edilen bulgulara göre, periodontal iyileşme potansiyelinin hem bakteriyel floraya hem de kişinin periodontal yaradaki hücre popülasyonuna bağlı olduğu düşünölmektedir.

Bazı bakteriyel faktörlerin fibroblast ve epitelyum üzerine doğrudan stimüle edici özellikleri vardır. *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* ve *P. gingivalis*' in lipopolisakkaritleri in vitro olarak hücre büyümesini biraz arttırmaktadır. Başka türlerden elde edilen lipopolisakkaritlerin daha yüksek konsantrasyonları ise hücre proliferasyonunu inhibe eder (Velvart, 2005). Lipopolisakkaritlerin de bakteriyel plak ekstreleri gibi kültüre gingival fibroblastlarda hiyaluronan üretimini arttırdığı gösterilmiştir (Bartold, 1991). Hiyaluronan, diğer matriks molekülleri ve hücrelerle etkileşerek yara iyileşmesinde önemli rol oynayan, yüksek moleküler ağırlıklı bir polianiyonik glikozaminoglikandır (Chen, 1999). *S. aureus* lipoteikoik asit ve Protein A'sı epitel proliferasyonunu arttıran hepatosit büyüme faktörünün fibroblast üretimini artırır (Häkkinen, 2000).

2.5 Sütür materyalleri ve iğneler

Oral cerrahide kullanılan sütünler ve cerrahi iğneler farklı özelliklere sahiptirler. Yapıldıkları materyal, tasarımları, materyalin 3 boyutlu şekli ve dikişin zaman içindeki stabilitesi değişkenlik göstermektedir.

İyileşmeyi desteklemek için şekil veya yapısal olarak klinik duruma daha uygun olan dikiş materyali ve iğnesi seçilmelidir. Bu seçimi yaparken klinisyene yardımcı olacak farklı parametreler vardır. Bunlar; hastanın kendisi yani biyotipi (yumuşak dokuların kalınlığı ve kalitesi, genel sağlık durumu), flebin tasarımı, yaranın genişliği ve lokalizasyonu gibi bölgesel anatomik durumlardır.

2.5.1 Tarihsel gelişim

Milattan önce 10.yüzyılda Güney Amerika Kızılderilileri karıncaları yara kenarlarını ısırıcaya kadar yara üzerinde tutar, daha sonra dekapite eder, bu şekilde yara kapatılmasını sağlamış olurlardı. Yaraların dikişlenmesi ise milattan önce (M.Ö) 3500'lü yıllarda Mısırlılardan elde edilen belgelerde eski bir sanat olarak bilinmektedir (Margotta, 1968). 1862'de Edwin Smith, Thebes'te bir cerrahi papirus bulmuştur. Bu papirüste, yara kenarlarının yaklaşımları için en çok keten ameliyat iplikleri kullanıldığından ve daha önce de kollajen ve organik lif kökenli malzemeler kullanıldığından, ayrıca kuru barsak, kuru tendon, at kılı, hayvan derisi şeritleri, kadın saçı, ağaç kabuğu liflerinin de kullanıldığından bahsedilmiştir (Gemci, 2004). Eski Mısırlıların mumyalarının vücut boşluklarının dikişlerle kapatıldığı da görülmüştür. Yüzyıllar sonra Celsus bilimsel araştırmasında yumuşak dokuların insan saçıyla veya atkuyruğu kılları ile dikişlendiğinden bahsetmiştir (Sabiston, 1991). M.Ö 400'lerde Romalı gladyatörlerin hekimi Galen kanamayı durdurmak amacıyla ipek ve kenevir dikişlerin kullanılmasını önermiştir. Orta çağlarda Romalıların birçok buluş yapmasıyla bu metod unutulmuş, hemostaz amaçlı olarak en sık kullanılan yöntem genellikle kaynayan yağ ya da sıcak demirlerle yapılan koterizasyon olmuştur. Rönesans'la birlikte kanama kontrolüyle ilgili olarak yeni tanımlanan yöntemler de ilgi odağı olmuştur. Rönesans'ın en büyük anatomistlerinden biri olan Andreas Vesalius taze yaraların, tendonların ve sinirlerin dikilmesini önermiştir (Snyder, 1976). Daha modern çağlarda Physick, 1806'da oğlak ve erkek geyik derisinden absorbe olan dikişleri geliştirmiştir (Sabiston, 1991). Joseph Lister tarafından karbolik asitle dezenfekte edilen ipek ve katgüt dikişlerin yara iyileşmesini hızlandırdığı bulunmuştur. Bağırsaktan yapılmış olan gutun 1876 yılında, kromium trioksit ile muamele edildiğinde, enzimatik yıkıma daha dayanıklı hale geldiği gözlenmiştir (Snyder, 1976; Sabiston, 1991).

2.5.2 Dikiş iğneleri

Sütür ipliğinin doku içerisine girebilmesi ve görevini yerine getirebilmesi iğnenin fiziksel ve yapısal özelliklerine bağlıdır (Siervo, 2008). İğne ve ipliğin dokuda travmaya neden olduğu yapılan histolojik çalışmalarla gösterilmiştir (Abi Rached, 1991; Leknes, 2005). Oluşturdukları travmatik etkinin en aza indirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

Piyasadaki sütürlerin en az maliyetle en çok yarar sağlayacak şekilde üretilmelerini için dikiş iğnelerinde olması gereken bazı özellikler belirlenmiştir (Siervo, 2008). Bunlar; iğnenin kesiti, kesme kabiliyeti, kullanım kolaylığı, dayanıklılığı ve esnekliğidir.

Tablo 2.5-1 Cerrahi iğnelerin özellikleri

Özellik	Klinik uygulama
Kesici uç	Dokularda minimum hasar oluşturmali Skar oluşumunu azaltmalı
Uygun kesit	Dokularda minimum hasar oluşturmali
Kırılmaya direnç	İğnede deformasyon olmamalı Kullanımı kolay olmalı Laserasyon oluşturmamalı
Elastisite	İğne kırılmamalı Cerrahi sırasında ve sonrasında riskler az olmalı
Sterilite	Yarayı kontamine etmemeli
Portegüdeki stabilite	Yarada yırtılmaya neden olmamalı Cerrahi süresini kısaltmalı
Malzeme	Biyo inert olmalı Lokal enflamatuar ve/veya alerjik reaksiyon oluşturmamalı

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 (Siervo, 2008).

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 (Siervo, 2008).

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

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°-30° arasındadır. Düşük özellikteki iğneler, kullanım sırasında kırılmaya uğrayabilirler, bu yüzden kullanılmaktan kaçınılmalıdır (Siervo, 2008).

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 içerisinden geçerken kırılabilme riskini artırır.

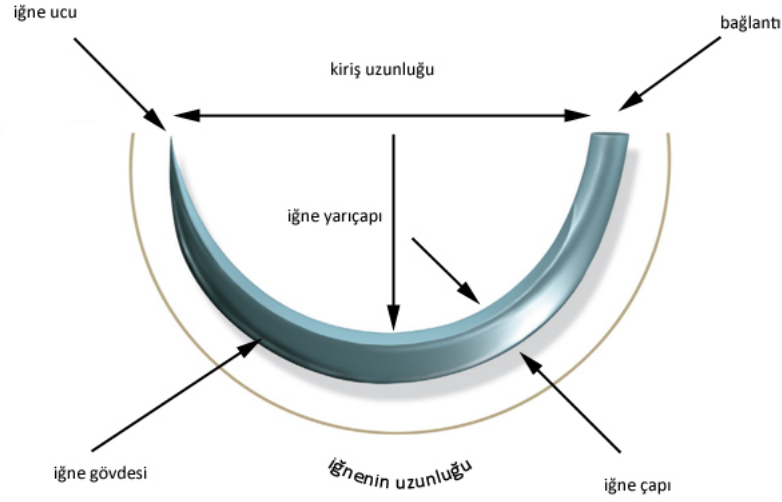
Cerrahi sırasında iğne parçasının doku içerisinde kırılarak kaybedilmesi cerrahi süresini uzattığı gibi daha büyük bir lezyon oluşumuna neden olabilir. Ayrıca eğer parça doku içerisinde kalırsa ilerleyen dönemde yaranın enfekte olmasına da neden olabilir.

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 boyanabilir, 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 beze silmek, bu riski azaltabilir. 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 (Siervo, 2008).

2.5.2.1 Dikiş iğnesi anatomisi

Üç bölümden oluşur; göz ya da bağlantı noktası, gövde ve uç.



Şekil 2-2. Cerrahi iğnelerin anatomisi

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

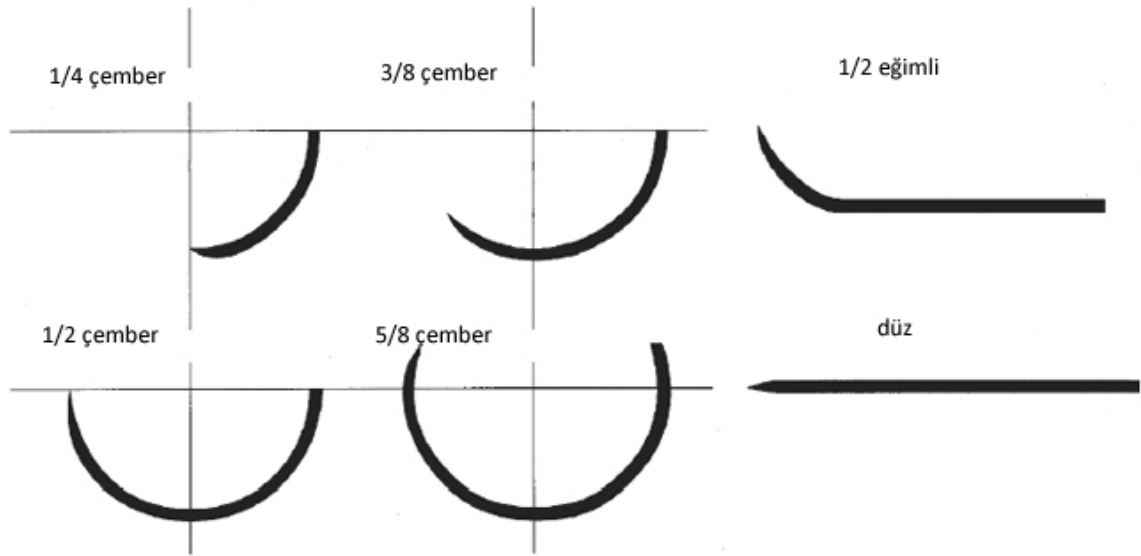
Çap: İğnenin yapıldığı metalin kalınlığı

İğnenin kirişi ve uzunluğu klinikte kullanılır, çünkü iğnenin boyutları hakkında bilgi verirler. Oral cerrahide kullanılan iğnelerin uzunlukları 13-21 mm arasında değişmekle birlikte, nadiren 18 mm.'yi aşar (Siervo, 2008).

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, ancak portegüyle tutulması daha zordur ve doku içerisinden geçerken açısı bozulabilir. Bu problemi ortadan kaldırmak için, gövde kesiti biraz eliptik yapılır ve üzerine portegüdeki yivlerin oturabileceği

mikroyivler açılır, böylece doku içerisinde geçerken portegüdeki hareketi engellenmiş olur.

İğne gövdesinin kurvatürü, makroskopik şeklini oluşturur ve hangi alanlarda kullanılacağını belirler. Kurvatürü olmayan düz iğneler, devamlı intradermal suturelerde kullanılır. Bu tip suture, maksillofasiyal bölgedeki deri yaralanmalarında ya da iliak kemik grefti aldıktan sonra cildi dikmek için kullanılır (Şekil 2-3) (Siervo, 2008).



Şekil 2-3 İğne gövdesi şekilleri

Oral cerrahide eğimli iğneler kullanılır, şekilleri sayesinde flepten kolaylıkla geçebilmekte ve dokudan çıktığında portegüyle yakalanabilmektedirler. İğnelerin eğimi, tamamladıkları çember yayının oranına göre $\frac{1}{4}$, $\frac{3}{8}$, $\frac{1}{2}$, $\frac{5}{8}$ olabilir. Oral cerrahide en yaygın kullanılanlar $\frac{1}{2}$ ve $\frac{3}{8}$ 'dir (Şekil 2-3).

Bileşik eğimli iğneler de mevcuttur. Bunlar farklı yarıçapa sahip iki çember parçasının birleşmesiyle oluşur ve "balıkçı iğnesi" olarak da bilinirler. Manevra yapmak için çok dar bir alan olduğunda veya iplik çok ince olduğunda oral cerrahide kullanılırlar (Şekil 2-4).



Şekil 2-4 Bileşik eğimli iğne çeşitleri

Tablo 2.5-2 İğne gövdesi çeşitleri ve kullanım alanları

Gövde	Klinik kullanım
Düz iğne	Cildi dikmek için kullanılır Oral cerrahide sınırlı kullanım alanı Burun, farenks, tendon, gastroenterik cerrahilerde kullanılabilir
¼ çember	Çok ince sütür gerektiren mikrocerrahide, oftalmolojide kullanılır
⅜ çember	Oral cerrahi Hemen hemen tüm cerrahi yaralarda
½ çember	Oral cerrahi Hemen hemen tüm cerrahi yaralarda
⅝ çember	Ürogenital sistem yaralarında
Değişken yarıçap	Oral cerrahi Oftalmoloji, laparoskopi

İğnenin gövdesi arka kısmında birleşme noktasıyla son bulurken önde uç ile biter. İğne başı, en dar genişlikte başlayarak genişleyen ve iğnenin çapıyla devam eden kısımdır. Doku içerisinden geçişin kolaylık/zorluğunu belirler. İğne başının şekline göre iğneler, keskin ve küt olarak ikiye ayrılırlar. Keskin iğneler de klasik kesici, ters kesici, lateral kesici, kesik koni (taper-cut) ve eğimli olarak 5 alt gruba ayrılır. Kesici iğneler, en az iki kesici kenara sahip iğnelerdir. Kesici yüzeyler genellikle 3 tanedir. Bu tip iğneler oral cerrahide yaygın olarak

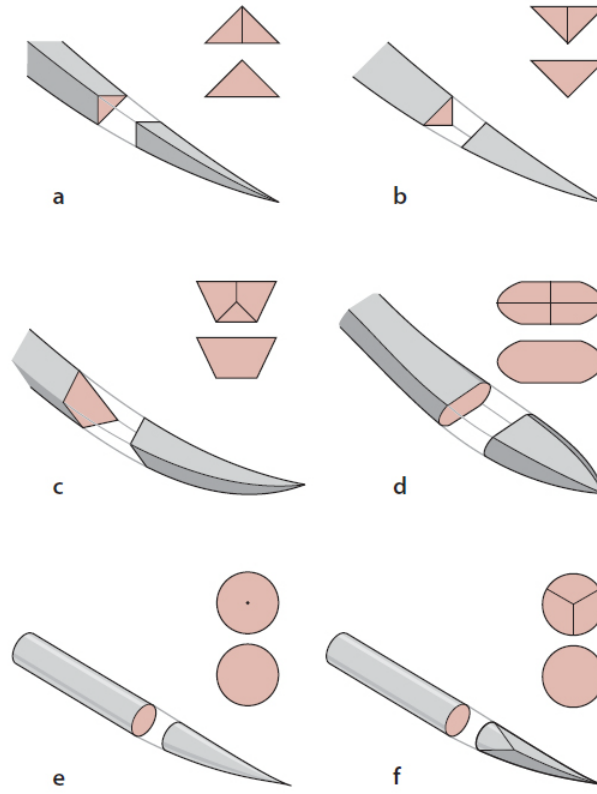
kullanılırlar çünkü mukoza içinden rahatlıkla ve az travma oluşturarak geçerler. Bütün kesici iğnelerde olduğu gibi istenilenden fazla kesme riski mevcuttur. Klasik kesici ucun üçgen kesiti vardır, üçgenin tabanı dış yani konveks kısımdadır ve ikisi yanlarda biri içteki konkav alanda olmak üzere üç kesici kenarı vardır. Dokuları konkav alandaki kesici kenarla kazara kesme riski çok yüksektir (Siervo, 2008).

1- İğne ucu

- a) Künt
- b) Keskin
 - i. Klasik kesici
 - ii. Ters kesici
 - iii. Lateral kesici (spatula)
 - iv. Konik (taper-point)
 - v. Keskin konik (tapercut)

2- İğne-iplik birleşim yeri

- a) Travmatik
- b) Atravmatik



Şekil 2-5 Cerrahi iğne çeşitleri

- a. Klasik kesici, b. Ters kesici, c ve d. Spatula,
e. Konik (taper-point), f. Keskin konik (tapercut)

Kesici ucun devam ettiği gövde şekli üreticiye göre değişiklik gösterir, silindirik, trapezoid veya oval olabilir (Şekil 2-5a). Ortak görüş iğne gövdesinin portegüde tutuşunu kolaylaştıracak ve mikro hareketlerini önleyecek bir şekilde olması gerektiğidir, böylece dokuda ek travmaya neden olmaz.

Klasik kesici ucun tersine ters kesici iğnelerdeki üçgenin tabanı konkav bölgeye, tepesi ise dış konveks bölgeye bakar (Şekil 2-5b). Bu şekil, iğneye uygulanacak çekme hareketine karşı dokuyu koruduğu için klasik kesici uca göre daha avantajlıdır. Kesici kenarın konumu aşırı travmaya ve/veya yırtılmalara engel olur. Ayrıca biyomekanik olarak da klasik uca göre daha dayanıklıdır. Bu yüzden oral cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

Sadece iki kenarında kesici uç olan iğnelere şekilleri dolayısıyla spatula uçlar da denmektedir. Kesitleri trapezoid şeklindedir, dar kenar konveks geniş

kenar konkav tarafa bakar. Bu tip uçlu iğneler oral cerrahide hemen hemen hiç kullanılmazlar, genellikle oftalmik cerrahide kullanılırlar (Şekil 2-5c).

Konik iğneler, ters kesici iğnelerin ve eğimli iğnelerin özelliklerinin birleşimi gibidir. Konik ucun hemen distalinden başlayan üç kesici uç silindirik gövdeyle devam eder. Agresif kesici ucun özellikleri silindirik ve eğimli gövdeninkilerle birleştirilmiştir. Oral cerrahide kullanımı yaygındır (Şekil 2-5e).

Keskin konik uçlu iğneler sadece oral cerrahide kullanılırlar. Ucun en dış kısmı kesici özelliğe sahiptir ve kesmekten daha ziyade delme şeklinde işlev görür. Birden fazla katmanı dikmek gerektiğinde, derin kasları ya da yüzeysel tabakaları dikerken gevşek dokuları travmatize etmemek için dikkat edilmelidir. Esas kullanım alanları abdominal ve vasküler cerrahilerdir.

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 (Siervo, 2008).

2.5.3 Dikiş iplikleri

İnsizyonların kapatılması cerrahi işlemlerin önemli bir basamağı olup bu operasyonlarda alanın kapatılması amacıyla değişik materyaller kullanılmaktadır. Günümüzde dikiş, yara kapatmada en sık kullanılan yöntemdir (Yıldırım, 1995).

Doku yıkımına göre dikiş materyalleri emilmeyen (absorbe olmayan) ve emilebilir (absorbe olabilen) olarak ikiye ayrılır. Dikiş materyalleri tek telli (monofilaman) ya da çok telli (multifilaman) bir yapılandırmaya sahip olabilirler. Multifilaman iplikler bükümlü veya örgülü olabilirler. Yapıldıkları materyale göre ise sentetik ve doğal sütün materyalleri olarak ayrılabilirler. Genellikle gerginlik kuvvetini 60 gün içinde kaybeden dikişlere absorbe olabilen, 60 günden daha uzun dayanan dikişlere absorbe olmayan dikişler adı verilir (Değerli, 1998).

A) Absorbe olabilen dikiş materyalleri

1. Doğal

- a) Düz katgüt
- b) Kromik katgüt
- c) Kollajen

2. Sentetik

- a) Poliglikolik asit (Dekson)
- b) Poliglaktin 910 (Vicryl)
- c) Polidioksanon (PDS)
- d) Poliglekapron 25 (Monocryl)

B) Absorbe olmayan dikiş materyalleri

1. Doğal

- a) İpek
- b) Pamuk
- c) Keten
- d) Metaller (çelik teller, tantalyum dikişler, klipsler, zımba dikişler)

2. Sentetik

- a) Dakron (Mersilen, Tevdek)
- b) Naylon (Ethilon, Dermalon)
- c) Polipropilen (Prolen)

C) Biyolojik olarak aktif sütürler

Absorbe olan dikiş materyalleri, gerilme güçlerini 60 günlük zaman içinde kaybeden ve bozularak yok olan ipliklerdir (Gemci, 2004). Bu dikişler memelilerin kollajen dokusundan ya da sentetik polimerden hazırlanabilirler.

İmplantasyon sırasında başlayan proteolitik doku enzimleri ile veya sentetiklerde olduğu gibi, doku sıvılarınca hidrolize edilirler (Gemci, 2004). Bazıları hızlı absorbe olurken, bazıları absorpsiyon zamanını geciktirecek şekilde kimyasal olarak işlem görürler (Ponts, 1997). Sentetik absorbe olabilen materyallerin dokuda yaptıkları reaksiyon daha zayıftır (Ponts, 1997). Çünkü enzimatik etki ile kıyaslandığında hidrolizasyon daha az doku reaksiyonuna neden olur (Chu, 1997). Hastada ateş, enfeksiyon, protein eksikliği varsa dikiş absorpsiyonu hızlanır ve gerilim gücünde gereğinden fazla bir düşme söz konusu olur. Dikişler nemlenip ıslandığında erken absorbe edilir. Bu gibi durumlarda absorbe olabilen dikişler yetersiz kalır. Bu dikişlerin alınmasına gerek yoktur (Ponts, 1997).

Dikişler monofilaman veya polifilaman (örgülü veya bükümlü) yapıda olabilirler. Monofilaman dikişler tek sıra materyalden yapılmışlardır. Basit yapıları nedeniyle multifilaman dikişlere göre dokuda daha az dirence sebep sahiptirler. Dikiş hattında enfeksiyon geliştirme riski daha azdır. Monofilaman dikişlerle düğüm atmak daha zordur ve güvenliği düşüktür (O'Neal, 1997). Polifilaman dikişler birkaç sıra zincir materyalinden meydana gelirler. Bu örgülü yapı dikişin daha güçlü ve esnek olmasını sağlar. Multifilaman dikişlerde kullanım kolaylığı açısından kaplanmış türleri de vardır (İnal, 2007). Polifilaman yapıdakiler dikişin kuvvetini arttırmak için örgülü tarzda yapılmışken, bu örgülerin arasına bakteri yerleşebilme olasılığından dolayı enfeksiyon oluşumuna neden olabilmektedirler (O'Neal, 1997). Absorbe olan dikişlerin yarı ömürleri ve dayanıklılıkları farklılık gösterir. En çok kullanılan absorbe olabilen dikişler arasında katgüt, poliglikolik asit (Dekson), poliglaktin 910 (Vicryl), polidioksan (PDS) ve poliglekapron 25 (Monocryl) sayılabilir (İnal, 2007). Katgüt, dekson ve vicryl multifilaman yapıdadırlar. Kollajen ve katgüt dikişler düz veya kromik olabilirler. Kromatizasyon işlemi dikişin yarı ömrünü uzatır. Bu işlem için dikiş materyali krom tuzları ile muamele edilir (Önerci, 2001).

Absorbe olmayan dikişler de vücut enzimlerince sindirilemeyen ya da vücutta hidrate edilemeyen dikişlerdir. Cilt kapatmada, vücut boşluklarında dikiş kalması gereken durumlarda, absorbe olabilen dikişlere reaksiyon hikayesi

veren, keloid geliştirme eylemi olan ya da doku hipertrofisi olan kişilerde, geçici protez takılmasında bu dikişler kullanılır (Önerci, 2001).

2.5.3.1 Doğal absorbe olabilen dikiş materyalleri

Katgüt: Koyun barsağının mukoza altı gözenekli dokusundan veya sığırın seroz zarından elde edilir (Gemci, 2004). %98 kollajendir. Katgüt proteolitik reaksiyonla absorbe edilir, sık olarak enflamatuvar reaksiyonlara sebep olur. Düz ve kromik formları vardır. Absorbsiyon süresi kromikleşmeyle doğru orantılıdır (Ponts, 1997).

Düz katgüt: Yüzyıllardan beri kullanılmasına rağmen, zayıf gerilme dayanımı, biyolojik ortamda zayıf düğüm güvenliği ve yüksek doku reaktivitesi nedeniyle kullanımı giderek azalmaktadır. İşlenmemiş olduğu için gerilme dayanımını ancak 4-5 gün korur (Gemci, 2004). Vücut enzimlerinden doku peptidazları tarafından hemen sindirilirler. 2 hafta sonra yara emniyeti tamamen yok olur. Hızlı iyileşen ve minimal destek gereken dokularda kullanılırlar. Yüzeysel kan damarları, deri altı yağ dokusunda kullanılması uygundur (Ponts, 1997).

Kromik katgüt: Kromium trioksit solüsyonunda işlem gören ve absorpsiyon süresi uzun bir ipliktir. İlk emilim 10-15. günlerde başlayıp 90 günde tamamlanmaktadır. Fasya ve periton gibi iyileşmesi daha fazla desteğe ihtiyaç gösteren dokularda kullanılmaktadır (Ponts, 1997).

Kollajen dikişler: Sığırların fleksör kirişlerinden elde edilen saf kollajen liflerinin homojen ayırımından elde edilirler. Bükümlü, multifilaman bir malzemedir. Düz ve kromik türleri mevcuttur. İyi düğüm tutma özellikleri vardır (Ponts, 1997). Özellikle göz cerrahisinde asgari doku reaksiyonu yaratır (Gemci, 2004).

2.5.3.2 Sentetik absorbe olabilen dikiş materyalleri

Poliglikolik asit (Dekson): 1920 yılında piyasaya sürülen glükolik asitin bir homo- polimeri olan bu iplik ilk geliştirilen sentetik, absorbe olabilen materyaldir. Monofilaman formda katı olduğundan kullanım kolaylığı için örgülü, multifilaman yapıda üretilir (Gemci, 2004). Çok ender enflamasyona sebep

olarak normal bir reaksiyonla hidrolize olarak emilirler. Absorbsiyon zamanı enfeksiyonlardan, enflamatuar doku onarımından, gastrointestinal proteolitik enzimlerden etkilenmez. Emilim zamanı, dayanıklılık süresi dokuya göre değişmez, sabittir. Dayanıklılığında bir haftada çok az miktarda bir azalma söz konusu iken 21 günde %20 oranında düşme gözlenir (Ponts, 1997). Poliglaktin 910 ameliyat ipliğinden daha çabuk gerilme gücünü kaybeder ancak doku içinde daha yavaş absorbe edilir. 90-120 günde tamamen çözünür (Gemci, 2004).

Poliglekapron 25 (Monocryl): Glikolid ve ϵ -kaprolakton kopolimeridir, absorbe olabilen monofilaman bir dikiştir. Genellikle yumuşak dokuların birleştirilmesi ve ligasyonu için kullanılırlar. Kardiyovasküler ve nörolojik dokularda ve oftalmik cerrahide kullanımı kontrendikedir. Monocryl dokuda düşük reaksiyona neden olur, yüksek gerilim gücüne sahiptir ve 7-14 gün arasında yarılanma ömrü vardır. 1. hafta sonunda *in vivo* gerilim direnci %60-70'dir. İkinci haftada %20-30'a düşer. 91-119 gün arasında tamamen hidrolize uğrar. Paketten çıkartıldığında yüksek hafızaya sahiptir. Kaygandır ve doku içerisinden geçişi kolaydır. Gerilimi fazla olan dokularda kullanımı önerilmez.

Poliglaktin 910 (Vicryl): Glikolik asit ve laktik asitin 9/1 oranında kopolimeridir. Her iki madde de doğal metabolik maddelerdir. Dekson gibi hidrolize yok olur ve dayanıklılık süresi deksondan daha fazladır. İçerdiği laktidin su itici özelliği, suyun iplik filamentleri içine girmesini yavaşlatır. Böylece, enzimatik sindirime maruz kalan doğal absorbe olan ameliyat ipliklerinin aksine ,biyolojik ortamda gerilme kaybı oranı azalır (Gemci, 2004). Yara iyileşmesi sırasında genellikle 3 hafta kadar dokuların yeterli şekilde yaklaştırılması için gerekli gerilme kuvvetini sağlar. 90 gün içerisinde emilirler. Doku gerilim gücünü uzun süre korur. 14.günde gerilim gücünün %65'i korunmuştur (Ponts, 1997).

Polidioksan (PDS): Poliester P-dioksanondan üretilen, monofilaman absorbe olabilen ,sentetik bir dikiştir. Non-antijenik ve non-piyojenik özelliğinden dolayı diğer dikişlere üstünlük sağlar. Hidroliz yolu ile çok yavaş absorbe olur ve çok az reaksiyon verir. Yara iyileşmesinde 6 hafta kadar mekanik destek sağlar. Bu özelliği ile diğer dikişlerden iki kat daha fazla destekleyici özelliği vardır. Yara gerilme gücünün uzun sürede kazanıldığı dokularda faydalıdır (Gemci, 2004).

İmplantasyondan 14 gün sonra gerilim gücünün %70'i korunmuştur. Post-operatif 90 güne kadar emilimi minimaldir (Ponts, 1997). Hidrolizi 180 günde tamamlanır.

2.5.3.3 Doğal absorbe olmayan dikiş materyalleri

İpek: En yaygın kullanılan absorbe olmayan dikiştir. Bombyx Mori ipek böceği kozasından elde edilen doğal protein filamentlerinden elde edilir (Gemci, 2004). Lifler dikiş liflerini oluşturmak üzere birbirleriyle örülmüş ya da bükülmüşlerdir. Yumuşaklığı, inceliği, esnekliği, kullanım ve bağlama kolaylığı ile aranan bir materyaldir. Absorbe olmayan bir dikiş materyali olarak sınıflandırılmasına rağmen, canlı dokularda yapılan uzun süreli araştırmalarda, gerilim gücünün çoğuna yakın bir kısmını ya da tamamını yaklaşık bir yılda kaybettiğini ve genellikle iki yıl sonra ipeğin hiç kalmadığını göstermektedir. Bu sebepten aslında ipek çok yavaş absorbe olan bir dikiş materyali olarak kabul edilebilir. Dokuda daha iyi görünmesi için siyah bir bitki boyasıyla boyanmaktadır (Ponts, 1997). Örülmüş/ bükülmüş yapısı nedeniyle yüksek kapiller özelliğe sahiptir (Gemci, 2004).

Pamuk: Pamuk doğal bir selüloz liftir. Bu liflerin bükülmesiyle oluşturulur. Absorbe olmayan malzemeler arasında en dayanıksız olanıdır. Nemlenmeyle gerilme kuvveti %10 artacağından kullanılmadan önce ıslatılmalıdır. Oluşturduğu doku reaksiyonu ve enfeksiyona eğilimi arttırma açısından ipeğe benzer. Ancak ıslatıldığında kullanılması zor olduğundan yerini ipeğe bırakmıştır (Ponts, 1997).

Keten: Uzun telli keten liflerinin burulmasıyla meydana gelen keten mide ve bağırsak cerrahisinde kullanılır (Ponts, 1997).

Metaller: Çelik, demir-nikel-krom karışımıdır. Hem monofilaman hem de multifilaman paslanmaz çelik dikişler, yüksek gerilim gücü ve hareketsizliği nedeniyle düşük doku reaktivitesine sahiptir. Malzemenin dezavantajı tutuş zorluğundan, geç parçalanmasından ve dokuyu kesme olasılığından kaynaklanmaktadır (Ponts, 1997). Çok sıkı bağlanmışsa dokuyu çekebilir, hatta yırtabilir (Gemci, 2004).

2.5.3.4 Sentetik absorbe olmayan dikiş materyalleri

Dakron: Bu sentetik materyal doku reaksiyonuna yol açmaz. Örgülü yapıya sahiptir, özellikle sıkı kuvvet yoğunlaşmasının gerekli olduğu yerlerde başarılıdır (Gemci, 2004). Doku içerisinden geçerken kesme veya yırtılma etkisi gösterebilir. Vasküler sentetik protezlerde en çok tercih edilen dikiş tipleridir (Kurt, 2003).

Naylon: Monofilamandır ve yüksek gerilim gücü vardır. Canlı dokularda yıllık yaklaşık %15 kadar azalır. Elastik oluşu nedeniyle düğüm kaymasını önlemek için en az üç düğüm atılmalıdır. Bu özelliği sayesinde retansiyon ve deri kapatılmasında uygundur. Islak ya da nemli naylon kullanımı daha kolaydır. Naylon dikişler oftalmatolojide ve diğer mikrocerrahi pratiğinde sıkça kullanılmaktadır (Ponts, 1997).

Polipropilen: Absorbe olmasına izin vermeyen veya çok az izin veren lineer bir hidrokarbon kristalin polimerin izotaktik izomeridir. Monofilaman yapıda kullanılan yumuşak bir malzemedir (Gemci, 2004). Hareketsizdir ve gerilim gücünü iki yıl korur. Doku reaksiyonu minimaldir ve diğer sentetik dikişlerden daha iyi düğüm tutar. Prolen kapiller olmayan monofilaman bir materyal olduğu için enfeksiyon durumunda kullanılabilir. Dokuya yapışmaz ve çıkarılması kolaydır (Ponts, 1997).

2.5.3.5 Biyolojik olarak aktif sütün materyalleri

A. I. Meos ve L. A. Volf'un tanımlamalarına göre sütün liflerinden yavaş salım gösteren kimyasal ve terapötik etkili veya radyoaktif ışınlama gibi fiziksel bir uyararla etkinlik gösteren sütün materyalleri biyolojik olarak aktif olarak adlandırılmaktadır (Zhukovsky, 2005). Biyolojik olarak aktif sütün materyallerinin ana grubunu antimikrobiyaller oluşturmaktadır. Bunlar arasında:

Caprogent — Gentamisinle kimyasal bağlantılı naylon liflerden oluşmaktadır.

Nikant — Naylon liflerle doksisisiklin içeren poliamid kaplamanın birleşiminden oluşmaktadır.

Caproag — Klorheksidin diglukonat kaplama ve naylon liflerden oluşmaktadır.

Son yıllarda Ethicon (Ethicon, Cornelia, Ga.) tarafından poliglaktin 910 sütün materyaline triklosan eklenerek antimikrobiyal özellikte dikişler piyasaya

sürülmüştür. Antimikrobiyal özelliği olan ilk sentetik absorbe olan Vicryl Plus'tan sonra Monocryl ve PDS Plus kullanıma sunulmuştur.

Triklosan:

Triklosan, (2,2,4'- trichloro-2'-hydroxy-diphenyl ether), sentetik non-iyonik geniş spektrumlu bir antimikrobiyal ajandır, 30 yılı aşkın süredir kişisel bakım ve oral hijyen ürünlerinde kullanılmaktadır (Parfitt, 1999) . Oral hijyen ürünlerinde kullanımının dental plak oluşumunu azalttığı veya önlediği gösterilmiştir (Cao, 2001).

Triklosanın stafilokoklara, bazı streptokoklara, bazı mikobakterilere, Escherichia coli ve Proteus türlerine yüksek aktivitesi olduğu gösterilmiştir (Schweizer, 2002). Metisiline dirençli Staphylococcus aureus (MRSA) türleri triklosana dirençli olabilir de olmayabilir de (Al-Doori, 2003). Enterokoklar stafilokoklara göre daha az etkilenirken, Pseudomonas aeruginosa rezistandır (Schweizer, 2002). Bakteri sporları etkilenmemektedir. Triklosan düşük konsantrasyonlarda bakteriyostatikken, konsantrasyon yükseldikçe bakterisidal etki gösterir (Suller , 2000).

Daha önce yapılmış araştırmalar, Russell tarafından derlenmiş ve triklosanın bakterinin sitoplazmik membranına etki ettiği belirtilmiştir (Russell, 2004). E.coli, S. Aureus ve P. Aeruginosa hücrelerinin ve izole hücre duvarlarının triklosanı difüzyonla absorbe ettiği ve bu emme derecesinin de hücrelerin lipid içeriğiyle orantılı olduğu düşünülmüştür. P.aeruginosanın triklosana direncinin yüksek olması lipid içeriğine bağlanmıştır (Schweizer, 2001). Ancak daha sonra E. coli, S. aureus ve diğer triklosana hassas mikroorganizmalarla yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki triklosan, fenilelerin lipid sentezini önlemesiyle etki etmektedir (Russell, 2004). Yağ asitlerinin biyosentez yolunu etkilemesi nedeniyle lipid sentezine bağlı olarak çalışan tüm işlemler etkilenir. Bunlar arasında fosfolipid, lipopolisakarit ve lippoprotein sentezi de vardır (Schweizer, 2001).

Dikiş materyalleri seçilirken bu materyallerde olması beklenen önemli özellikler vardır. İdeal dikiş materyallerinde aranan özellikler:

Yüzey düzgünlüğü: Dikiş materyallerinin düzgün yüzeyli olanları tercih edilmelidir. Çünkü bu materyallerde düğüm iyi oturur (İnal, 2007). Yüzeyin düzgünlüğü, doku içerisinde geçiş kolaylığını da arttıran bir faktördür (Siervo, 2008).

Elastikiyet: Orta derecede elastik olmalıdır. Çok elastik olması düğümü gevşetebilir. Elastik hafıza ipekte düşük, naylonda yüksektir (Siervo, 2008).

Şişme: Ağız içi gibi sulu ve nemli ortamda dikiş materyali şişer. Bu şişme materyalin cinsine göre değişir. Örneğin keten %100 şişer. Şişme oranı %50'nin altında olan materyal tercih edilmelidir (Değerli, 1998). Materyal ne kadar biyolojik sıvı absorbe ederse, doku içerisinde geçişi o kadar zor olur (Siervo, 2008).

Direnç ve çap: Dikiş materyalinin lineer ve düğümsel olmak üzere iki çeşit direnci vardır. *Lineer direnç* materyalin iki ucunun gerilmesi sonucu meydana gelir. Bu dikiş materyalinin uzunluğu ve çapıyla orantılıdır. *Düğümsel direnç* ise germe sırasında düğüm bölgesindeki direnme gücüdür. Ters düğümlerde bu güç azalmakta ve materyal kolayca kopmaktadır (İnal, 2007).

Sterilizasyon: Cerrahi dikiş materyalleri yapım aşamasında bakterilerle temas sonucu kirlenebilirler. Bu nedenle uygun koşullarda steril edilmelidirler. Sterilizasyon işlemi gerçekleştirilirken, dikiş materyallerinin yapısal ve kimyasal özellikleri etkilenmemelidir. Günümüzde dikiş materyalinin sterilizasyonu için en uygun yöntem etilen oksit ile sterilizasyondur. Ancak işlem sırasında ve sonrasında, dikiş materyalinin uygun şekilde ambalajlanmasına özen gösterilmelidir (Değerli, 1998) .

Doku ile uyum: Cerrahide kullanılan dikiş materyalinin, doku ile uyuşmaması yara iyileşmesini geciktirir, hatta engelleyebilir. Bu nedenle dikiş materyallerinin dokuda vereceği reaksiyonun az olması gerekmektedir. Sınırlı bir yabancı cisim reaksiyonu doğaldır. Rezorbe olan materyallerde kısa süreli bir reaksiyon görülür. İpek gibi rezorbe olmayanlarda ise reaksiyon daha uzun sürer. Bu durumda yara iyileşmesi gecikebilir. Bazen dikiş materyaline karşı alerjik reaksiyonla da karşılaşılabilir (Değerli, 1998) .

Rezorpsiyon niteliği: Bütün cerrahi dikiş materyalleri yara kenarlarını yaklaştırmak ve iyileşmeyi kolaylaştırmak amacıyla kullanılır. Cilt dışındaki dikişlerin rezorpsiyonu arzu edilen ve beklenen bir durumdur (Değerli, 1998). Ancak, sütürlerin rezorpsiyonu dokunun eski mukavemetini kazanmasına yetecek süre kadar olmalıdır (Gemci, 2004).

Kapillarite: Dikiş materyallerinin sıvıları emme özelliği vardır. Cerrahi dikiş materyalinin bu özelliği en alt düzeyde olmalıdır. Kapillaritesi giderilmemiş iplikler cerahatı emerek ağız sıvılarını ve bakterileri yara bölgesine taşıyabilirler (Değerli, 1998). Monofilamanlarda multifilamanlara göre, sentetiklerde doğal ipliklere göre daha azdır (Siervo, 2008).

Buna göre ideal dikiş materyallerinin özellikleri:

1. Steril olmalı ve uzun süre saklanabilmeli
2. Absorbe olabilmeli
3. Dokuda alerji, enfeksiyon, yabancı cisim reaksiyonu meydana getirmemeli
4. Kullanımı kolay olmalı
5. Kullanılacağı doku kadar gerginlik kuvvetine sahip olmalı, dokunun kuvvetini çok aşan kuvvetli dikiş herhangi bir avantaj sağlamaz.
6. Düğüm sağlamlığı yüksek olmalı. Düğümün kaymaması, kopmaması, böylece yaranın açılmaması sağlanmalıdır (Değerli, 1998).

2.5.4 Dikiş materyallerine karşı gelişen doku cevabı

Dikiş materyalinin uzun süre boyunca dokuda kalması, materyal ve çevre dokular arasında kaçınılmaz olarak etkileşime neden olur. Sütür materyali, yara kenarlarına komşu dokulara bakterilerin girişine neden olan ve bakteriyel enfeksiyon riskini arttıran yabancı bir cisimdir (Zimmer, 1991). Tabi ki bu risk yarayı dikişsiz bırakmaktan daha azdır, bu yüzden klinik durumlarda mümkün olduğunca dikiş atılır. Hangi sütür tekniğinin ve materyalinin yara iyileşmesini geciktirdiği tam olarak bilinmemektedir. Birden çok etmenin bu durumda rol aldığı düşünülmektedir.

İlk olarak yabancı cisim nedeniyle dokuda oluşan hafif enflamatuar cevap, lokal enfeksiyona direnci sağlar ancak yara iyileşmesini geciktirir (Velvart, 2005). Sütür çapı da ikincil olarak etkilidir. İğnenin çapıyla sütürün çapı arasındaki fark, bakterilerin yaraya girmesi için yol oluşturur (Siervo, 2008). Üçüncü etmen ise sütürün 3 boyutlu yapısıyla ilgilidir. Ne kadar örgülü yapıya sahipse bakterilerin girebileceği bölge sayısı o kadar artar ve bu bölgeler konak savunma hücrelerinin ulaşmasının zorlaştıracacağı için bakterileri korur (O'Neal, 1997). Ayrıca, sütür materyalindeki bazı kimyasal bileşenlere karşı oluşan alerjik cevap da yara iyileşmesini olumsuz etkileyebilir (Şenol, 1995).

Oral kavitedeki flora birçok bakteriyi barındırdığı için, bu bölgedeki yaraların bakteriyel süperenfeksiyon riski daha fazladır (Moore, 1994). Sütürle temasta olan yaranın süperenfeksiyon riski, bölgedeki preoperatif enfeksiyon durumuna bağlıdır: sütür tekniği ve materyali aynı olmasına rağmen yara işlem öncesi temizse bu oran %2 iken, kontamine yaralarda %11'e kadar çıkabilmektedir (Siervo, 2008).

Sütürün oral dokuya yerleştirilmesinden 3 gün sonra, etrafını saran duvarda epitel invajinasyonu görülür. Bu epitelyal migrasyon, uygulanan materyale göre değişkenlik gösterir, örneğin ipekte monofilament sütürlere göre daha fazladır. Sütürü çevreleyen bağ dokusunda bazı enflamatuar hücreler ve granülasyon dokusuna ait öncül hücreler bulunur. Sütürle direkt temasta olan biyofilm de görülebilir (Siervo, 2008).

İpek sütürün yerleştirilmesinden 7 gün sonra sütür örgüsünde açılmalar meydana gelir ve örgüler arasında bakteriyel kolonizasyon gözlenmektedir. Sütürün içinden geçtiği hattın epitelizasyonu hemen hemen tamamlanmıştır. Epitel hücreleri de görülebilir ancak esas olarak epitelyal dokunun merkezinde parakeratotik hücreler (yassı şekilli, piknotik çekirdekli) mevcuttur. Enflamatuar hücreler dokular içinde tek başlarına dağılabileceği gibi küçük odaklar şeklinde organize de olabilirler (Siervo, 2008).

Cerrahiden sonraki 14. günde, sütürle temasta olan epitelyal dokunun merkezi tamamen keratinize olmuştur. Hücre sınırları ve çekirdekleri olmayan iki katlı keratinize hücreler görülmektedir. İpek sütürün örgüleri içerisinde ve komşu

dokuda bakteri birikimi daha belirgin hale gelir. Sütürle temasta olan biyofilm rahatlıkla görülebilmektedir. Enflamatuar hücrelerin olduğu alanlar granülasyon dokusuyla yer değiştirmektedir (Siervo, 2008).

Histolojik görüntü, kullanılan ipliğe ve lokal ve sistemik antibiyotik tedavisi mevcudiyetine göre değişkenlik gösterir (Abi Rached, 1991; Leknes, 2005). Literatürdeki farklı sütür materyalleri ve teknikleriyle yapılmış deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen veriler klinisyen için faydalı olabilir.

Enflamatuar cevabın farklılığı birçok nedene bağlı olabilir. Sütürün yapışık ya da keratinize gingivaya uygulanması, sütür etrafındaki doku cevabını etkilemektedir (Abi Rached, 1991; İnal, 2007). Enflamatuar cevabın miktarı kullanılan sütürün tipine göre de değişkenlik gösterir. Örgülü ipek sütürdeki cevap monofilaman e-PTFE sütürlere göre daha fazladır.

Eşlik eden lokal veya sistemik antibiyotik tedavisi de sütür etrafında daha az bakteriyel birikim olmasını sağlayarak, bağ dokusunun enflamatuar cevabının azalmasını sağlar (Leknes, 2005). Sütürü çevreleyen epitelin kalınlığı sütür yerinde kaldığı sürece artmaktadır.

M.Ö. 3500 yıllardan beri kullanılmakta olan sütürler halen yara kapatma ve kanama kontrolünü sağlama işlemlerinde en sık kullanılan yöntemdir. Çünkü bulunması ve kullanması kolaydır, etkilidir ve yaraya iyileşmesi sırasında ihtiyacı olan mekanik desteği sağlar. Birçok farklı çeşitte sütür materyali mevcuttur ve cerrah bulunduğu duruma uygun olanını bulup kullanabilmektedir. Uygun dikiş materyalinin seçiminde sütürün dayanıklılığı, dokunun dikiş tutma kapasitesi, eriyebilirliği, enfeksiyon riski ve sütür materyalinin kendisinden kaynaklanacak enflamatuar reaksiyon önem taşır (Neligan, 2006) .

Sütür materyalinin dokuda oluşturduğu enflamatuar cevap dikiş ipliğinin özelliğine ve bakteriyel kolonizasyona göre değişkenlik gösterir. Dikiş materyalleri arasında, periodontal tedavi sonrasında en fazla ipek dikişlerin (örgülü) doku reaksiyonu oluşturduğu ve iyileşmenin bu bölgelerde daha yavaş olduğu gözlenmiştir (Abi Rached, 1991). Ayrıca daha önce yapılmış çalışmalarda ipek dikiş materyallerinin renklendirilmiş, mumlanmış, silikonize veya saf formlarının oluşturdukları doku reaksiyonunu etkilemediği gösterilmiştir

(Postlethwait, 1962; Lilly, 1969). Benzer şekilde polyester (örgülü) ve perlon (örgülü) sütürlerde de reaksiyon gözlenmekle beraber belirgin olarak daha az bulunmuştur. Monofilaman naylon sütürde ise iyileşme daha hızlı olurken reaksiyon da en az seviyededir (Abi Rached, 1991).

Oral dokularda oluşan doku cevabında etkili olan bir diğer konu da sütür materyallerinin mikrobiyal ataşman ve akümülyasyona yatkın olmasıdır. Dikiş ipliğine yapışan ya da fibrillerinin arasına giren bakteriler ve nekrotik doku artıkları iyileşmeyi geciktirebilir ve enfeksiyona neden olabilir (Parirokh, 2004).

SEM ile bakıldığında, oral mukozada PVDF (monofilaman) sütürlerin ipek sütürlere göre daha az kontamine olduğu görülmüştür. Ancak PVDF sütürde 3. günde düğüm alanında, 5.günde ise yüzey boyunca plak birikimi görülmesi, oral mikrobiyal floranın, nemin ve epitelyum invajinasyon hızının plak birikimini artırıcı etkisinin önemini göstermektedir (Parirokh, 2004).

Bakteri birikimini önlemek ve oluşacak doku cevabını azaltmak için lokal ve sistemik anti-infektif tedavi denenmiştir. Sortino ve ark. (2008) 'nın 20 yaş dişi çekimi sonrasında %0.2'lik klorheksidinin 8 gün boyunca kullanımının ipek ve poliglikolik asit sütürlerin biriktirdiği bakteri miktarı ve çeşidi açısından bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Bir diğer çalışmada ise sistemik geniş spektrumlu antibiyotik ve %2'lik topikal klorheksidin uygulamasının bakteriyel invazyonu ve doku reaksiyonu bir miktar azalttığı gösterilmiştir (Leknes, 2005). Ancak yan etkileri, maliyeti ve bakteriyel rezistans geliştirme potansiyeli göz önüne alındığında, sistemik antibiyotik uygulanmasının daha dikkatli ve seçici yapılması gerekmektedir. Bu nedenle bakteri birikimini ve doku reaksiyonu azaltacak başka çözümler bulunmalıdır.

Son zamanlarda sütür materyallerinin özelliklerini geliştirme konusu üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Ancak sütür materyali işleminden geçirilirken antijenitesinde artış olmamalı, dayanıklılığı azalmamalı, doku cevabı kabul edilebilir sınırlarda olmalı ve önceden tahmin edilebilmelidir. Biyoaktif sütürlerden en çok enfekte olan ya da enfekte olma riski yüksek yaralar faydalanabilir. Aslında 1970'lerin sonlarına doğru osteomyelitin tedavisinde gentamisin boncukları kullanılmıştır (Vecsei, 1981). Aynı kavram baş ve boyun

rezektif cerrahileri gibi yüksek enfeksiyon riski olan işlemlerde de kullanılmıştır (Barton, 1984). Son dönemlerde ise gentamisin poliglolik asit gibi eriyebilen malzemelerden salımı üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Wang, 2004). Ancak suture materyalini özelliği bozulmadan antibakteriyel bir maddeyle kaplayarak biyoaktif hale getirilmesi hala gündemde olan ve çalışmaların devam ettiği bir konudur.

Vicryl Plus triklosanla kaplı poliglaktin 910 suture materyalidir. Triklosan yağ asidi biyosentezinde önemli olan enoyl acyl taşıyıcı protein redüktazı inhibe ederek fonksiyon görür. Hücre membranı gibi yapısal elementleri nonspesifik olarak etkileyerek biyosidal etki sağlar (Barbolt, 2002). Preklinik testler sonucunda klinik kullanım için güvenli olduğu bildirilmiştir (Storch, 2002). Vicryl Plus suture'nün Vicryl ile karşılaştırmalı çalışmalarında ise kullanım açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmazken postoperatif ağrıda avantajlı olduğu görülmüştür (Gilbert, 2002; Storch, 2004). Yapılan hayvan çalışmalarında *S.aureus*'a maruz bırakılan Vicryl plus'ın bakteriyel kolonizasyonu önlediği gösterilmiştir (Storch, 2004).

3 BİREYLER VE YÖNTEM

Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Kliniği'ne başvuran 15 birey çalışmaya dâhil edildi. Protokol Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından değerlendirildi ve onaylandı. Çalışmaya dâhil edilen hastalara çalışmayı ve yapılacak işlemleri açıklayan aydınlatılmış onam formu okutuldu ve imzalatıldı.

3.1 Çalışmaya dâhil edilen bireylerde aranılan kriterler:

- 1) Sistemik olarak sağlıklı
- 2) En az 4 komşu dişine çekim ve/veya kron boyu uzatması gereken
- 3) Son 1 yıl içerisinde deney bölgesinde cerrahi işlem görmemiş

3.2 Çalışmaya dâhil edilmeme kriterleri:

- 1) Son 1 ay içerisinde NSAİİ ve/veya antibiyotik kullanmış olan bireyler;
- 2) Hamile veya hamilelik şüphesi olan veya emziren kadınlar
- 3) Ağız gargarası kullanan bireyler

3.3 Çalışma grubu:

6 kadın, 9 erkek toplam 15 birey çalışmaya dâhil edildi. Hastaların yaş ortalaması $56,3 \pm 15,64$ idi.

3.3.1 Teşhis:

Medikal ve dental anamnez ve muayene sonrasında, radyografik değerlendirme yapılarak periodontal destek doku kaybı, derin dentin çürüğü veya protetik nedenlerle çekim veya kron boyu uzatma endikasyonu konuldu.

İlk seansta hastalar çalışma hakkında bilgilendirildi ve oral hijyen eğitimi verildi.

3.3.2 Tedavi:

Kronik periodontitis tanısı konulan ve protetik nedenle kron boyu uzatması yapılması planlanan bireylere oral hijyen eğitimi, diştaşı temizliği ve kök yüzeyi düzeltmesinden oluşan cerrahi olmayan mekanik periodontal tedavi lokal anestezi altında uygulandı. Tüm tedaviler aynı hekim tarafından yapıldı.

3.3.3 Sigara tüketme durumu:

Bireyler sigara içen (+) ve içmeyen (-) olarak belirlendi, gruplara ayrılmadı.

3.4 Kullanılan sütün materyalleri:

Tablo 3.4-1 Çalışmada kullanılan sütünler ve özellikleri

MATERYAL	İPLİK	İĞNE	
VİCRYL Poliglaktin 910	5-0 Multiflaman Örgülü Eriyebilen	16 mm 3/8 Ters kesici uç	Ethicon Inc. ,J&J
VİCRYL PLUS Triklosanla kaplı Poliglaktin 910	5-0 Multiflaman Örgülü Eriyebilen	16 mm 3/8 Ters kesici uç	Ethicon Inc. ,J&J
MONOCRYL Poliglekapron 25	5-0 Monofilaman Eriyebilen	16 mm 3/8 Ters kesici uç	Ethicon Inc. ,J&J

3.5 Sütünlerin yerleştirilmesi:

Deney bölgelerine infiltratif anestezi yapıldı. Dişler arasına basit tek sütünler yerleştirildi. Her iğnenin giriş ve çıkış noktaları interdental papillanın ucundan 3 mm apikalde ve papilla genişliğinin 3-4 mm olduğu bölgeden geçecek şekilde yapıldı. Her hastaya her biri farklı özellikte olacak şekilde toplam 3 sütün atıldı. Sütünler, 2 düz, 2 ters, 2 düz olmak üzere toplam 6 düğüm atılarak bukkalde sabitlendi (Şekil 3-1).



Şekil 3-1 Sütür yerleştirilen hastanın ağız içi görüntüsü

3.6 Klinik değerlendirme:

Doku içerisinden geçen suture miktarı kaliperle, düğüm gevşekliliği ise periodontal sonda ile ölçüldü. Değerlendirilen klinik parametreler; doku içerisinden geçen suture miktarı, düğüm gevşekliliği, suture'nün doku içerisinden geçiş kolaylığı, düğüm güvenliği ölçümleridir.

3.6.1 Doku içerisinden geçen suture miktarı:

Bir kaliper yardımıyla, dokunun bukkolingual genişliği başlangıç ve biyopsi aşamasında ölçüldü.

3.6.2 Düğüm gevşekliliği:

Dikiş sabitlendikten sonra, preselle düğüm çekildi ve gevşek kalan kısım (düğümlerle interdental papilin en üst noktası arasındaki mesafe) bir periodontal sonda ile ölçüldü. Bu ölçüm başlangıç ve biyopsi aşamalarında yapılarak kaydedildi.

3.6.3 Suture'nün doku içerisinden geçiş kolaylığı skoru (Molea,1999):

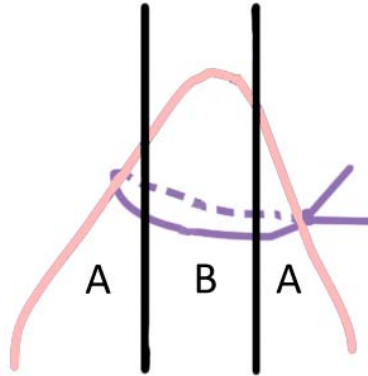
- 1- kötü,
- 2- orta,
- 3- iyi,
- 4- çok iyi,
- 5- mükemmel

3.6.4 Dügüm güvenliği skoru (Molea,1999):

- 1- kötü,
- 2- orta,
- 3- iyi,
- 4- çok iyi,
- 5- mükemmel

3.7 Histopatolojik değerlendirme:

Dikişler, yerleştirdikten 7 gün sonra, doku içerisindeyken eksize edildi, hemen sonra %10 tamponlanmış formaldehite alındı. Tespit olan bu dokulardan örnekleme yapıldı. Dokular sütürün ağız içerisine bakan kısmını içeren kesit (A kesiti) ve sütürün doku içerisinde kalan kısmını içeren kesit (B kesiti) olarak ayrıldıktan sonra (Şekil 3-2) rutin takip işleme alındı ve parafin bloklara gömüldü. Parafin bloklardan hazırlanan 4µ incelikteki kesitler hematoxilen eozin boyası ile boyandı. Hematoxilen ve eozin ile boyanan kesitler ışık mikroskopunda stromal plazma, lenfosit, nötrofil hücre infiltrasyonu ve endotel hücre proliferasyonu derecesi açısından değerlendirildi. Yukarıda sıralanan her histolojik parametre grubu (0)-(3+) arası skala ile ayrı ayrı derecelendirildi.



Şekil 3-2 Doku örneklerinin kesitleri

(0): Lenfosit, plazma veya nötrofil lökositler mevcut değil.

(1+): Örneğin %20'sinden azını infiltre eden lenfosit, plazma veya nötrofil lökositler mevcut.

(2+): Örneğin %20-40'ını infiltre eden lenfosit, plazma veya nötrofil lökositler mevcut.

(3+): Örneğin %40'ından fazlasını infiltre eden lenfosit, plazma veya nötrofil lökositler mevcut.

Endotel hücre proliferasyonu değerlendirilmesi

(1+): Bir büyük büyütme alanında izlenen endotel hücre proliferasyonu damarların <20%'sinde izlendi.

(2+): Bir büyük büyütme alanında izlenen endotel hücre proliferasyonu damarların %20-40'ında izlenmekte.

(3+): Bir büyük büyütme alanında izlenen endotel hücre proliferasyonu damarların >40'ında izlenmekte.

3.8 Histometrik değerlendirme

Leica DM4000 B mikroskobuyla x10 büyütmede kesitlere ait görüntüler JPG formatında kaydedildi. Elde edilen görüntülerde SigmaScan Pro 5 (Systat Software Inc. (SSI), California, A.B.D.) yazılımıyla epitel alanı, enflamasyon alanı total reaksiyon alanı ve enflamatuvar hücre sayımı yapıldı.

3.9 İstatistiksel değerlendirme

Histopatolojik ve sütür kullanımına ait klinik veriler Ki-kare Uygunluk Testi, histometrik ölçümler Kruskal-Wallis testiyle değerlendirildi.

4 BULGULAR

4.1 Demografi ve bölgeler

6 kadın, 9 erkek toplam 15 birey çalışmaya dâhil edildi. Hastaların yaş ortalaması $56,3\pm 15,64$ idi. Çalışmaya katılan 15 bireyden 2 tanesi sigara kullanıyordu. Çalışmaya dâhil edilen bireylerin ondördünde ataşman kaybı nedeniyle protetik tedavi öncesi diş çekimi, bir hastada ise kron boyu uzatması işlemleri öncesinde sütür materyalleri yerleştirildi.

Klinik parametreler:

Yerleştirilen sütür materyallerinin 1 hafta sonunda ağız içerisindeki durumları ve bunların yerleştirildikleri bölgelere göre dağılımları Tablo 4.1-1'de özetlenmiştir.

Tablo 4.1-1 Sütür materyallerinin bölgelere dağılımı ve 7. gün durumları

	Bölge	Vicryl	Monocryl	Vicryl Plus
Atan	Alt Anterior	0	0	0
	Alt Posterior	0	0	0
	Üst Anterior	0	1	0
	Üst Posterior	1	0	0
Tek Taraflı	Alt Anterior	1	0	1
	Alt Posterior	0	0	0
	Üst Anterior	2	1	0
	Üst Posterior	0	0	0
Sorunsuz	Alt Anterior	7	8	7
	Alt Posterior	0	0	0
	Üst Anterior	4	4	6
	Üst Posterior	0	1	1

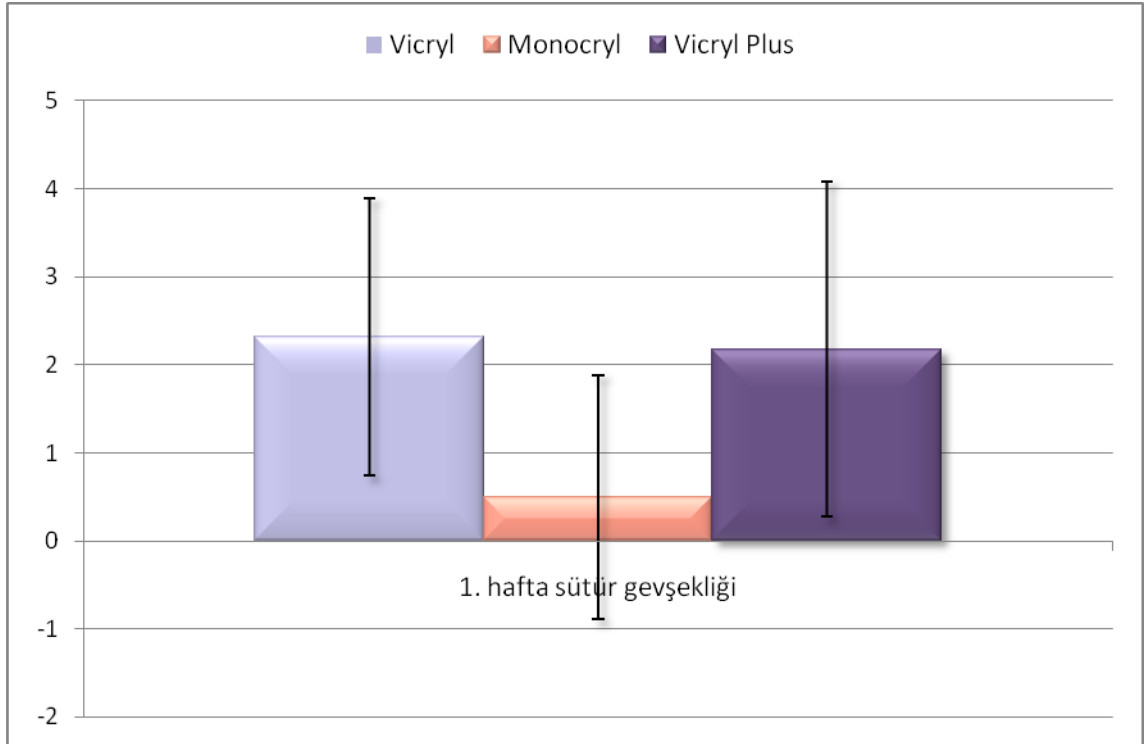
Monocryl ve Vicryl gruplarına ait birer sütür dıŐında 7 günlük dönem sonunda strlerin çoğu ağız içerisindeydi. Vicryl grubundan 2, Monocryl ve Vicryl Plus gruplarından da birer sütürün 1 haftalık süreçte lingual veya palatinal yüzdeki diŐetinden ayrılarak bukkal dişeti dokusunda tek taraflı konumlandığı gözlendi.

Başlangıçta sütür yerleştirilen 45 bölgede strlerin alındığı 1. haftada ödem, eritem, süpürasyon, ağrı veya kanama Şeklinde herhangi bir komplikasyon izlenmedi.

4.2 Doku genişliği ve sütür gevşekliği

Strlerin yerleştirildiği gün yapılan doku genişliği ve sütür gevşekliği ölçümleri ve dikişlerin alındığı 7. gün doku genişliği ölçümleri açısından gruplar arasında farklılık gözlenmedi.

7. günde Vicryl ve Vicryl plus strlerin Monocryle göre daha gevşek olduğu bulgalandı ($p=0,014$) (Şekil 4-1).



Şekil 4-1 Gruplara ait 1. hafta sütür gevşekliği.

Doku genişliği ölçümlerinin başlangıç ve 7. gün değerlerinin farklılık göstermediği belirlendi. Doku genişliklerinin değişmemesine rağmen Vicryl (p=0,01) ve Vicryl plus (p=0,001) gruplarında 1 hafta sonunda sütür gevşekliğinin arttığı bulguları (Tablo 4.2-1).

Tablo 4.2-1 Başlangıç ve 1. hafta sonunda Gruplara ait doku genişliği ve sütür gevşekliği farklılıkları

	Vicryl			Monocryl			Vicryl Plus		
	Başlangıç	1. Hafta	p	Başlangıç	1. Hafta	p	Başlangıç	1. Hafta	p
Doku Genisliği	6,40±1,92	5,00±2,05	>0,05	6,33±2,30	6,03±2,11	>0,05	6,30±2,80	5,20±2,24	>0,05
Sütür Gevşekliği	0,20±0,41	2,54±1,56	0,01	0,07±0,18	0,61±1,39	>0,05	0,10±0,28	2,17±1,83	0,001

4.3 Sütür materyallerinin kullanım özellikleri

4.3.1 Kayganlık kapasitesi

Vicryl, Vicryl plus ve Monocryl sütür materyallerinin kayganlık kapasitesi değerlendirme sonuçları Tablo 4.3-1'te gösterilmiştir. Klinik olarak monocryl sütürün doku içerisinde daha kaygan olduğu gözlemlendi. İstatistiksel olarak üç sütürün de kayganlık kapasitelerinin birbirlerine yakın olduğu bulguları (p=0,06) .

Tablo 4.3-1 Sütür materyallerinin kayganlık kapasiteleri

		İyi	Çok iyi	Mükemmel
Vicryl	N	0	6	9
	%	0	40	60
Monocryl	N	0	1	14
	%	0	6,67	93,33
Vicryl Plus	N	1	7	7
	%	6,67	46,67	46,67

4.3.2 Düğüm güvenliği

İncelenen sütür materyallerinin düğüm güvenlikleri Tablo 4.3-2'de özetlenmiştir. Vicryl ve Vicryl plus sütürlerin düğüm güvenlikleri oldukça iyiyken, Monocryl sütür materyalinin daha düşük düğüm güvenilirliğine sahip olduğu gözlemlendi (p=0,035) .

Tablo 4.3-2 Sütür materyallerinin düğüm güvenliği değerlendirilmesi

		İyi	Çok İyi	Mükemmel
Vicryl	N	0	6	9
	%	0	40	60
Monocryl	N	4	7	4
	%	26,67	46,67	26,67
Vicryl Plus	N	0	6	9
	%	0	40	60

4.4 Histolojik bulgular

Başlangıçta yerleştirilen 3 farklı sütür materyalinin yerleştirildiği 45 adet bölgenin 1. hafta sonunda 43 tanesinden histolojik değerlendirme yapılmak üzere doku örneği alındı. Bu örneklerden elde edilen 113 kesit histolojik olarak değerlendirildi (Tablo 4.4-1).

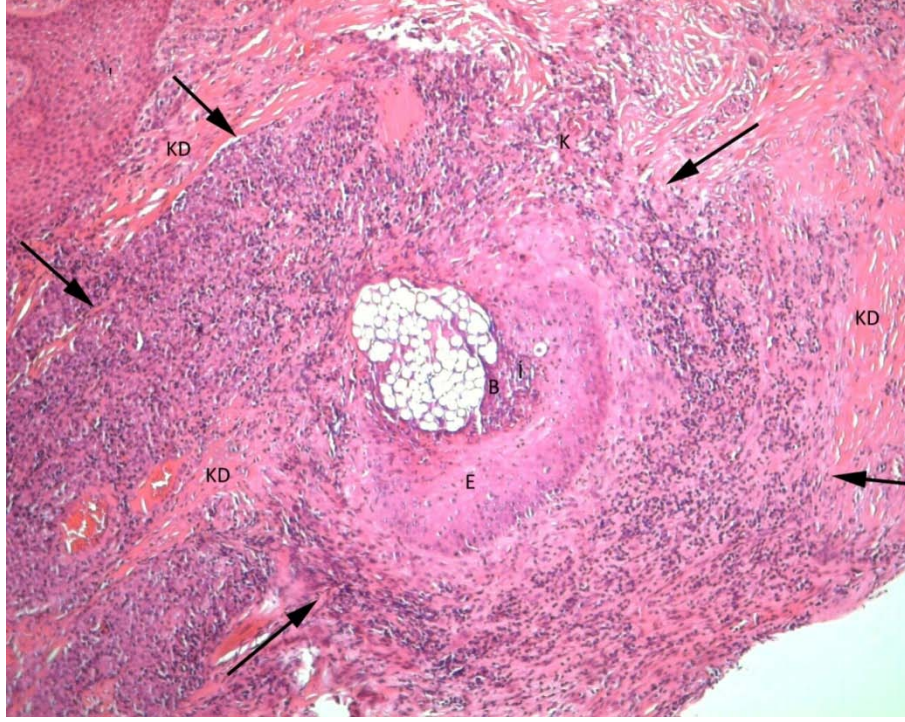
Tablo 4.4-1 Elde edilen ve histolojik değerlendirme yapılan örnek miktarları

	Vicryl	Monocryl	Vicryl Plus
	14(3)(1)	14(1)(1)	15(2)(0)
Kesit	38	35	40

*Değerlendirilen toplam doku(dokuda tek taraflı olarak kalan sütür)(düşen sütür) sayısı

4.4.1 Vicryl grubu

7. gün kesitlerinin çoğunda sütür çevresinde biyofilm tabakası ve buna cevaben gelişen PMN hücre infiltratı izlendi. Bu alanın çevresinde farklı çapta epitel kılıfı ve bunu çevreleyen bağ dokusunda yoğun hücre infiltrasyonu ile karakterize enflamatuvar reaksiyon belirlendi. Granülasyon dokusunun etrafı daha seyrek hücre infiltrasyonu olan kollajen lif demetleriyle çevrenmişti (Şekil 4-2).



(KD: kollajen lif demetleri, E: epitel, B: biyofilm, İ: enflamatuar hücre infiltratı, K: kapiller)

Şekil 4-2 Vicryl grubuna ait bir kesit (H.E.) (x10).



KD: kollajen lif demetleri, E: epitel, DH: dev hücre, İ: enflamatuar hücre infiltratı, K: kapiller

Şekil 4-3 Vicryl grubuna ait bir kesit (H.E.) (x20).

Şekil 4-3'te Vicryl grubunun B kesitinde perisütüral bölgenin yarısında fibrozis, diğer yarısında ise epiteliyal kılıf izlenmektedir. Epitel tabakasını çevreleyen granülasyon dokusunda yabancı cisim dev hücresi ve daha dışta yoğun kollajen lif demetleri bulguları. Kapillerlerin enflamatuar hücre ile dolu olduğu dikkat çekti.

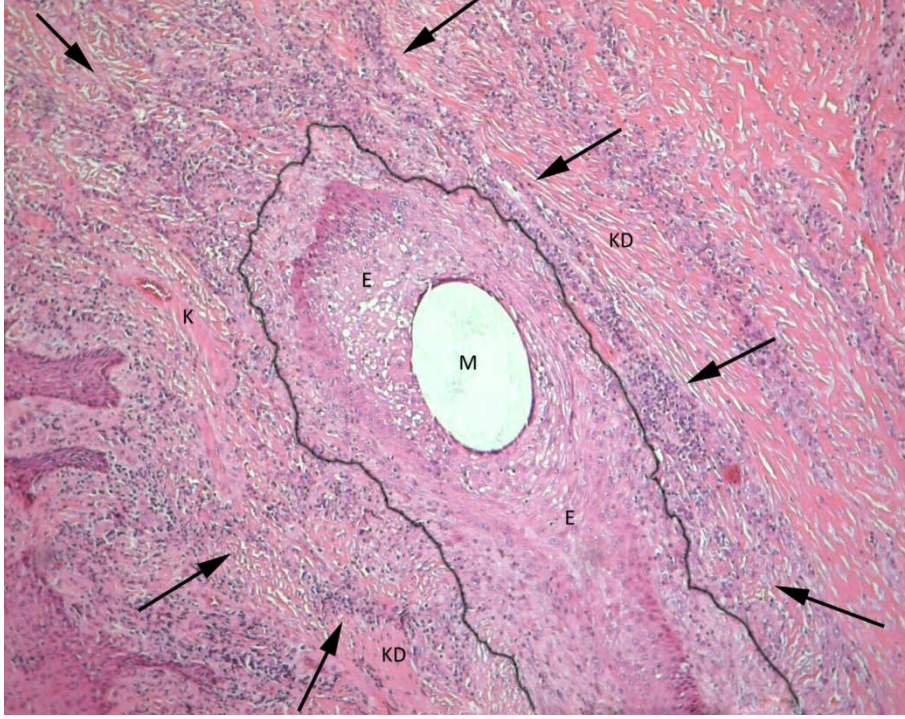


KD: kollajen lif demetleri, E: epitel, B: biyofilm, M: monosit, K: kapiller, F: fibrozis

Şekil 4-4 Vicryl grubuna ait bir örnek (H.E.) (x10)

Şekil 4-4'te Vicryl filamanları arasında biyofilm tabakası ve monositler görülmektedir. Bu kesitte sütür çevresinde fibrozis ve epitelyal kılıf belirgin, bağ dokusundaki hücre infiltrasyonu diğer örneklerle göre daha seyrek. Kapillerlerin içerisinde nötrofil bulunmaması ve soluk renkte boyanmış kollajen lif demetleri doku iyileşmesini göstermektedir.

4.4.2 Monocryl grubu

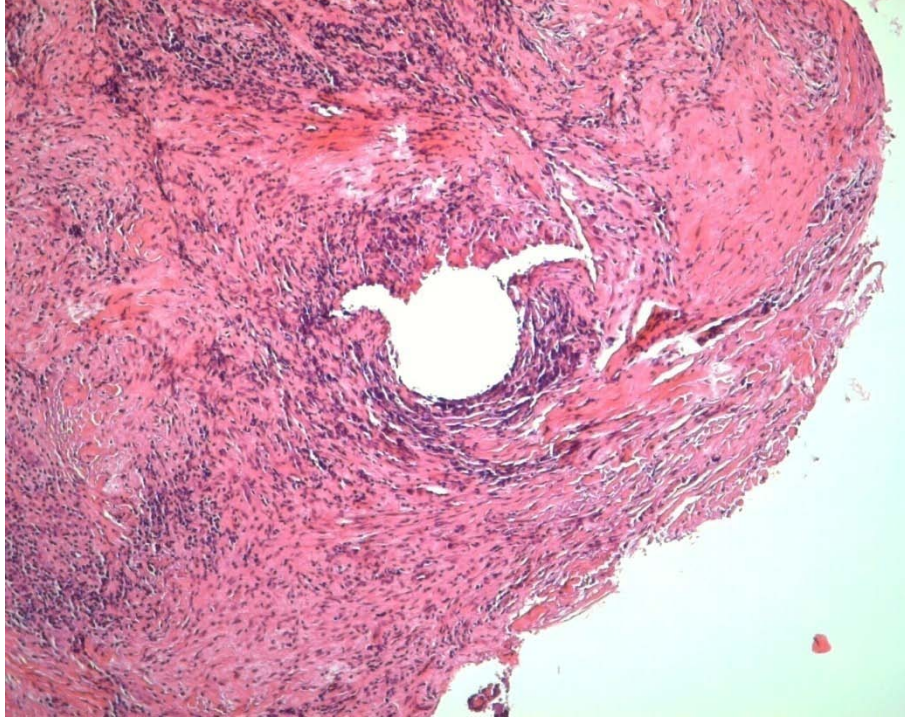


KD: kollajen lif demetleri, E: epitel, K: kapiller.

Şekil 4-5 Monocryl grubuna ait kesit (H.E.) (x10)

Monocryl grubuna ait kesitte geniş epitel tabakası ve bu tabakanın sütüre yakın kısımlarında ödem gözlemlendi. Enflamatuar hücre infiltrasyonunun oldukça az ve reaksiyon alanının kollajen lif demetleriyle enkapsüle olduğu bulguları (Şekil 4-5).

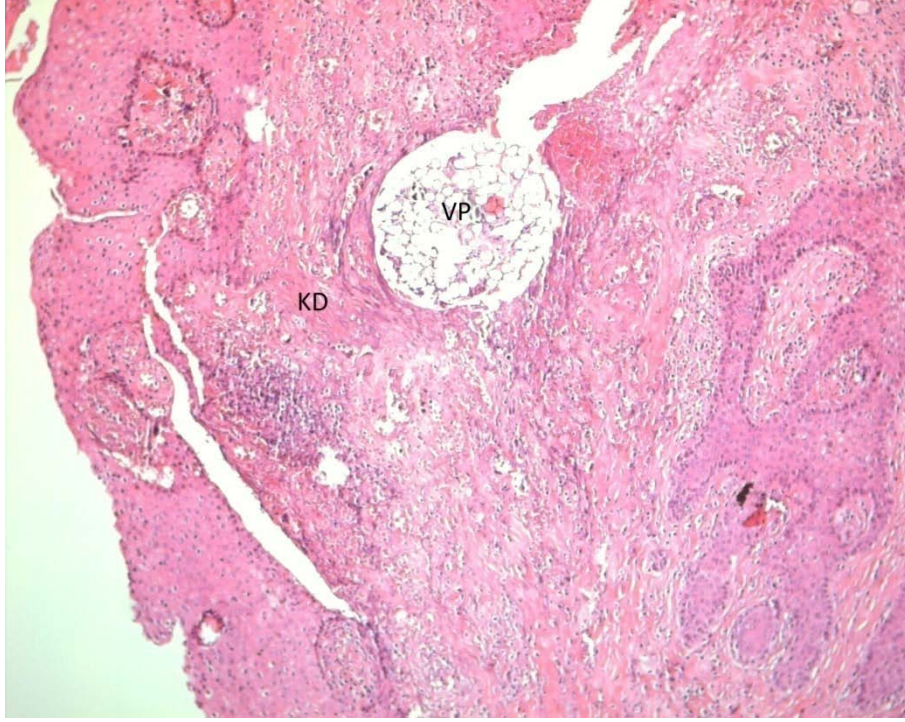
Monocryl grubuna ait bir diğer örnekte suture etrafında biyofilm olmadığı, epiteliyal kılıfın oluşmadığı, ancak suture çevreleyen bağ dokusunda dar bir alanda yoğun hücre infiltratı izlendi (Şekil 4-6).



Şekil 4-6 Monocryl grubuna ait kesit (H.E.) (x10)

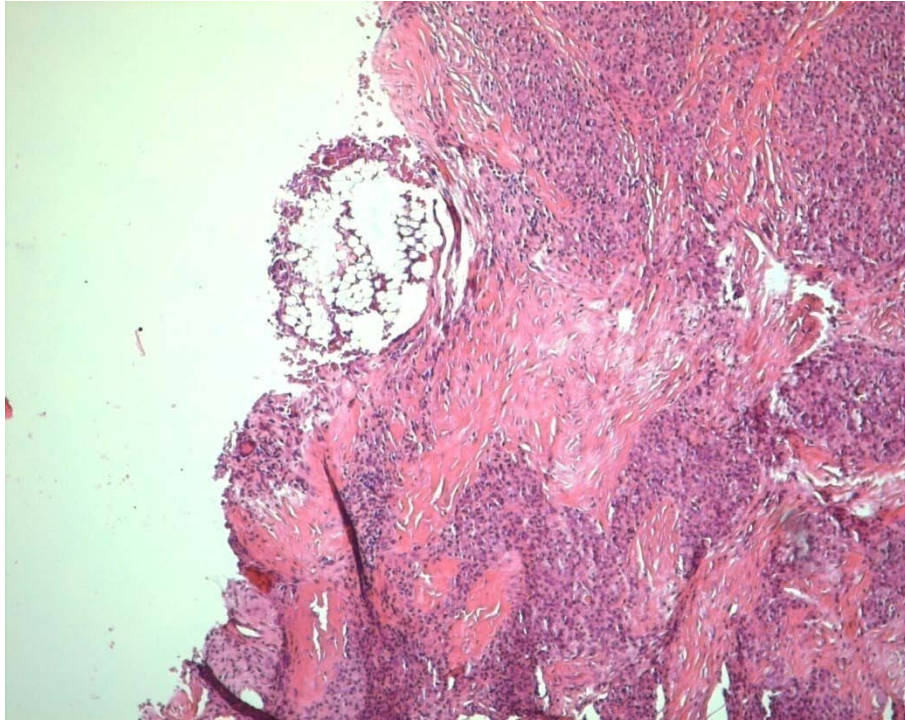
4.4.3 Vicryl plus grubu

Vicryl plus grubuna ait bir örnekte a kesitinde (Şekil 4-7) suture materyali etrafında epitel kılıfının oluşmadığı, bağ dokusunda ise enflamatuar hücre infiltrasyonunun çok az olduğu gözlemlendi. Aynı gruba ait bir diğer örneğin B kesitinde suture etrafında yoğun olgunlaşmış kollajen lif demetleri ve oldukça seyrek enflamatuar hücre gözlemlendi (Şekil 4-8).



KD: kollajen lif demetleri, VP: Vicryl Plus.

Şekil 4-7 Vicryl plus grubuna ait kesit (H.E.) (x10)



Şekil 4-8 Vicryl plus grubuna ait kesit (H.E.) (x10)

4.5 Doku cevabının histometrik değerlendirmesi

55 kesit histometrik olarak değerlendirildi.

Görüntü analiz yazılımıyla yapılan histometrik ölçümler incelenen kesit bölgeleri için ayrı ayrı değerlendirildi. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.5-1 ve 4.5-2'de özetlenmiştir.

4.5.1 A kesitlerine ait histometrik bulgular

A kesitlerinde sütür materyaline karşı gelişen enflamasyon alanının Vicryl grubunda en geniş, Vicryl Plus grubunda ise $0,57\pm0,48$ mm² ile en düşük seviyede olduğu bulguları ($p=0,03$) (Tablo 4.5-1).

Tablo 4.5-1 Sütür materyallerinin A kesitlerine ait histometrik ölçüm ortalamaları

	Vicryl	Monocryl	Vicryl Plus
Epitel Alanı	1,42±1,01	0,78±0,94	0,57±0,48
Epiteldeki enflamatuar hücre sayısı	0,625±1,77	8,56±25,67	0,6±1,34
Enflamasyon alanı	1,35±0,87	0,98±0,46	0,44±0,22
Enflamatuar hücre sayısı	665,75±370,32	800,27±548,12	416,8±294,58
Reaksiyon alanı	2,77±1,66	1,76±1,10	1,01±0,58
Toplam enflamatuar hücre sayısı	666,38±369,78	808,83±551,65	417,4±293,94

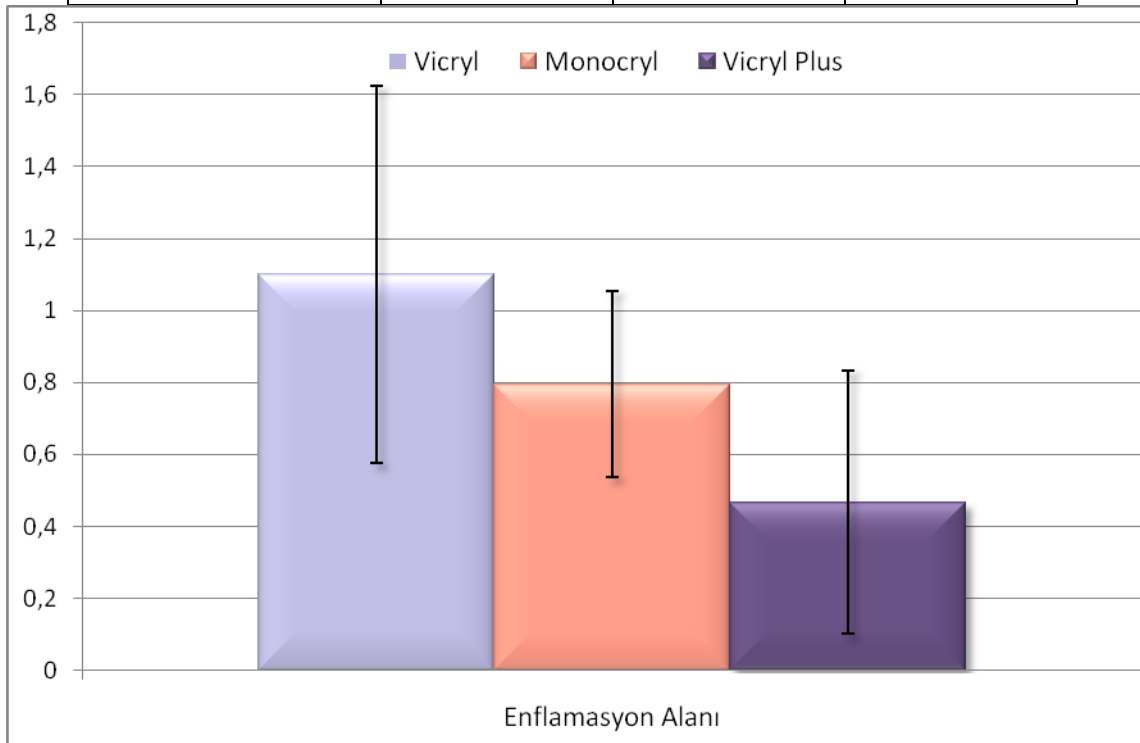
4.5.2 B kesitlerine ait histometrik bulgular

Sütür materyali etrafında gelişen epitel alanının Vicryl plus grubunda Monocryl grubuna oranla daha geniş olduğu gözlemlendi ($p=0,04$) (Tablo 4.5-2).

Enflamasyon alanı ise Vicryl plus grubunda en düşük, Vicryl grubunda ise en geniş olarak belirlendi ($p=0,03$) (Şekil 4-9).

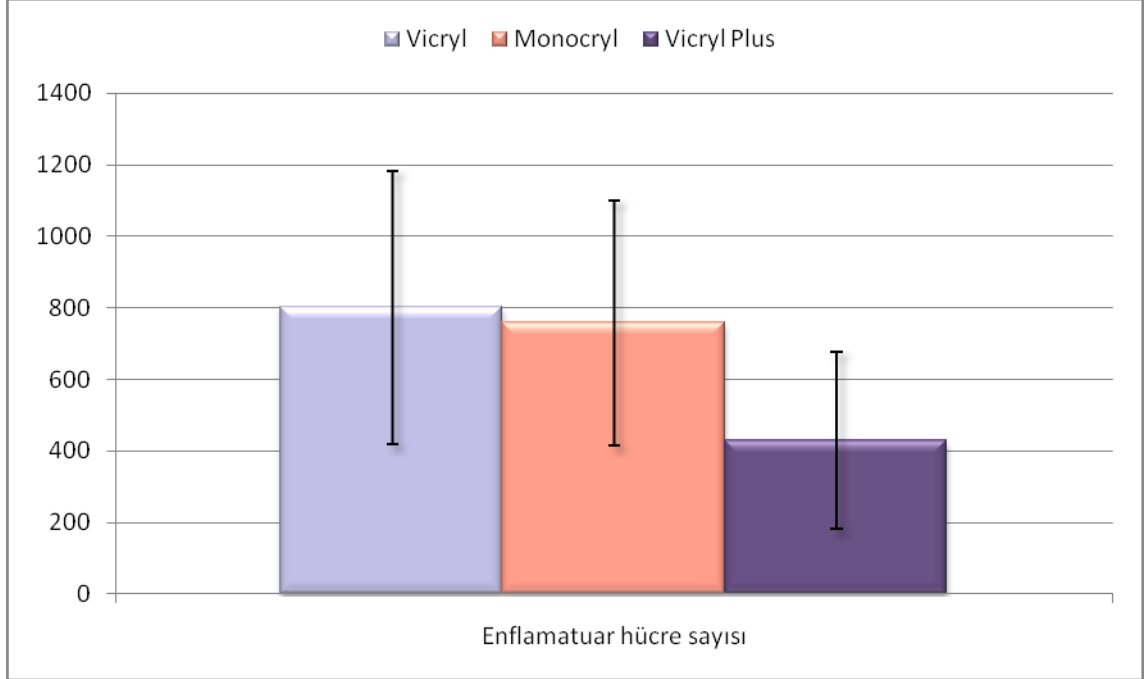
Tablo 4.5-2 Sütür materyallerinin B kesitlerine ait histometrik ölçüm ortalamaları

	Vicryl	Monocryl	Vicryl Plus
Epitel Alanı	0,60±0,63	0,22±0,42	0,97±1,24
Epiteldeki enflamatuar hücre sayısı	13,42±32,83	8,90±22,51	40,50±81,58
Enflamasyon alanı	1,10±0,52	0,80±0,26	0,47±0,37
Enflamatuar hücre sayısı	801,83±381,41	757,40±341,49	428,63±248,20
Reaksiyon alanı	1,70±0,96	1,01±0,57	1,44±1,30
Toplam enflamatuar hücre sayısı	815,25±400,75	766,30±348,22	469,13±261,32

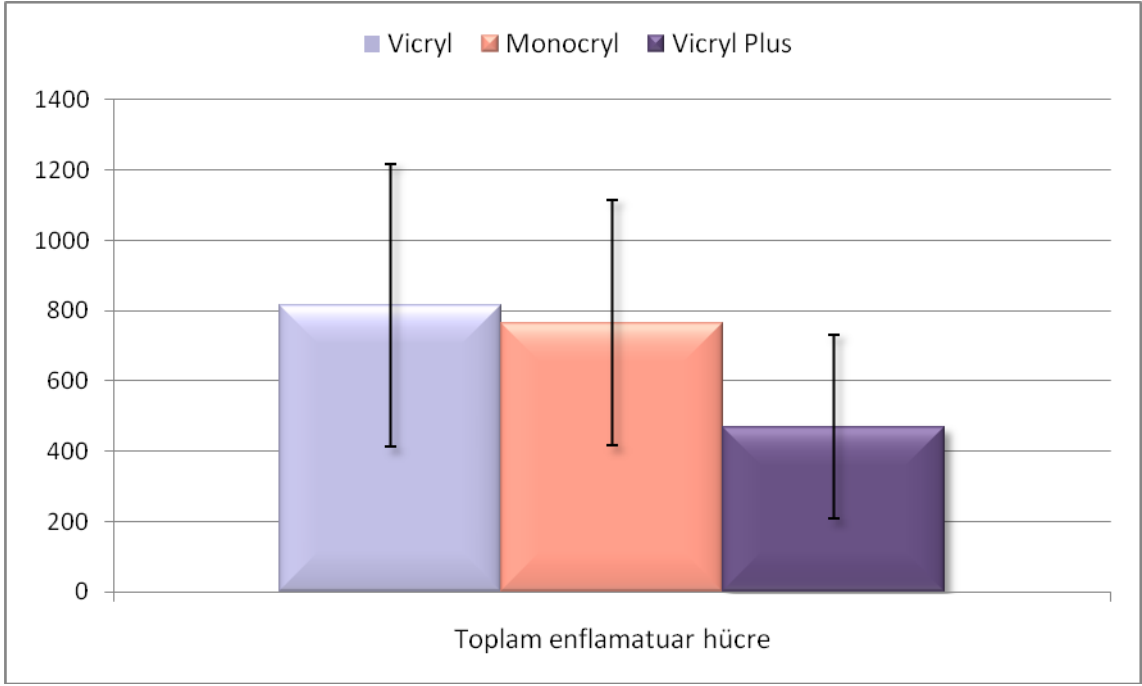


Şekil 4-9 B kesitlerinde sütür materyallerine cevaben gelişen enflamasyon alanı.

Benzer şekilde enflamasyon alanındaki ($p=0,02$) ve reaksiyon alanındaki ($p=0,04$) enflamatuar hücre sayılarının da Vicryl grubunda Vicryl plus'a oranla anlamlı seviyede yüksek olduğu bulundu (Şekil 4-10 ve Şekil 4-11).

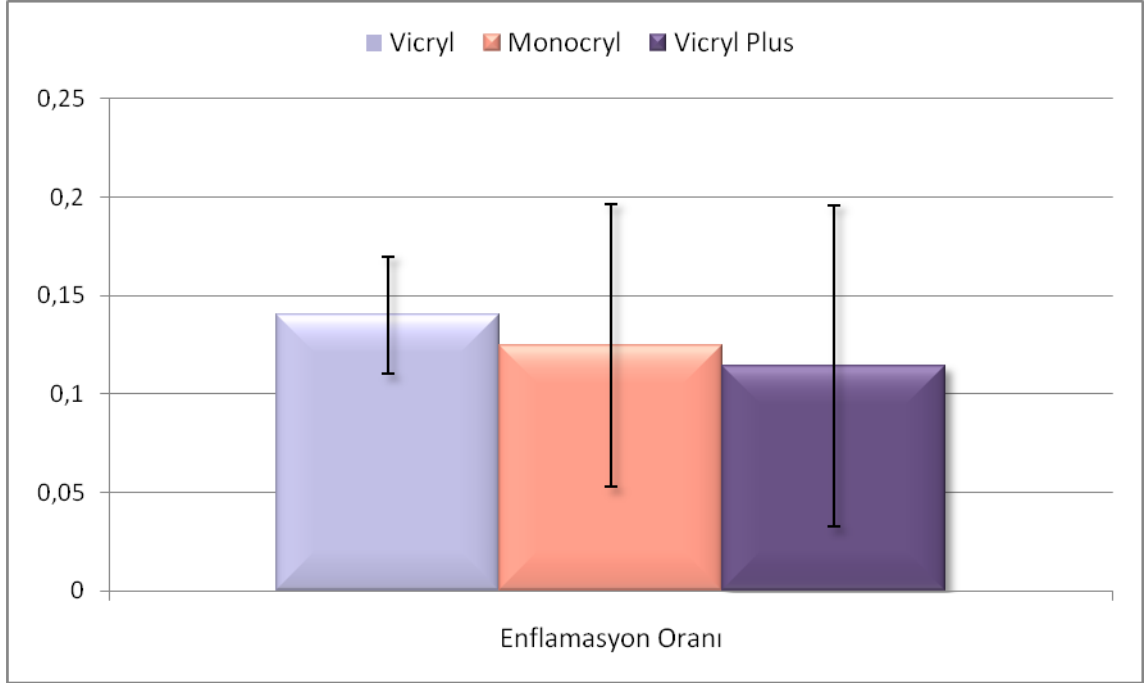


Şekil 4-10 B kesitlerinde enflamasyon alanındaki toplam enflamatuar hücre sayısı



Şekil 4-11 B kesitlerinde reaksiyon alanındaki toplam enflamatuar hücre ortalamaları

Enflamasyon alanı cm^2 'sine düşen hücre sayısını ifade eden enflamasyon oranı ölçümleri de Vicryl plus ve Vicryl materyalleri arasında farklılık göstermiştir ($p=0,035$) (Şekil 4-12).



Şekil 4-12 B kesitlerinde enflamasyon oranı ortalamaları

4.5.3 Hücre yoğunluğu

Değerlendirilen A ve B kesitlerinin hücre yoğunluğu skorları Tablo 4.5-3 ve Tablo 4.5-4'da sunulmuştur. A kesitlerinde plazma, lenfosit ve nötrofil skorları açısından gruplar arasında farklılık olmadığı bulgulandı.

Tablo 4.5-3 A kesitlerine ait hücre yoğunluğu skorları sayı ve yüzdeleri

	Hücre Yoğunluğu	Vicryl		Monocryl		Vicryl Plus		p
		N	N %	N	N %	N	N %	
Plazma	0	1	4	0		0		>0,05
	1	11	44	7	29,2	12	46,2	
	2	7	28	10	41,7	4	15,4	
	3	6	24	7	29,2	10	38,5	
Lenfosit	1	8	32	11	45,8	12	46,2	>0,05
	2	12	48	8	33,3	7	26,9	
	3	5	20	5	20,8	7	26,9	
Nötrofil	0	1	4	1	4,2	3	11,5	>0,05
	1	11	44	15	62,5	11	42,3	
	2	9	36	5	20,8	7	26,9	
	3	4	16	3	12,5	5	19,2	

Vicryl grubunda B kesitlerinde plazma hücrelerinin diğer sütür gruplarına göre daha yoğun olduğu bulguları (p=0,035).

Tablo 4.5-4 B kesitlerine ait hücre yoğunluğu skorları sayı ve yüzdeleri

	Hücre Yoğunluğu	Vicryl		Monocryl		Vicryl Plus		p
		N	N %	N	N %	N	N %	
Plazma	1	5	35,7	0		4	26,7	0,035
	2	1	7,1	6	50	2	13,3	
	3	8	57,1	6	50	9	60	
Lenfosit	1	4	28,6	4	33,3	6	40	>0,05
	2	6	42,9	4	33,3	3	20	
	3	4	28,6	4	33,3	6	40	
Nötrofil	0	1	7,1	0		1	6,7	>0,05
	1	5	35,7	4	33,3	4	26,7	
	2	5	35,7	3	25	5	33,3	
	3	3	21,4	5	41,7	5	33,3	

5 TARTIŞMA

Bir ameliyat ipliği, cerrahi sebepler yüzünden açılan veya kaza sonucu zarar gören vücut dokularını, yaranın iyileşmesini sağlayıncaya kadar birbirine yaklaştırmak, protezleri dokulara birleştirmek, kanamayı önlemek amacıyla kan damarlarını ve dokuları bağlamak için kullanılan doğal veya sentetik orijinli, steril cerrahi malzemedir (Zimmer, 1991; Gemci, 2004).

Yaralı bir dokuda ameliyat ipliği kullanmanın temel amacı; dokunun mekanik destek olmadan normal gerilim kuvvetlerine karşı koymaya yetecek mukavemete ulaşıncaya kadar, yara dudaklarını karşılıklı tutmaktır. Bu noktanın ötesinde ameliyat iplikleri faydalı bir amaca hizmet etmez ve tahriş ve enfeksiyon kaynağı olarak görev yapar (Zimmer, 1991; Gemci, 2004).

Yarayı tutan bir ameliyat ipliğindeki bozunuma rağmen, cerrahi müdahalenin ilk anı ile yaranın tamamen iyileştiği zamana kadar geçen süre içinde herhangi bir anda, ipliğin ve dokunun toplam dayanıklılığı, en azından sağlam dokunun mukavemetine eşit olmalıdır. Ameliyat ipliğinin biyolojik ortamdaki bozunum zamanı, dokunun iyileşmiş haldeki dayanıklılığını kazanmasını sağlamaya yetecek kadar uzun olmalıdır (Gemci,2004). Ameliyat ipliği eğer çok zayıfsa, iyileşmeyi sağlayacak süre kadar dokuyu tutamaz, eğer çok güçlüyse dokuyu bir uçtan diğer uca kesebilir (Browning, 1984).

Uygun dikiş ipliğinin seçilebilmesi için yara iyileşmesi sırasındaki hücresel, fizyolojik ve biyokimyasal olayları içeren dinamik süreç ve bunu etkileyen faktörlerle birlikte ameliyat ipliklerinin yapısal özellikleri iyi bilinmelidir.

Çalışmamızda klinikte ağız mukozasındaki insizyonları kapatmada sık kullanılan dikiş materyallerine karşı gelişen doku reaksiyonunu karşılaştırmak amacıyla birbirinden farklı özelliklere sahip olan materyaller tercih edilmiştir. Bu amaçla absorbe olan sentetik materyallerden, multifilaman Poliglaktin 910 (vicryl), antibakteriyel bir madde olan triklosanla kaplanmış absorbe olabilen multifilaman Poliglaktin 910 (vicryl plus), absorbe olabilen ve Poliglekapron 25 maddesi içeren monofilaman monocryl tercih edilmiştir.

Ağız mukozasında yeterli düğüm güvenliği sağlamadığı, sert yapısından dolayı mekanik travma ile irritasyona neden olabileceğini düşündüğümüz için (Kurt, 2003) çalışmamızda naylon esaslı bir materyal tercih edilmemiştir. Ayrıca literatürde yapılan hayvan ve insan çalışmalarında ipek dikiş materyalinin bu çalışmada kullanılan ipliklere göre daha fazla enflamatuvar cevap oluşturduğu bilindiği için çalışmamızda kullanılmamıştır (Rached, 1991; Selvig, 1998; Leknes, 2005; Kulkarni, 2007).

Çalışmamızda kullanılan tüm sütün materyalleri 5-0 iplikten seçildi ve iğnesi 3/8 şekilli, 16 mm uzunlukta ve ters kesici uca sahipti. Bu tip iğne ve dikiş ipliği periodontal cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır. Burkhardt ve ark. (2008) 'nın yapmış olduğu çalışmada 3-0 sütürlere kuvvet uygulandığında dokuda yırtılma oranı yüksekken, iplik incelendiğinde dikiş ipliğinin kendisinde kopma olduğu bulunmuştur. 5-0 ve 6-0 dikiş ipliklerinde doku yırtılması ve dikiş kopması sonuçları benzer bulunurken, dikiş iğnesinin şeklinin bu iki grupta sonucu etkilemediği gösterilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre araştırmacılar, periodontal cerrahide 5-0 ve 6-0 dikiş materyallerinin kullanımını önerirken, iğne boyutunun ve şeklinin seçiminin hekim tarafından çalışılacak dokuya göre kararlaştırılması gerektiğini belirtmişlerdir (Burhardt, 2008). Bu çalışmanın sonucuna göre dokunun işlem sırasında ve sonrasındaki iyileşme döneminde yırtılması hekimin duruma uygun daha ince bir sütün materyali kullanmasıyla önlenebilir olduğu sonucuna varılabilir. Bizim kullandığımız dikiş materyalleri ve iğneleri, dokuya minimal hasar verecek ve iyileşme sırasında gerilme direncine karşı koyacak özellikteydi. Çalışmamızdaki 45 dikişten sadece ikisi 7. günde düşmüştü. Beş dikişte ise dokuda tek taraflı yırtılma meydana gelmişti. Bunun nedeni, işlem sonrasında dokuda oluşan ödem olabileceği gibi hastaya bağlı faktörler de bu sonuca etki etmiş olabilir.

Klinik olarak monocryl sütün doku içerisinde daha kaygan olduğu gözlemlendi. Vicryl ve vicryl plus dikiş materyalleri arasında bir fark bulunamadı. İstatistiksel olarak üç sütün de kayganlık kapasiteleri birbirlerine yakındı. Storch ve ark. (2002) 'nın domuzlar üzerinde yapmış olduğu çalışmada da vicryl ve vicryl plus sütün karşılaştırılmış, cerrahların yapmış olduğu değerlendirmeler sonucunda doku içerisinde geçiş sırasındaki kayganlık

açısından aralarında istatistiksel bir fark olmadığı bulgulanmıştır. Aynı çalışmada bu iki sûtür arasında düğüm güvenliği açısından da fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda da vicryl ve vicryl plus dikişler arasında fark bulunmazken, monocryl sûtür materyalinin düğüm güvenliği diğer sûtürlerden daha kötü bulunmuştur.

Multifilaman sûtürlerin düğüm güvenliği daha fazladır, bunun mono ve multifilaman sûtürler arasındaki sürtünme değerleri farklılığından kaynaklandığı bildirilmiştir. Doku içerisinde kayganlığı fazla olan monofilaman sûtürlerin bu kayganlıkları düğüm güvenliklerini olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle cerrahların monofilaman sûtür kullanımı sırasında daha kalın sûtür seçimi veya daha fazla sayıda düğüm atmaları önerilmektedir, bununla beraber iplik kalınlığı ve/veya düğüm sayısının artırılmasının mikroorganizmaların kolonizasyonuna ve enflamatuar reaksiyon alanının genişlemesine neden olduğu bildirilmiştir (Chu, 1997).

Materyallerden alınan biyopsi örneklerinin zamanlaması çeşitli çalışmalarda farklılıklar göstermektedir (Racey, 1978; Rached, 1991). Çalışmamızda kullanılan dikişlerin özellikle insan ağız mukozasında kaldığı süre boyunca dokuda gelişen reaksiyonlar gözlenmek istendiği için biyopsi örnekleri rutin periodontal cerrahi işlemler için önerilen 7. günde alınmıştır.

Çalışmamızda biyopsi örneklerinin alındığı günler Sortino ve ark. (2008)'nin yaptığı çalışmadaki günlerle benzerlik göstermektedir.

Rached ve ark., (1991) periodontal cerrahide kullanılan 4 farklı dikiş materyaline karşı gelişen doku reaksiyonlarını gözlemek amacıyla dişetine atılan dikişlerden 3., 7. ve 14. günlerde biyopsi yapmışlardır. Çalışmamızda tercih edilen 7 gün bu çalışmadaki günlerle de benzerlik göstermektedir.

Setzen ve Williams, (1996) tavşanlar üzerine subkütanöz olarak yerleştirilen, absorbe olan ve olmayan dikişlere karşı gelişen reaksiyonlara 30, 60 ve 120 gün sonra bakmışlardır. Sonuç olarak prolen, surgilen ve politetrafloroetilende az derecede reaksiyon olduğunu gözlemişlerdir. Setzen ve Williams yapmış oldukları çalışmada materyallere karşı gelişen reaksiyonları uzun dönemde değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda ağız mukozasında dikişler

genellikle 7 gün gibi kısa bir sürede alındığı için biyopsi günümüz bir hafta olarak seçilmiştir.

Ribeiro ve ark. (2005) monofilaman yapıda olan naylon ve Poliglekapron 25 esaslı materyallere karşı gelişen doku reaksiyonunu histopatolojik ve klinik olarak karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında postoperatif 7., 14., 21. ve 28. günlerde doku reaksiyonunu ratların uyluk bölgesindeki deri üzerinde klinik ve histopatolojik olarak incelemiştir. Postoperatif dönemde klinik olarak materyaller arasında herhangi bir farklılık görmemiş olmalarına rağmen histopatolojik olarak poliglekapron 25 maddesi içeren materyalin naylona göre doku reaksiyonunu daha da arttırdığı sonucuna varmışlardır (İnal, 2007). İnal (2007)'in yapmış olduğu çalışmada ise klinik ve histopatolojik olarak Poliglekapron 25 maddesi içeren monocryle karşı gelişen doku reaksiyonunun 7. ve 14. günlerde oldukça az olduğu ve 21. günde hiç olmadığı gözlenmiştir.

Bu farklılık çalışmalarda karşılaştırılan suture materyallerinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Naylon absorbe olmaması ve monofilaman özelliğiyle dokuda en az reaksiyona neden olan suture materyalidir. Poliglekapron 25 ise absorbe olan suture materyalleri arasında monofilaman ve sentetik olması nedeniyle oldukça sınırlı bir alanda hafif reaksiyona neden olmaktadır. Bizim çalışmamızda da oral mukozada yapılan değerlendirme sonuçlarına göre monocryl suture dokuda oluşturduğu reaksiyon hafif düzeydeydi.

Racey ve ark. (1978) insan ağız mukozasında absorbe olan sentetik materyallerden vicryl, ipek ve katgütü karşılaştırmıştır. Dikişlerin uygulanmasının ardından 7 gün sonra meydana gelen doku reaksiyonunu klinik ve histopatolojik olarak az, orta ve ileri derece olarak nitelendirmişlerdir. Klinik olarak 7 gün sonra vicryl ve ipekte orta derecede enflamatuar reaksiyon meydana gelirken, katgütün 7 günden önce absorbe olduğu, olmayıp kalanların ise ileri derecede enflamatuar reaksiyon gösterdiği kaydedilmiştir. Histopatolojik olarak ise 7. günde vicryl, ipekten ve absorbe olmayıp kalan katgüt dikişlerden daha az enflamatuar reaksiyon göstermiştir (İnal, 2007).

İnal (2007)'ın rat oral mukozası üzerinde yapmış olduğu çalışmada 7. günde histopatolojik olarak vicryl rapid ve katgütün ortadan kalktığı, ancak enflamatuar reaksiyonun vicryl rapidde fazla, katgüt ve ipekte daha az şiddette olduğu tespit edilmiştir. Çalışmada vicryl rapidde meydana gelen enflamatuar reaksiyonun Racey ve ark. (1978) 'nın çalışmalarında kullandığı vicrylden daha fazla olduğu gözlenmiştir. Vicryl rapidin standart vicrylden daha çabuk absorbe olmasının reaksiyon şiddetiyle bağlantılı olabileceği, dolayısıyla daha çabuk absorbe olan materyalin meydana getireceği doku reaksiyonunun da buna bağlı olarak daha fazla olabileceği düşünülmüştür (İnal, 2007). Bizim çalışmamızda kullanılan dikiş ipliklerine karşı gelişen enflamasyon alanı, hem A hem B kesitlerinde vicryl plusta en azken, vicrylde en fazla çıkmıştır. Enflamatuar hücre sayıları da bu verilerle paralellik göstermiştir. Vicryl plusa karşı gelişen enflamasyonun, vicryle göre daha az olması, triklosanın antibakteriyel etkinliğine bağlı olabileceği gibi, antiinflamatuvar etkisine de bağlı olabilir. Kjarheim ve ark. (1995) 'nın insanlar üzerinde yaptığı çalışmada, intradermal histamin uygulanması sonrası triklosan kullanılmasının vasküler cevabı azalttığı gösterilmiştir. Bu sonuç, Waaler ve ark. (1993) ve Barvoll ve Rølla (1994) 'nın yaptığı çalışmalara benzer olarak triklosanın antiinflamatuvar etkisinin olduğunu desteklemektedir (Kjarheim, 1995). Ancak triklosanın etkisi başlayan bir enflamasyonu durdurmak şeklindedir, koruyucu özelliği yoktur (Kjarheim, 1995).

Literatürde dikiş materyallerine karşı gelişen reaksiyonlar üzerinde yapılan çalışmalar, uygulama kolaylığı sağlanması açısından ciltte tercih edilmiştir. Yaltırık ve ark. (2003)'nın 32 adet ratın sırt derisi üzerinde yaptıkları çalışmada 1., 3., 5. ve 7. günlerde 4 adet dikiş materyaline karşı gelişen reaksiyonları histopatolojik olarak karşılaştırılmış ve katgüt, ipek, vicryl, poliprolen arasından vicrylin erken iyileşme döneminde az derecede reaksiyon gösterdiği kaydedilmiştir. Çalışmamızda vicryl plusa karşı gelişen reaksiyon, monofilaman yapıdaki monocryle benzer bulunmuştur.

Enflamatuar reaksiyona bağlı olarak meydana gelen ödem de yara iyileşmesi açısından önem arz etmektedir. Herhangi bir cerrahi işlem sonrası ilk 48 saat içinde ödem gözlenmesi olağan bir durumdur. Ödem gözlendiği durumlarda, dikişlerin üzerlerindeki baskıdan dolayı gerildiği ve yaranın

açılmasına kadar gidebilecek ciddi komplikasyonlar geliştiği bildirilmektedir. Materyalin cinsi de akut dönemde oluşabilecek ödem miktarında değişikliklere neden olabilmektedir (Peterson, 2003). İnal (2007)'ın yaptığı çalışmada klinik olarak erken dönemde en fazla katgütte ödem oluşmuştur. Ödemin diğer materyallerden fazla olması hayvan kaynaklı bir materyal olmasıyla ilişkili olabilir. Bu durum proteolitik enzimlerle materyalin ortadan kaldırılmasıyla ve materyalin hayvan kaynaklı olması nedeniyle enflamatuvar reaksiyonun daha şiddetli oranda meydana gelmesiyle açıklanmıştır (İnal, 2007). İpek grubunda ise ödem normal düzeyde olmuştur. Monocryl ve vicryl rapid, sentetik esaslı materyallerden olup hidroliz yoluyla yok olurlar. Dokuda herhangi bir yabancı cisim reaksiyonu oluşturmazlar (Kurt, 2000). İnal (2007) 'ın yaptığı çalışmada vicryl rapidde daha az ödem gözlenmesi monocryle göre daha hızlı absorbe olmasından kaynaklanıyor olabilir. Araştırmacı, glikolik asit ve laktik asitin kopolimeri olan poliglaktin 910 maddesi içeren vicryl rapidde erken dönemde ödemin minimum olmasının ve içeriğinin cilt altı dokularda da herhangi bir olumsuz reaksiyon yaratmamasının, dokuyla daha uyumlu olduğu düşüncesini belirtmiş ve klinik açıdan ağız mukozasında avantajlı olabileceğini bildirmiştir (İnal, 2007). Bizim çalışmamızda kullanılan vicryl, vicryl plus ve monocrylde dikişler yerleştirildikten sonra hastalarımız herhangi antiseptik bir gargara ya da antibiyotik kullanmamalarına rağmen dikiş bölgelerinde enfeksiyon ve/veya aşırı şişlik meydana gelmemiştir.

Peterson tarafından yara iyileşmesi sırasında görülen ödemin en fazla ilk 48 saatte gözlenebileceği belirtilmiştir (Peterson, 2003). Ancak hastalardan alınan anamnezlerden de akut dönemde ödem oluşmadığı anlaşıldı. Düşen dikişlerde materyaller arasında istatistiksel bir fark olmaması ve hastalardan alınan anamnezlerde ödem hikâyesi olmaması nedeniyle, dikişlerin düşme sebeplerinin lokasyonlarına bağlı olabileceği düşünüldü. Atan ya da dokudan ayrılan dikişlerin yedisinden altısı anterior diş bölgesindeydi. Kesici dişler bölgesinde konumlanmaları nedeniyle sert bir materyalin ısırılması sırasında oluşan travma ya da dişlerde oluşan mobilite sonucu kayıp ve yırtılmaların meydana gelmiş olabileceği düşünüldü.

Yaşla birlikte doku iyileşmesi hızı azalmaktadır, çünkü ileri yaşta doku elastikiyeti ve kan akımı azalır (Carranza,2002). Bizim çalışmamızda hastalarımızın yaşı 18-83 arasında değişmekteydi ve ortalama $56,3 \pm 15,64$ idi. Ancak yine de işlem sonrasında hiçbir hastada enfeksiyon ve/veya aşırı enflamasyon meydana gelmediği gibi yara iyileşmesinde de herhangi bir olumsuzluk klinik olarak gözlenmedi. Bunun bir nedeni de hastalarımızda yara iyileşmesini etkileyebilecek sistemik hastalıkların bulunmamasıydı.

Triklosanın insan hücrelerine etkileri tartışmalı bir konudur. Zuckerbraun (1998)'un insan gingival epitel hücrelerinde yapmış olduğu in vitro çalışmada triklosanın indüklediği hücre ölümünün apoptozisle gerçekleştiği gösterilmiştir. Ancak sitotoksiteleri karşılaştırıldığında, triklosanın sanguinarin klorid ve klorheksidin diglukonattan daha az toksik olduğu sonucuna varılmıştır.

Literatürde dikiş materyallerine karşı gelişen reaksiyonlar üzerinde yapılan çalışmalar, uygulama kolaylığı sağlanması açısından ciltte tercih edilmiştir. Yaltırık ve ark. (2003) 32 adet ratın sırt derisi üzerinde yaptıkları çalışmada 1., 3., 5. ve 7. günlerde 4 adet dikiş materyaline karşı gelişen reaksiyonları histopatolojik olarak karşılaştırmışlar ve katgüt, ipek, vicryl, poliprolen arasından vicrylin erken iyileşme döneminde az derecede reaksiyon gösterdiğini kaydetmişlerdir. Filho ve ark. (2002)'nin ratlar üzerinde yapmış olduğu çalışmada da poliglekapron 25 sütür materyali 48. saatte poliglaktin 910 sütür materyaline benzer biyolojik cevap göstermiş olmakla birlikte daha az enflamatuar cevaba neden olmuştur (İnal, 2007). İlk günlerde ortaya çıkan daha yoğun enflamatuar cevabın nedeni cerrahi sırasında oluşan travmaya da bağlı olabilir. Ancak poliglekapron 25 dikiş materyalinin kimyasal kompozisyonu ve monofilaman yapısı daha biyouyumlu olmasını sağlamış olabilir. Çalışmamızda değerlendirmeler insan oral mukozasında 7. günde yapılmıştır. Vicryl plusa karşı gelişen reaksiyon, monofilaman yapıdaki monocryle benzer bulunurken vicryl en fazla reaksiyona neden olmuştur.

İnal (2007) 'ın yaptığı çalışmada yedinci ve 14. günlerde enflamatuar reaksiyonun en az görüldüğü materyalin monocryl olması materyalin Poliglekapron 25 maddesi içermesi ve monofilaman yapıda olmasına

bağlanmıştır. Vicryl rapide, monocryle göre daha yüksek oranda enflamatuar reaksiyon görülmesi poliglaktin 910 maddesi içermesinden dolayı ya da yapısının multifilaman olmasından kaynaklanabilir. Bizim çalışmamızda vicryl ve monocryle karşı gelişen cevap benzer bulunmuştur. Çalışma sonuçlarımızın İnal'ın sonuçlarından farklı olması anılan çalışmada tercih edilen Vicryl rapidin, bizim çalışmamızda kullanılan coated vicryle göre daha hızlı rezorbe olmasından ve bunun da oluşan doku cevabını arttırmış olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Bizim çalışmamızda vicryl plusa karşı gelişen cevap monocryle karşı gelişen cevaptan daha az bulunmuştur. Vicryl plusın multifilaman olmasına rağmen oluşturduğu enflamatuar reaksiyonun, monofilaman yapıdaki monocryle benzer hatta daha iyi bulunması, triklosanın olumlu etkisi olarak yorumlanabilir. Triklosanın bakterilerin sütür lifleri arasında çoğalmalarına engel olarak, dokuda uzamış enflamasyonu engellediği söylenebilir.

Her sütür materyali, dokuda belirli bir yabancı cisim reaksiyonuna neden olur. Oluşan bu reaksiyon, kullanılan ipliğin özelliğine göre değişkenlik gösterir. Biyolojik kaynaklı eriyebilen malzemeler doku enzimleri tarafından aşamalı olarak sindirilirken, sentetik malzemeler doku sıvıları içerisinde hidrolize olurlar. Erimeyen dikiş iplikleri ise çıkarılana kadar enkapsüle olurlar ve fibroblastlar tarafından çevrelenirler.

Eriyebilen dikişler absorbe olana kadar dokuda irritasyona neden olurlar. Bu reaksiyonun süresi ve derecesi materyalin cinsine göre değişkenlik gösterir. 7-10 günde absorbe olan poliglaktin 910, 3 günde biten hafif bir enflamasyona neden olur (Selvig, 1998). İpeğe karşı gelişen enflamatuar cevap ise diğer materyallere göre daha fazladır (Abi Rached, 1991). Polyester sütürlerin hafif bir doku reaksiyonu gösterdiği ve yüzeysel dikişlerde mükemmel sonuç verdikleri bildirilmektedir (Abi Rached, 1991). Perlon ve polyester arasında ise belirgin bir fark bulunmamaktadır. Perlon kendisine yakın dokuda daha fazla akut reaksiyon oluştururken, uzak bağ dokusundaki cevabı polyesterden farklı değildir (Abi Rached, 1991).

Çalışmamızda kullanılan ipliklerin üçü de sentetiktir ve absorbe olan özelliktedir. Böylece, oluşturacakları doku cevabında materyalin hammaddesi ve triklosanın önemi artmaktadır.

Dikiş malzemelerinin mono ya da multifilaman olmaları da oluşturdukları doku reaksiyonunu etkiler. Multifilaman dikişlerin kullanımı kolaydır ve düğümleme özellikleri iyidir ancak bakteriyel kolonizasyona açıktırlar (Selvig, 1998). Monofilaman sütürler tek iplikten oluşurlar. Farklı dikiş ipliklerine karşı oluşan doku reaksiyonları karşılaştırıldığında, monofilaman sütürlerin multifilaman olanlara göre daha az enflamatuvar reaksiyona neden olduğu görülmüştür (Lilly, 1969). Yapılan çalışmalarda sistemik antibiyotik uygulamalarının bu reaksiyonları etkilemediği gösterilmiştir (Leknes, 2005; Lilly, 1968). Ancak bakterilerin sütürle doku arasına girdiği de bir gerçektir, bu durum özellikle multifilaman sütürlerde daha belirgindir (Selvig, 1998). Ayrıca multifilaman sütürlerde monofilaman sütürlerde olmayan 'kapiller aktivite' mevcuttur. Kapiller aktivite, multifilaman sütürlerin dar tübüler içyapıları yoluyla sıvıların ve dolayısıyla bakterilerin taşınması olarak tarif edilebilir. (Geiger, 2005). Bizim çalışmamızda multifilaman olmasına rağmen vicryl plusa karşı gelişen doku reaksiyonu monocryle benzer bulunmuştur.

Elek ve Conen (1957)'in insanlarda yaptığı çalışmada, gönüllülerin önkol ve uyluklarına *Staphylococcus pyogenes* intradermal ve subkutanöz olarak enjekte edilmiştir. Sütür materyali olmadan yumuşak doku absesi gelişmesi için gerekli bakteri miktarı 10^6 ve 10^7 iken, sütür varlığında bu miktarın 10^2 olduğu gösterilmiştir.

Bakterilerin dikiş ipliği üzerinde kolonize olmasını ve doku içerisinde çoğalmasını önlemek için çeşitli yöntemler üzerinde çalışılmıştır. Bu amaçla iplikler geniş spektrumlu antimikrobiyal olan triklosanla kaplanmıştır. Triklosanın, metisilin dirençli bakterilerin oluşturduğu topikal enfeksiyonlarda etkinliği gösterilmiştir (Webster, 1994). Rothenburger ve ark.(2002)'nin yaptığı çalışmada triklosanla kaplı poliglaktin 910 sütürün *S. aureus* ve *S. epidermitisin* in vitro kolonizasyonunu önlediği gösterilmiştir. Ayrıca, in vivo bir çalışmada ise *S. aureus*'a maruz bırakılan triklosanla kaplı poliglaktin 910 sütürün bakteri

kolonizasyonunu önlediği gösterilmiştir (Storch, 2004). Triklosanla kaplı poliglekapon 25 sütün de in vitro olarak *S. aureus*, MRSA, MRSE, *S. epidermidis* ve *K. pneumonia* kolonizasyonunu azalttığı ya da önlediği bildirilmiştir (Ming, 2007).

Bizim alışmamızda mikrobiyolojik inceleme yapılmadı, ancak elde ettiğimiz sonuçlara göre vicryl plusa karşı gelişen doku cevabı vicryle göre daha az bulundu. Bu sonuç vicryl plustaki triklosanın antiinflamatuvar etkinliğine bağlı olabileceği gibi, antibakteriyel etkinliği sayesinde de olmuş olabilir. Sütün etrafında bakteri birikimi azaldığı zaman dokuda enflamatuvar cevap daha az olacağı düşünölmektedir. Antibakteriyel dikiş materyali arayışı da bu sebepten doğmuştur (Zhukovsky, 2008).

Çalışmamız sonuçlarına göre test edilen sütün materyallerinin ücü de klinik olarak yara iyileşmesine herhangi bir olumsuz etkide bulunmamıştır. İçerdiği triklosan sayesinde oral dokularda daha az enflamatuvar reaksiyona neden olan vicryl plus, sütünlerin ağız içerisinde uzun süre kalmasının istendiği periodontal plastik cerrahi, implant cerrahisi ve yönlendirilmiş doku ve kemik rejenerasyonları işlemlerinde ayrıca, cerrahide diabetli, immünsüprese tedavi gören ya da beslenme bozukluğuna bağlı olarak iyileşme güçlüğü görölebilecek bireylerin tedavilerinde tercih edilebilir.

6 SONUÇLAR VE ÖNERİLER:

Vicryl, vicryl plus ve monocryl sütür materyallerinin klinik olarak kullanım özelliklerinin ve histopatolojik olarak dokuda oluşturdukları cevabın değerlendirildiği çalışmamızın sonuçlarına göre:

- 1- Klinik olarak 7. günde Monocryldeki sütür gevşekliği diğer materyallere göre anlamlı olarak az bulundu. Vicryl ve Vicryl plus gruplarında ise doku genişliğinin azaldığı ve sütür gevşekliğinin arttığı bulundu.
- 2- İstatiksel olarak fark bulunmamakla beraber Monocryl sütürün doku içerisinden daha rahat geçtiği gözlendi.
- 3- Düğüm güvenliği açısından Vicryl ve Vicryl Plus dikiş materyalleri oldukça iyi bulunurken, Monocrylin daha düşük düğüm güvenirliliğine sahip olduğu bulgulandı.
- 4- Yapılan histopatolojik değerlendirmeler sonucunda Vicryl plusın en az enflamatuar cevap oluşturduğu ancak Monocrylle arasında istatistik olarak bir fark bulunamadığı gözlendi,
- 5- Vicryl grubunda, kesitlerin çoğunda sütür çevresinde biyofilm tabakası mevcuttu ve dokuda oluşturduğu enflamatuar cevap diğer materyallere göre istatiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.
- 6- Histometrik değerlendirmeler sonucunda sütür etrafındaki epitel alanının genişliği Vicrylde en fazla iken, Vicryl plusta en az bulundu.

- 7- Enflamasyon ve reaksiyon alanındaki enflamatuar hücre sayılarının Vicryl grubunda Vicryl plus'a oranla anlamlı seviyede yüksek olduğu bulgulanıldı.
- 8- Klinik ve histopatolojik değerlendirmelerimize göre üç sütün materyalinin de oral cerrahide güvenle kullanılabilir özellikte olduğu sonucuna varıldı.
- 9- Oral cerrahide diabetli, immünsüprese tedavi gören ya da beslenme bozukluğuna bağlı olarak iyileşme güçlüğü görülebilecek hastalarda triklosanla kaplı dikiş materyali kullanımı tercih edilebilir.
- 10- İçerdiği triklosan sayesinde oral dokularda daha az enflamatuar reaksiyona neden olan Vicryl plus, sütünlerin ağız içerisinde uzun süre kalmasının istendiği periodontal plastik cerrahi, implant cerrahisi ve yönlendirilmiş doku ve kemik rejenerasyonları işlemlerinde tercih edilebilir.
- 11- Daha fazla sayıda birey içeren ve daha erken ve geç dönem enflamasyon bulgularının ve mikrobiyolojik değerlendirmelerin yapılacağı ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

7 KAYNAKLAR

ABI RACHED, R.S.G., TOLEDO, B.E.C., OKAMOTO ,T., MARCANTONIO JÚNIOR, E., SAMPAIO, J.E., ORRICO, S.R., MARCANTONIO, R.A. (1991). Reaction of human gingival tissue to different suture materials used in periodontal surgery. *Braz. Dent. J.* 2:103

BARBOLT, T.A. (2002). Chemistry and safety of triclosan, and its use as an antimicrobial coating on Coated Vicryl Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan). *Surg. Infect. (Larchmt.)* 3 (Supp.1) : S45

BARTOLD, P.M.(1991). Lipopolysaccharide stimulation of hyaluronate synthesis by human gingival fibroblasts *in vitro*. *Arch Oral Biol*; 36:791-797

BARTON, R.P., MOIR, A.A. (1984). The prevention of wound infection after head and neck resections: A pilot study using gentamicin impregnated beads. *Ann. R. Coll. Surg: Engl.* 66:98

BENNET, N., SCHULTZ, G. (1993). Growth factors and wound healing: biochemical properties of growth factors and their receptors. *Am J Surg*; 165: 728-737

BROWNING, A. (1984). Annealing and its effect on the hydrolytic degradation of (polyglycolic acid) absorbable sutures *in vitro*. Master Thesis, The Faculty Of The Graduate School Of Cornell University

BURKHARDT, R., PREISS, A., JOSS, A., LANG, N.P. (2008). Influence of suture tension to the tearing characteristics of the soft tissues: an *in vitro* experiment. *Clin. Oral Impl. Res.* ;19: 314-319

CARRANZA, F.A., NEWMAN, M.G., TAKEI, H.H. (2002). Carranza's Clinical Periodontology 9th Ed., Philadelphia, Saunders Pub.:762-767

CHEN, W.Y., ABATANGELO, G. (1999). Functions of hyaluronan in wound repair. *Wound Repair Regen*: 7;78-89

CHU, C.C., FRAUNHOFER, J.A., GREISLER, H.P. (1997). Wound closure biomaterials and devices. Florida, CRC Press:125-127

- DEĞERLİ, Ü. (1988). Cerrahi-1 "Genel". İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi, 99-108
- EDGAR, W. (1992). Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J*; 172: 305-312
- ELEK , S.D., CONEN, P.E. (1957). The virulence of *Staphylococcus pyogenes* for man: A study of the problems of wound infection. *Br J Exp Pathol*; 38: 573-586
- GEIGER, D., DEBUS,E., ZIEGLER, U.E., LARENA-AVELLANADA, A., FROSCH, M., THIEDE, A., DIETZ, U.A. (2005). Capillary activity of surgical sutures and suture-dependent bacterial transport: A qualitative study. *Surgical Infections* (6) ;4: 377-383
- GEMCİ, R., ULCAY, Y. (2004). Ameliyat iplikleri tipleri özellikleri ve krome katgüt ile normal katgüt arasındaki mukavemet farkları. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*; 9 (2):95
- GILBERT, P., MCBAIN, A.J. (2002). Literature-based evaluation of the potential risks associated with impregnation of medical devices and implants with triclosan. *Surg. Infect. (Larchmt.)*3 (Suppl. 1): S55
- GİRAY, C.B. (1991). Dikiş materyali ile N-Butil-2-Siyanoakrilat'ın insizyon yaralarının iyileşmesi üzerindeki etkilerinin *invivo* ve *invitro* yöntemlerle araştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- GOMEZ-ALONSO, A., GARCIA-CRIADO, F.J. (2007). Study of the efficacy of Coated VICRYL plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) in two animal models of general surgery. *Journal of Infection*; 54: 82-88
- HÄKKINEN, L., UITTO, V.J., LARJAVA, H. (2000). Cell biology of gingival wound healing. *Periodontology* 2000;24:127-152
- İNAL, S. (2007). Ratlarda ağız mukozasında farklı dikiş materyallerine karşı gelişen doku reaksiyonu ve yara iyileşmesinin incelenmesi. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun

KJARHEIM, V, BARKVOLL, P, WAALER, S.M., RÖLLA, G. (1995). Triclosan inhibits histamine-induced inflammation in human skin. *J Clin Periodontol*; 22: 423-426

KULKARNI, S., DODWAD, V., CHAMA, V.I. (2007). Healing of periodontal flaps when closed with silk sutures and N-butyl cyanoacrylate: A clinical and histological study. *Indian J Dent Res* ;18(2):72-76

KURT, N. (2003). Akut ve kronik yara bakımı. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 34-35.

LARJAVA, H, UITTO, V.J. (1987). Effects of extracts from *Bacteroides gingivalis*, *Bacteroides intermedius*, and *Bacteroides asaccharolyticus* on the growth of fibroblast cell lines obtained from healthy and inflamed human gingiva. *Oral Microbiol Immunol* 1987: 2: 112–116.

LEKNES, K.N., ROYNSTRAND, I.T., SELVIG, K.A. (2005). Human gingival tissue reactions to silk and e-PTF sutures. *J Periodontol*; 76(1): 34-42

LEKNES, K.N., SELVIG ,K.A., BØE, O.E., WIKESJÖ, U.M.E. (2005). Tissue reactions to sutures in the presence and absence of anti-infective therapy. *J.Clin Periodontol*; 32: 130

LILLY, G.E., ARMSTRONG, J.E., SALEM, J.E., CUTCHER, J.L. (1968). Reaction of oral tissues to suture materials. Part II. *Oral Surg. Oral Med Oral Pathol*; 26: 592-599

LILLY, G.E., ARMSTRONG, J.E., SALEM, J.E., CUTCHER, J.L. (1969). Reaction of oral tissues to suture materials. Part III. *Oral Surg. Oral Med Oral Pathol*, 28: 432-438

MARGOTTA, R. (1968). The story of medicine. New York, Golden Press, 74.

MİNG, X., ROTHENBURGER, S., YANG, D. (2007). *In vitro* antibacterial efficacy of MONOCRYL plus antibacterial suture (polyglycaprone 25 with triclosan) *Surg. Infect. (Larchmt.)* 8; 2: 201-207

MOLEA, G., SCHONAUER, F., BIFULCO, G., D'ANGELO, D. (2000). Comparative study on biocompatibility and absorption times of three absorbable

monofilament suture materials (Polydioxanone, Polyglecaprone 25, Glycomer 631). *British Journal of Plastic Surgery*; 53: 137

MOORE, W.E., MOORE, L.V. (1994). The bacteria of periodontal diseases. *Periodontology 2000*; 5: 66-77

MUSTAFA, M., WONDIMU, B., YUCEL-LINDBERG, T., KATS A-HALLSTROM. T., JONSSON, A.S, MODE´ER, T. (2005). Triclosan reduces microsomal prostaglandin E synthase-1 expression in human gingival fibroblasts. *J Clin Periodontol*; 32: 6–11.

NARY FILHO, H., MATSUMOTO, M.A., BATISTA, A.C., LOPES, L.C., SAMPAIO GÓES, F.C.G., CONSOLARO, A. (2002). Comperative study of tissue response to polyglecaprone 25, polyglactin 910 and polytetrafluorethylene suture materials in rats. *Braz Dent J*; 13(2): 86-91

NELIGAN, P.C. (2006). Bioactive Sutures; *Plast. Reconstr. Surg.* 118: 1645-1647

O'NEAL, R.B., ALLEYN, C.D. (1997). Suture materials and techniques. *Current Opinion in Periodontology*; 4:89-95

ÖNERCİ, M., HABERAL, İ. (2001) Temel cerrahi teknikler, 3. Baskı, Ankara Selim Ofset Basımevi, 43-51.

PARIROKH, M., ASGARY, M., EGHBAL, M.J., STOWE, S., KAKOEI, S. (2004). A scanning electron microscope study of plaque accumulation on silk and PVDF suture materials in oral mucosa. *Int. Endodontic Journal*; 37: 776

PETERSON, L.J., ELLIS, E., HUPP, J.R., TUCKER, M.R. (2003). Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery. Fourth edition, St. Louis, Mosby, 49-60.

POLIMENI, G., XIROPAIDIS, A.V., WIKESJO, U.M.E. (2006). Biology and principles of periodontal wound healing/regeneration. *Periodontology 2000*;41(1):30-47

PONTS, T.P., COMPANA, B.A., WEBER, J.E. (1997). Soft-Tissue Trauma. In Rosen P, Barkin R. Emergency Medicine Concepts and Clinical Practice. Fourth edition. St. Louis, Mosby, 49-51.

POSTLETHWAIT, R.W., DIILLON, M.D., REEVES, M.D. (1962) Experimental study of silk suture. *Arch Surg*, 84.118.

RACEY, G.L., WALLACE, W., CAVALARIS, C.J., MARQUARD, J.V., OHIO, C. (1978). Comparison polyglycolic-polylactic acid suture to black silk and plain catgut in human oral tissues. *J Oral Surg*, 36, 766-770.

ROBBINS, S.L., COTRAN, R.S., KUMAR, V. (1994). Robbins Pathologic Basis Oof Disease. 5th Ed, Philadelphia, W.B.Saunders Company pg:52-92

ROTHENBURGER, S., SPANGLER, D., BHENDE, S., BURKELY, D. (2002). *In vitro* evaluation of coated VICRYL plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 with triclosan) using zone of inhibition assays. *Surg Infect*; 3: S79-87

RUSSELL, A.D. (2004). Whither triclosan? *J Antimicrobial Chemithrapy*. 53:693-695

SABISTON, D.C. (1986). Textbook of surgery. Thirteenth edition. Philadelphia, W.B. Saunders, 89-91.

SCHWEIZER, H.P. (2001). Triclosan: a widely used biocide and its link to antibiotics. *FEMS Microbiology Letters*; 202: 1-7

SELVIG, K.A., BIAGIOTTI, G.R., LEKNES ,K.N., WIKESJÖ, U.M. (1998). Oral tissue reactions to suture materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 18: 474-487

SIERVO, S. (2008). Suturing Techniques In Oral Surgery. 1st edition, Milano, Quintessence Publishing:11-66

SNYDER, C.C. (1976). On the history of suture. *Plast and Reconstr Surg*, 1087-1093

SORTINO, F., LOMBARDO, C., SCIACCA, A. (2008). Silk and polyglycolic acid in oral surgery: A comparative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*; 105: e15

STORCH, M., SCALZO, H., VAN LUE, S., JACINTO, G. (2002). Physical and functional comparison of Coated Vicryl Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) with Coated Vicryl Suture (coated polyglactin 910 suture) . *Surg. Infect. (Larchmt.)*3 (Suppl. 1): S65

STORCH, M.L., ROTHENBURGER, S.J., JACINTO, G. (2004). Experimental efficacy study of Coated Vicryl Plus Antibacterial Suture in guinea pigs challenged with *Staphylococcus aureus*. *Surg. Infect. (Larchmt.)* 5 (Suppl. 1): 281

ŞENOL, M. (1995). Yara iyileşmesi. *T Klin J Dermatol*, 5:49-53

ÜNLÜ, F., BUDUNELİ, N. (2001). Ana Hatlarıyla Periodontoloji,3. basım, İzmir, Ege Ün. Basımevi.:86-96

THOMSON, P. (1998). The microbiology of wounds. *J Woundcare*; 7: 477-478

VECSEI, V., BARQUET, A. (1981). Treatment of chronic osteomyelitis by necrectomy and gentamicin-PMMA beads. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 159:201

VELVART, P., PETERS, C.I., PETERS, O.A. (2005). Soft tissue management: suturing and wound closure. *Endodontic Topics*;11: 179-195

WANG, G., LIU, S.J., UENG,S.W., CHAN, E. (2004). The release of cefazolin and gentamicin from biodegradable PLA/PGA beads. *Int. J. Pharm.* 273:203

WEBSTER, J., FAOAGALI, J.L., CARTWRIGHT, D. (1994). Elimination of methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* from a neonatal intensive care unit after hand washing with triclosan. *J Paediatr Child Heal*; 30:59-64

YILDIRIM, G. (1995). Oral mukoza kesilerinde dikiş ve Butil-2-Siyanoakrilatın klinik ve histopatolojik olarak karşılaştırılması. Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.

ZHUKOVSKY, V. (2003). Bioactive surgical sutures. *AUTEX Research Journal*, volume 3, No 1.

ZHUKOVSKY, V.A. (2005). Current status and prospects for development and production of biologically active fibre materials for medical applications. *Fibre Chemistry*, Vol.37; 5:352-354

ZHUKOVSKY, V.A. (2008). Problems and prospects for development and production of surgical suture materials. *Fibre Chemistry*, Vol. 40; No. 3: 208-216

ZUCKERBRAUN, H.L., BABICH, H., MAY, R.J., SINENSKY, M.C. (1998). Triclosan: cytotoxicity, mode of action, and induction of apoptosis in human gingival cells *in vitro*. *Eur J Oral Sci*; 106: 628–636.