

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ-DİŞ-ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

DÖRT FARKLI SÜTUR MATERYALİNİN SIVI
ABSORPSİYON KAPASİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ

ERSİN HÜSEYİN SELÇUK

DANIŞMAN

Prof. Dr. M. KEMAL ŞENÇİFT

İSTANBUL-2008

ÖZET

Selçuk E. H., Dört Farklı Sütür Materyalinin Sıvı Absorpsiyon Kapasitelerinin Karşılaştırılması. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız-Diş-Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Master Tezi, İstanbul 2008. Sütür materyalleri, cerrahi operasyonlar ve travma sonrası yara iyileşmesinde önemli rol oynamaktadır, bu nedenle oral cerrahide uygun sütür materyalinin seçimi önem kazanmaktadır. Ağız ortamı, tükürük, spesifik bakteri florası, damarlanmanın fazla olması ve konuşma, çiğneme, yutma gibi fonksiyonlar nedeniyle diğer vücut bölgelerinden farklıdır. Bu çalışmanın amacı, oral cerrahide kullanılan sütür materyalleri hakkında bilgi vermek ve klinikte sıklıkla kullanılan sütür materyallerinin in-vitro ortamda sıvı absorpsiyon kapasitelerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada, multiflament ve absorbe olabilen Vicryl ve Poliglikolik asit (PGA), multiflament ve absorbe olmayan ipek ve monofilament ve resorbe olmayan Prolen sütür materyalleri kullanıldı. Her gruptan 10' ar sütür materyalinin kuru ağırlıkları hesaplandı. Daha sonra sütür materyalleri Shannon' un sentetik tükürük formülünün modifikasyonu ile hazırlanan sentetik tükürük içerisinde, klinik olarak anlamlı olan 7 gün süreyle bekletildi. Yedi gün boyunca her gün kullanılan sütür materyallerinin ağırlıkları ölçüldü. Ölçüm değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi. Sonuç olarak 4 ayrı sütür materyalinin sıvı absorpsiyon değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). Araştırmada kullanılan sütür materyalleri arasında, sıvı absorpsiyon kapasitesi en yüksek olanın ipek olduğu, bu sütür materyalinin sırasıyla PGA, Vicryl ve Prolen sütür materyallerinin izlediği görüldü. Bu çalışmanın sonucunda sütür materyallerinin farklı kapillerite özelliğiyle, yara içine bakteri adezyonu, sütür materyalinin fiziksel dayanıklılığı ve düğüm bütünlüğü arasındaki ilişkileri araştıran ileri çalışmaların yapılmasını önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: sütür materyali, sıvı absorpsiyonu, fiziksel özellik

ABSTRACT

Selçuk E. H., A Comparison of Liquid Absorbtion Capacity of Four Different Suture Materials. Yeditepe University Health Sciences Institute MSc Thesis in Oral Surgery, İstanbul, 2008. Suture materials play an important role in wound healing after surgical procedures and trauma, therefore, selection of a proper suture is very important. This location differs from other body sites due to the constant presence of saliva, specific bacteria flora, high vascularization, as well as its functions related to speech, mastication, and swallowing. The aim of this study is to give information about suture materials and to compare the liquid absorption capacity of same suture materials which are commonly used in oral surgery. In this study, multiflament and absorbable Vicryl and PGA, multiflament and nonabsorbable black silk and monofilament and nonabsorbable Prolen suture materials were used. Ten suture materials of each group were measured with their dried weight. After all suture materials are submerged in artificial saliva for 7 days which was prepared with the modification of Shannon's artificial saliva formula. Every suture material was weighed daily. Measurement values were evaluated statistically. As a result, statistically significant differences were found among four suture materials in terms of liquid absorption capacity ($p=0,0001$). Black silk was found to have maximum liquid absorbtion capacity. PGA, Vicryl and Prolen followed black silk. In conclusion, we suggest further studies about the relations among capillarity of suture materials, bacteria adhesion through wound, physical strenght of suture materials and knot integrity.

Keywords: suture material, liquid absorption, physical property

TEŞEKKÜR

Master eğitimim sırasında her zaman yol gösterici ve yardımcı olan, tez danışmanım Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi A.D. Başkanı **Sayın Prof. Dr. M. Kemal ŞENÇİFT' e**

Tez çalışmam süresince yakın ilgi ve desteğini her zaman hissettiğim, zamanını benimle paylaşan **Sayın Doç. Dr. Çağrı DELİLBAŞI' na,**

Master eğitimim sırasında bilgi ve tecrübelerini içtenlikle paylaşan, varlığı ve desteğiyle bana güven veren ve beni destekleyen **Sayın Doç. Dr. Nurhan GÜLER'e,**

Eğitimim sırasınca desteklerini her zaman hissettiren, bilgisini paylaşan ve yardımcı olan diğer öğretim üyeleri **Sayın Yrd. Doç. Dr. Ahmet ARSLAN' a, Sayın Yrd. Doç. Dr. Ediz DENİZ' e, Sayın Yrd. Doç. Dr. Ceyda Özçakır TOMRUK'a,**

Birlikte çalışmaktan zevk aldığım bölüm arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca her zaman arkamda olan ve maddi, manevi desteklerini esirgemeyen aileme, sevgi ve fedakarlıkları için,

Teşekkürlerimi sunarım

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR ve SİMGELER	x
RESİMLER	xii
TABLolar	xiii
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	2
2.1 Sütur Materyallerinin Tanımı ve Kullanım Amacı	2
2.2 Sütur Materyallerinin Tarihçesi	3
2.3 Sütur Materyallerinin Fiziksel Özellikleri	5
2.3.1 Gerilim kuvveti (Tensil, Güç, Direnç)	5
2.3.2 Elastikiyet	5
2.3.3 Plastikiyet	6
2.3.4 Kapillarite	6
2.3.5 Sürtünme Yüzeyi	6
2.3.6 Hafıza	7

2.3.7 Fiziksel Konfigürasyon	7
2.3.8 Boyutu	7
2.4. Sütur Materyallerinin Kullanımı ve Sınıflandırılması	10
2.5 Sütur Materyalleri Tipleri	11
2.5.1 Absorbe Olan Sütur materyalleri	11
2.5.1.1 Katgüt	12
2.5.1.2 Poliglaktik Asit - Poliglaktin (Vicryl)	13
2.5.1.3 Poliglikolik Asit (PGA), (Dexon)	14
2.5.1.4 Polidioksanon (PDS)	14
2.5.1.5 Poliglikonat (Maxon)	15
2.5.1.6 Polimetilen Karbonat	15
2.5.2 Absorbe Olmayan Sütur Materyalleri	16
2.5.2.1 İpek	17
2.5.2.2 Polipropilen (Prolene)	18
2.5.2.3 Naylon (Ethilon, Monosof, Supramid)	19
2.5.2.4 Poliester	19
2.5.2.5 Poliamid	20
2.6 Tükürük	21
2.6.1 Sentetik Tükürük	24

MATERYAL VE METOD	25
3.1 Sentetik Tükürük	25
3.2 Sütür Materyalleri	28
3.3 Laboratuvar Düzenegi	31
3.4 İstatistiksel Değerlendirme	32
BULGULAR	33
TARTIŞMA ve SONUÇ	44
KAYNAKLAR	57
ÖZGEÇMİŞ	66

KISALTMALAR ve SİMGELER

°C	Santigrat Derece
cAMP	Devirsel Adenozin Monofosfat
CaCl ₂	Kalsiyum Klorid
cm	Santimetre
cp	Centipoise
CO ₂	Karbondioksit
EP	European Pharmacopoeia
ePTFE	Politetrafloroetilen
GTMC	Poliglikonat
H ₃ PO ₄	Fosforik Asit
HPMC	Hidroksipropilmetilselüloz
IgA	İmmün Globulin A.
IgG	İmmün Globulin G.
IgM	İmmün Globulin M.
K ₃ PO ₄ (3 H ₂ O)	Potasyum Fosfat Trihidrat
KCl	Potasyum Klorid
lt	Litre
mg	Miligram
MgCl ₂ (6H ₂ O)	Magnezyum Klorid Heksahidrat
ml	Mililitre
mm	Milimetre
M.Ö.	Milattan Önce
M.S.	Milattan Sonra
NaCl	Sodyum Klorid
NaF	Sodyum Florid
PDS	Polidioksanon
PGA	Poliglikolik Asit

PG-910	Poliglaktin 910
pH	The Power of Hydrogen
PVDF	Polivinilidin Florid
rpm	Rounds per Minute
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
SR-PLLA	Güçlendirilmiş Poli l-laktid
USP	United States Pharmacopoeia

RESİMLER

	Sayfa
Resim 3.1: Çalışmada kullanılan hassas terazi	27
Resim 3.2: Çalışmada kullanılan ipek sütur materyali	28
Resim 3.3: Çalışmada kullanılan Prolen sütur materyali	29
Resim 3.4: Çalışmada kullanılan Vicryl sütur materyali	30
Resim 3.5: Çalışmada kullanılan PGA sütur materyali	31
Resim 3.6: Her biri ayrı plastik kaplara yerleştirilmiş sütur materyalleri	32

TABLolar

		Sayfa
Tablo 2.1.	USP ve EP 'e göre Ameliyat İpliklerinin Numaralandırılması	9
Tablo 2.2.	Jenkins'e göre uyarılmamış tükürük yapısı - ortalama değerler	22
Tablo 4.1.	Gruplar arası ve ölçüm zamanları arasında sıvı absorpsiyon ölçümlerinin karşılaştırılması.	35
Tablo 4.2.	Her bir grubun anlamlılık değerlerinin zamana göre karşılaştırılması	35
Tablo 4.3.	Tüm ölçüm zamanlarında gruplar arası karşılaştırmalar	39
Tablo 4.4.	Grupların ortalama ağırlık değişim miktarı ve yüzdelerinin karşılaştırılması	41
Tablo 4.5.	Değişim miktarı ve yüzdelerin anlamlılık değerlerinin karşılaştırması	42
Tablo 4.6.	Dört ayrı sütür materyalinin sıvı absorpsiyon oranının günlere göre değişim grafiği	43

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tarih öncesi çağlardan beri cerrahi dikişler yaraları kapatmak için kullanılmaktadır. Dikiş atılırken yüzyıllardan beri altın, gümüş, saç, sakal ve bu gibi çok çeşitli maddeler kullanılmıştır. Ancak henüz hiçbir materyal tam ideal özellikleri yerine getirememiştir. Sütür materyalleri, cerrahi uygulamalarla veya travma sebebiyle açılan neredeyse tüm vücut dokularında, yaraların ve insizyonların kapatılması, kanama kontrolünün sağlanması amacıyla kullanılmaktadır. Doğal ya da sentetik içerikli olan sütür materyalleri, oluşan yara bölgesine ve durumuna uygun seçilmelidir. Cerrahi uygulamalarda kullanılan sütür materyalleri deri, kas, fasya, gibi dokuların kapatılması, kanamanın durdurulması, sindirim ve üro-genital sistem cerrahisi, damar cerrahisi gibi çeşitli alanlarda kullanılır. Oral cerrahide kullanılan sütür materyallerinin seçimi ise özellikle önemlidir; çünkü ağız ortamının nemliliği ve bakteri florası, kullanılan sütür materyalinin kapillerite, elastikiyet gibi fiziksel özellikleri ile birleşerek, yaraların enfekte olması ya da düğüm güvenilirliğinin azalmasına neden olmaktadır. Ayrıca bu bölgede yara üzerine, çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonlarla gelen kuvvetlerle bu seçim bir kez daha önem kazanmaktadır. Düğümlerin çözülmesi ya da kopması, yara bütünlüğünün bozulmasına, yara iyileşmesinin zorlaşmasına ve iyileşme süresinin uzamasına neden olmaktadır. Literatür incelendiğinde, sütür materyallerinin fiziksel özelliklerine göre sıvı absorpsiyon kapasiteleri hakkında genel bilgi mevcuttur ancak; sıvı absorpsiyon kapasitesinin zamana göre değişimini inceleyen bir çalışmaya rastlanmadı.

Bu çalışmanın amacı, oral cerrahide sıklıkla kullanılan sütür materyalleri hakkında bilgi vermek ve ipek, Vicryl, Prolen, PGA sütür materyallerinin sıvı absorpsiyon kapasitelerinin in-vitro olarak karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Sütur Materyallerinin Tanımı ve Kullanım Amacı

Sütur materyalleri, cerrahi olarak açılan veya travma sebebiyle kesilen vücut dokularının, iyileşmesi amacıyla yara kenarlarını birbirine yaklaştıran, kanama kontrolünü sağlayan, doğal ya da sentetik içerikli steril cerrahi dikiş malzemeleri olarak nitelendirilmektedir(1,2,3,4,5,6,7). Sütur materyalleri insan vücuduna en çok implante edilen materyaldir ve hemen hemen bütün vücut dokularında kullanılırlar (8). Fleplerin doğru şekilde hazırlanması hastaların operasyon sonrası yaşam kalitesi, kanamanın durdurulması, yaranın boyutlarının küçültülmesi ve kemik harabiyetinin önlenmesi için önemlidir. Uygun olmayan yara kenarlarının varlığı, flep ve kemik arasında kan ve serum birikmesiyle yara iyileşmesinin gecikmesine neden olmaktadır(9). Sütur materyalinin doğru seçilmesi, yara kenarlarının daha uygun şekilde yaklaştırılıp, yaranın stabil kalmasını sağlayacaktır(5).

Sütur materyalleri, minimal düzeyde doku zararı ve reaksiyonuna neden olmalı, primer yara iyileşmesine yardım etmeli ve skar oluşumunu en aza indirmelidir (10). Bu konuda ağız dışında hayvan ve klinik çalışmaların sonuçları hekimlere detaylı bilgi verirken, ağız içinde yapılan çalışmalar henüz çok yenidir(11,12,13). Güncel deneysel araştırmalar, ağız içi dokulara yerleştirilen sütur materyallerinin oluşturduğu doku tepkisinin, ağız dışında yapılan çalışmalardan farklılık gösterdiğini vurgulamaktadır. Bu tepki, nemli ortam varlığı ve enfeksiyon potansiyelinin yüksek olmasından kaynaklanmaktadır (13).

2.2 Sütur Materyallerinin Tarihçesi

Sütur materyallerinin ilk kullanımı ve gelişimi, Milattan Önce (M.Ö.) 2000 yıllarında Mısırlıların keten ipliğini yaraları kapatmada kullanmasıyla başlamıştır. M.Ö. 4000 yıllarında yazılmış ve Edwin Smith tarafından bulunan papirusta, yara kenarlarının keten ipliğiyle birbirine yaklaştırıldığı yazılıdır. M.Ö. 1000 yıllarında yaşamış olan Hintli araştırmacı Samhita sütur materyali olarak karıncaları kullanmıştır. Yara kenarlarını bir araya getirdikten sonra yarayı karıncalara ısırtmışlar ve daha sonra kafalarını koparıp, çenelerinin yara kenarlarında kalmasını sağlamışlardır. Böylece yara kenarları bir arada tutulmuştur. Bu yöntem yüzyıllarca Afrika ve Güney Amerika'da da kullanılmıştır. Yunanlılar ise at kuyruğu kıllarını kullanmışlardır. Bunların dışında, M.Ö. 600'lü yıllarda yaşamış Hintli cerrah Susruta kuru barsak, kuru tendon, hayvan derisi şeritleri, kadın saçı, ağaç kabuğu lifleri, hayvan sinirleri de kullanıldığını vurgulamıştır. Yunan anatomist Galen Milattan Sonra (M.S.) 75 yıllarında ilk kez katgütten bahsetmiştir. Bayan bir operatör olan Trotula, 1050 yılında perineorafi operasyonunda ipek ipliği tanımlamıştır. Ambroise Pare (1517-1590) yara iyileşmesinde sütur materyallerinin kullanımının önceki yüzyıllarda kanamayı kontrol altına almakta kullanılan koterizasyondan çok daha etkili olduğunu vurgulamıştır. Dokuzuncu ve 10. yüzyıllarda, Arap hekimler Razi ve Zehravi, koyun barsağından yapılan bir ipliğin ucuna takılı iğneyle yaraları suture etmişlerdir.

Suture edilmiş yaralarda, yüzyıllarca meydana gelen en yaygın problem, yara enfeksiyonu ve sepsis olmuştur. Bu yüzden absorbe olmayan materyallerin kullanımı yaygınken, absorbe olan materyaller fazla kullanılmamıştır. Ondokuzuncu yüzyılda, Dr. P. S. Physick bu problemi çözmek üzere absorbe olabilen güderiyi, atlarda kullanmıştır. Absorbe olan materyallerden tendon, balık barsağı, verniklenmiş deri gibi bir çok materyal kullanılmıştır. Daha sonra homojen ve gerilme direnci yüksek bir madde olan katgütün kullanımı yaygınlaşmıştır. Binsekizyüzlü yıllarda katgütün yaygın

olarak kullanıldığı görülmektedir. Lister 1869'da sepsisi önleme çalışmalarında, katgütü nasıl steril edeceğini keşfetmiştir. Ayrıca kromik asite yatırılmış katgütün, rezorpsiyon süresinin uzadığını keşfetmiştir (14,15,16,17,18) .

J. Marion Sims, vezikovajinal fistüllerin kapatılmasında katgüt ve ipek süturlerin başarısızlığı nedeniyle, gümüş tel kullanmaya başlamıştır. Amputasyon, mastektomi ve fistül kapatmada başarı elde etmiştir. 1889'da Clinton Cushing, jinekolojik operasyonlarda, kendi sterilizasyon yöntemlerini kullanarak çeşitli boyutlardaki gümüş keman yaylarını kullanmış ve başarılı olmuştur. Aynı zaman aralığında Theodor Kocher, katgütle ilgili bir çok yara enfeksiyonuyla karşılaştığı için, ipek suture materyali kullanmaya başlamıştır. Böylece yara enfeksiyonu oranı belirgin şekilde azalmıştır. Halstad 1913'te yayımlanan bir makalesinde, ipek suture materyalinin, katgüte üstünlüğünü vurgulamıştır. Daha sonra ipek suture materyali kullanımı giderek yaygınlaşmıştır (17).

1930'a kadar kullanılan suture materyalleri genelde katgüt ve ipek, az miktarda keten ve pamuk olmuştur. Sentetik lifler, II. Dünya Savaşı sırasında ve sonrasında 1941'de naylon ile başlayarak kullanıma girmiştir. Ardından poliesterler, poliakrilonitriller, poliolefinler tartışmaya açık bir başarı ile kullanılmışlardır. Bu zaman diliminin karakteristiği, cerrahi işlemlerde kullanılan liflerin cerrahi amaçla üretilmemiş olmasıdır. Yani, cerrahi prosedürde kullanılması amacıyla bir materyal dizayn edilmemiş veya geliştirilmemiştir. Çeşitli fiziksel ve biyolojik özelliklerde çok sayıda mevcut olan suture materyali ilk önce tekstil pazarında ortaya çıkmış, daha sonra cerrahi amaçlarla kullanılmıştır(18,19).

2.3 Sütür Materyallerinin Fiziksel Özellikleri

2.3.1 Gerilim kuvveti (Tensil, Güç, Direnç)

Sütür materyallerinde en gerekli özelliklerden biridir. Doku direncine karşı koyarak yara kenarlarının pozisyonunu korumalıdır. Gerilme gücü ile ipliğin çapı ters orantılıdır. Materyalin çapı daraldıkça, aynı fonksiyonları sağlayabilmesi için gerilme gücü artırılmalıdır. Sütürün ince olması doku reaksiyonunu azaltır. Sütür materyallerinin gerilme güçleri farklıdır. Bu özelliğe ipliğin üretildiği madde, bu maddenin işlenme şekli, sterilizasyon yöntemi ve ipliğin çapı etki etmektedir (20).

Sütür materyalinin belirli bir dirençle karşılaşınca gösterdiği karşı dirence gerilim kuvveti denir. İpliği koparmak için gereken kuvveti ifade eder (21,22,23). Gerilim kuvveti, ipliğe düğüm atıldıktan sonra ölçülür; çünkü iplik düğümlendiğinde gerilim kuvveti 1/3 oranında düşer. İpliğin en zayıf noktası düğümdür (23,24). Düğüm sayısı arttıkça gerilim kuvveti düşer (21). Sütürün çapı arttıkça gerilim kuvveti de doğru orantılı olarak artar (24).

2.3.2 Elastikiyet

Sütür materyalinin uygulanan kuvvet altında uzayabilmesini, kuvvet ortadan kalkınca orijinal uzunluğuna dönmesi özelliğidir. Basitçe, esnekliğini ifade eder (22,23,25). Sütür materyalinin gerildikten sonra eski uzunluk ve formuna geri dönebilme özelliğidir. Elastikiyetin belirli sınırlar içinde olması gerekmektedir. Elastikiyetin fazla oluşu düğüm direncinde azalmaya neden olur (26). Elastikiyet sütür materyalinde olması gereken bir özelliktir; (22) çünkü iplik yaraya implante edildikten sonra, yarada gelişen ödem sonucu ipliğin dokuları boğmadan ya da kesmeden uzaması gerekir. Ödemin çözülmesi ve yaranın retrakte olması sonrasında ipliğin kısalarak yara dudaklarını uygun pozisyonda bir arada tutması istenir (22,23).

2.3.3 Plastikiyet

Sütür materyalinin uygulanan kuvvet sonrasında uzaması ve bu haliyle kalmasını ifade eder (22). Sütürün gerilmesi ve yeni boyutunu korumasıdır. Kısaca sütür materyali uzar ve eski boyutuna dönemez. Plastikiyet özelliğine sahip iplikler, yaraya implante edildikten sonra, ödemle birlikte dokuları boğmaz, dolaşımı engellemez ve yara kenarlarını kesmez. Fakat ödemin dağılmasından sonra yaranın retrakte olmasıyla uzamış olan iplik, yara dudaklarını uygun şekilde bir arada tutamaz. Bir çok sütür elastik özelliğine sahipken, birkaç sütür plastikiyet özelliğine sahiptir (23).

2.3.4 Kapillarite

Sütür materyalinin vücut sıvılarını emmesi ve iplik boyunca bu sıvıları iletmesi anlamına gelir (14). Kapillarite özelliğine sahip süturlar tıpkı bir fitil gibi (21) implante edildiği bölgedeki serum ve bakterileri absorbe ederek sütür boyunca taşırlar (21,23). Multiflament iplikler sıvıları daha fazla iletir. Multiflament ipliklerin kapillaritesi monoflamentlerden daha fazladır (14,22). Yüksek kapillariteye sahip iplikler yara ve yara dışı arasındaki mikroorganizma geçişine daha fazla izin verirler. Yara kontaminasyonuna neden olurlar. Sütür materyallerinin kapillarite özelliğini azaltmak için, resin, silikon, teflon gibi kaplamalar kullanılır (27).

2.3.5 Sürtünme Yüzeyi

İpliğin kaygan olması anlamındadır. Sütür materyalinin yüzeyi pürüzsüz ve düzgün olmalıdır; fakat kayganlık arttıkça sütür materyallerinin düğüm dirençleri azalır. Bu nedenle yüzey pürüzlülüğü belirli bir seviyenin üzerinde olan iplikler tercih edilmez (23). Yüzey pürüzlülüğü düğüm direnci için aranan bir özellik olmasına rağmen, dokuda yarattığı travma nedeniyle dezavantajdır. Travmayla birlikte kılcal damar yüzeylerini çizerek tromboza neden olurlar. Bu gibi dezavantajlar ipliklerin yağlanması veya silikon gibi

maddeler ile kaplanarak sürtünme yüzeylerinin azalmasıyla engellenmeye çalışılır. Multiflament iplikler monofilament ipliklerden daha fazla sürtünme yüzeyine sahiptir ve dokulardan geçerken daha fazla travmaya neden olurlar (28).

2.3.6 Hafıza

Sütür manipülasyonundan sonra tekrar eski halini alması anlamındadır. Yüksek hafızaya sahip iplikler ambalajlarından çıkartılıp açıldıktan sonra manipülasyon sırasında ve sonrasında daima ambalaj içindeki formlarına dönme eğiliminde olan ipliklerdir (14,21,23). Bu durum ipliğin sert olmasından kaynaklanmaktadır (21). Yüksek hafızaya sahip ipliklerin (özellikle monofilament olanlar) manipülasyonu zordur; ayrıca düğüm güvenliği de zayıftır (24).

2.3.7 Fiziksel Konfigürasyon

Sütür materyalinin monofilament (monofil) veya multiflament (polifil) özelliğini tanımlar (22). Monofilament sütür materyalleri tek bir iplik veya bir çok ipliğin bir araya getirilerek kaplanmasıyla oluşturulur. Bir çok ipliğin bir araya getirilerek tek bir iplik gibi görünmesine “ yalancı monofil iplik “ denir. Multiflament sütür materyalleri ise, bir çok iplik telinin örülmesi veya bükülmesiyle yapılır (29). Özellikle örgülü yapıdaki multiflament ipliklerin, iplik telleri arasına bakteri adezyonu gerçekleşir. Bu bakteriler, makrofajlar tarafından fagosite edilmezler (13,30). Multiflament iplikler, doku sıvılarıyla şişebilir ve düğümlerin dirençleri azalabilir (31).

2.3.8 Boyutu

Sütür materyalleri USP (Unitet States Pharmacopoeia) ve EP (European Pharmacopoeia) olarak bilinen metrik sistemlere göre sınıflandırılırlar. EP’ ye oranla USP’ nin kullanımı çok daha yaygındır. USP metrik sistemine göre 2/0, 3/0 gibi kodlamalar yapılmıştır. Kodlamada ilk rakam ne kadar büyürse iplik

apı aynı oranda küçölmektedir. USP sınıflamasındaki kriterler; iplik çapı, gerilim direnci ve düğüm güvenliğidir (32). EP' de bu kriterler ipliğın milimetre açıısından kalınlığıyla ifade edilmiştir. USP sentetik absorbe olabilen sütün materyalleriyle, doğal absorbe olanları ayırırken, EP' de böyle bir ayırım söz konusu değildir (33). EP' de kodlamalar 0,1 ile 10 arasındadır. İplik kodunun 10' a bölünmesiyle ipliğın gerçek çapı bulunabilir. Bu kodlamalar ve kodlara göre kalınlıklar Tablo 2.1' de gösterilmektedir.

USP Boyut Kodları		EP Boyut Kodları	Sütür Materyali Çapı(mm)
Doğal Absorbe Olan İplikler	Absorbe olmayan ve Sentetik Absorbe olan İplikler	Absorbe olan ve olmayan İplikler	Minimum- Maksimum
	11/0	0,1	0.01 - 0.019
	10/0	0,2	0.02 - 0.029
	9/0	0,3	0.03 - 0.039
	8/0	0,4	0.04 - 0.049
8/0	7/0	0,5	0.05 - 0.069
7/0	6/0	0,7	0.07 - 0.099
6/0	5/0	1	0.10 - 0.14
5/0	4/0	1,5	0.15 - 0.19
4/0	3/0	2	0.20 - 0.24
3/0	2/0	2,5	0.25 - 0.29
2/0	0	3	0.25 - 0.29
0	1	4	0.40 - 0.49
1	2	5	0.50 - 0.59
2	3	6	0.60 - 0.69
3	4	7	0.70 - 0.79
4	5	8	0.80 - 0.89
5	6	9	0.90 - 0.99
6	7	10	1.00 - 1.09

Tablo 2.1: USP ve EP 'e göre Ameliyat İpliklerinin Numaralandırılması

2.4. Sütur Materyallerinin Kullanımı ve Sınıflandırılması

Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan sütur materyalleri, vücudun diğer bölgelerinde kullanılanlardan farklılık gösterir. Oral ve maksillofasiyal cerrahlar, diğer cerrahlara göre sütur seçiminde daha dikkatli hareket etmelidir; çünkü, cerrahiye dahil olan yapılar ve ağız ortamı diğer vücut bölgelerinden farklıdır. Ağız içinde tükürüğün varlığı, yüksek orandaki damarlanma, enfeksiyon odaklarının çokluğu, konuşma, çiğneme ve yutma fonksiyonları, oral ve maksillofasiyal cerrahları sütur materyalinin seçiminde daha özenli davranmaya yöneltmektedir(5,34).

Fiziksel ve biyolojik özellikleri sütur materyallerinin klinik değerlendirmesinde etkilidir. Biyolojik özellikler organizmanın doku reaksiyonuna göre değerlendirilir. Doku reaksiyonu açısından sütur materyalleri, eriyen ve erimeyen (absorbe olan - absorbe olmayan) olarak sınıflandırılır. Eriyen ipliklerden yapay üretilmiş olanlar (Vicryl, Monocryl) hidroliz yoluyla ve organik olanlar (Katgüt) ise enzimatik yola yıkıma uğrarlar (29).

Sütur materyallerinin bir diğer fiziksel özelliği de konfigürasyondur. Konfigürasyon ipliğin monofil ve polifil hazırlanmış olmasıyla değerlendirilir. Monofil dikiş ipliği tek liften oluşur. Bunun avantajı doku girişinde çok az travma oluşturmasıdır (Gore- Tex, Prolene gibi). Polifil iplikler ise birden çok lifin birbiri içinde bükülmesi ya da dokunmasıyla oluşur.

Polifil ipliklerin çoğu, doku geçişini kolaylaştırmak için kaplanmıştır. Eğer çok sayıda monofil iplik tek bir iplik şeklinde bir araya getirilmiş ve kaplanmışsa buna 'Yalancı monofil iplik' denir. Bunlar tek monofil ipliklerden daha kaygan ve daha kullanışlıdır (35,36)

Klinikte kullanılan sütur materyalleri absorbe olan ve absorbe olmayan olarak iki ana başlıkta incelenir.

2.5 Sütür Materyalleri Tipleri

2.5.1 Absorbe Olan Sütür Materyalleri

Altmış gün içinde gerilme dirençlerini kaybederler. Bu gruba giren sütür materyalleri, vücut enzimleriyle yıkılarak absorbe olurlar. Absorbe olan sütür materyalleri, ya Katgüt'ü çevreleyen polimorfonükleer lökositler içinde bulunan proteolitik doku enzimlerinin serbestlenmesiyle sindirilir ya da sentetiklerde olduğu gibi, akciğer ya da böbrekten salgılanan doku sıvılarıyla hidrolize edilirler. Hidrolizasyon, enzimatik etkiden daha az doku reaksiyonuna neden olur (14,29,36,37,38). Absorbe olan sütür materyallerinin doku içindeki davranışını belirleyen iki özellik vardır:

1- Absorpsiyon oranı ile kütle kaybı

2- Gerilme direncini koruması

Absorbe olan sütür materyallerinin dirençlerinin azalması, tamamen absorbe oldukları anlamına gelmez; çünkü bütün absorbe olan sütür materyalleri dirençlerini kaybettikten sonra, bir süre daha doku içinde kalırlar. Bu özellik bazı komplikasyonların nedeni olarak gösterilir.

Gerilme direncinin azalma oranı, iyileşme esnasında doku yaklaşmasının devam ettiğini gösterir. Bu nedenle, absorbe olan sütür materyalinin absorpsiyon oranı, sütür materyaline bağlı gelişen komplikasyonlarda önemlidir. Bu nedenle, absorbe olan bir sütür materyalinin absorpsiyon oranı veya gerilme direncinin azalma oranı arasında bir ayrım yapılmalıdır (14).

Absorbe olabilen sütür materyalleri, dokudaki rezorpsiyon sürelerine göre seçilmelidir. Sütür materyali yaraya implante edildikten kısa bir süre sonra rezorbe olursa yara dehiscensi oluşmakta ve yara iyileşmesi kesintiye uğramakta veya gecikmektedir. Bununla beraber eğer sütür materyali uzun süre rezorbe olmazsa bu kez, granüloma formasyonuna neden olmakta veya dikiş apsesi

oluşturmaktadır. Oral yaralarda absorbe olabilen suture materyallerinin doğru şekilde seçimi, klinik tecrübeyle ilişkilidir (7).

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

2.5.1.1 Katgüt

Üretiminde tamamiyle barsak kullanılan suture materyalidir. Koyun barsağının submukozasından veya sığır barsağının serozasından üretilirler. Doğal, absorbe olabilen, multiflament yapıdadır (25). Üretiminde, barsağın jejunum ve ileum bölümleri kullanılmaktadır. Genelde doku reaksiyonuna neden olurlar (25) ve fagositoz yoluyla absorbe edilirler. Dokulara implante edildikten sonra enzimatik yolla yıkılırlar. Kaplanmamış katgüt suture materyali, dokuya implantasyonundan sonraki ilk günde, gerilim direncinin %50' sini kaybetmektedir. Üç ila 7 gün içinde de tamamını kaybeder, 10 -14 gün içinde tamamen absorbe olur (21).

Kaplanmamış katgütün direncini artırmak ve yarılanma süresini uzatarak doku reaksiyonunu azaltmak için, kromik tuzlarla işlenmiş ve "krome katgüt" üretilmiştir (22,25). Kromik tuzlar eklendikten sonra, katgütün intermoleküler bağları artmış ve daha yüksek direnç kazanmıştır. Krome katgüt implantasyondan sonraki 21-28. günlerde gerilim direncini kaybeder (25). Tamamen absorbe olma süresi değişkenlik gösterir. Bu süre 20-40 gün arasında değişmektedir. Katgütün enfeksiyon varlığında, kan akımının çok olduğu dokularda, pankreas, barsak enzimleri gibi organ enzimlerinin bulunduğu ortamlarda absorpsiyonunun normalden hızlı olduğu bildirilmektedir (21,25).

Kapiller özelliğe sahip olmalarına rağmen gastrointestinal ve ürogenital sistemde, damar ligatürlerinde, kas ve fasya dikişlerinde kullanılmaktadır, ancak; katgütün deri ve sinir dokusunda kullanımı kontraendikedir (22).

Hidrofilik özelliği nedeniyle atılan düğüm kolayca gevşeyebilir (21,25). Bu özelliği dikkate alınarak en az 3 düğüm atılmalıdır (21). Düğüm atıldıktan sonra ipliğin kalan kısmı biraz daha uzun bırakılmalıdır (21). Katgütün sert yapısını yumuşatmak amacıyla % 85 alkol içinde paketlenerek satışa sunulan türleri mevcuttur(25).

Ancak son zamanlarda insanlarda **deli dana hastalığı** olarak bilinen bovin spongiform ensefalopati hastalığının gelişme riski gerekçesiyle kullanımı sakıncalıdır (39).

2.5.1.2 Poliglaktik Asit - Poliglaktin (Vicryl)

İlk olarak 1974 yılında kullanıma sunulmuştur. Üretilen ikinci sentetik suture materyalidir. Laktik ile glikolid'in bir ko-polimeridir. Vicryl % 90 glikolid ko-polimeri ve % 10 L-laktidden üretilmiş, örgülü multiflament bir ipliktir (25) . Gerilim kuvveti, katgüt ve poliglaktik asitten daha fazladır (25). Poliglaktik asit gibi minimal doku reaksiyonuna neden olur ve hidroliz yoluyla absorbe olur (21,22,25). Poliglaktin 370' in pürüzlü yüzeyi kalsiyum sitrat ile kaplanarak, pürüzsüz hale getirilmiş ve dokuda yarattığı travma azaltılmıştır; fakat aynı zamanda düğüm güvenliği de azalmıştır (23). Kullanımının kolay oluşu ve çapına göre gerilim kuvvetinin yüksek olması nedeniyle enfekte dokular dahil bir çok dokuda kullanılabilir. İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvvetinin % 40 - 50'sini, 28. günde % 92'sini kaybeder (21,23) . Atmış-90 gün içinde tamamen hidrolize olur (21,22,23). Üç numara kaplanmış Vicryl mevcut absorbe olan ipliklerin içinde en sağlamıdır ve atlarda median laparotomilerin kapatılmasında bile kullanılabilir (25).

Laktidin hidrofobik özelliği, suyun suture materyali filamentleri içine girmesini yavaşlatmaktadır. Böylece enzimatik sindirime maruz kalan doğal absorbe olan suture materyallerine oranla, biyolojik ortamda gerilme direnci daha az düşer. Laktidler hacimlidirler ve mikroskop altında filamentleri oluşturan polimer zincirlerinin aralıklı yerleştiği görülür.(14) Gerilme

dirençlerini bir kez kaybettikleri zaman sütur materyalinin absorpsiyonu hızlanır. Laktid ile glikolidin birleşimi, yara iyileşmesi esnasında dokuların emniyetli biçimde yaklaşmasına yetecek gerilme direncini koruyan bir moleküler yapı meydana getirir. Daha sonra hızla absorbe olur (21). Laktik ve glikolid asitler vücut içinden, öncelikle idrar ile kendiliğinden uzaklaştırılır. Teknik olarak Dexon'un gerilme kuvveti ve düğüm direncinin, Vicryl'e göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir; ancak klinikte anlamlı bir fark görülmemiştir.(14).

2.5.1.3 Poliglikolik Asit (PGA), (Dexon)

retimi 1970 yılında gerçekleşen geçerli ilk sentetik absorbe olan sütur materyalidir. Katgüt'e oranla absorpsiyonu daha geç ve doku reaksiyonu daha azdır. Ayrıca yüksek gerilme ve düğüm direncine sahiptir. Glikolik asitin bir homo-polimeridir. Kromik katgüte benzer absorpsiyon ve poliestere benzer direnç ve düğüm emniyeti gösterir (40). Yapılan deneysel çalışmalarda, PGA sütur materyalinin, 7 gün sonra gerilme direncinin % 40'ını kaybettiği görülmüştür (14). Onbeşinci gün içinde ilk direncinin sadece % 5'ine sahiptir. Tamamen absorbe olması 90-120 gün içinde gerçekleşir (22,41).

Monofilament formda iken katıdır. Bu yüzden, kullanım kolaylığı için braid (makrome örme gibi) formda üretilir. PGA pürüzsüz dış yüzey, atravmatik doku geçişi ve kolay düğüm atmayı sağlamak için sentetik bir kaplama olan polikaprolat ile de kaplanabilir (23). Poliglikolik asit, glikolik asitin bir homopolimeridir. Örgülü multifilament yapıdadır. Gerilim direncini, Polyglactin 910 sütur materyalinden daha çabuk kaybetmektedir; fakat, dokuda önemli ölçüde daha yavaş absorbe olmaktadır (14,40,42).

2.5.1.4 Polidioksanon (PDS)

Monofilament sentetik bir sütur materyali olan polidioksanon, poliester P-dioksanon'dan üretilir. Absorbe olan diğer sütur materyallerine oranla

yaraların daha uzun süre kapatılması amacı ile üretilmiştir. Biyolojik ortamda arttırılmış gerilme direncine sahiptir ve hidroliz yolu ile çok yavaş absorbe olur ve doku reaksiyonu azdır. Bu nedenle, yara gerilme direncinin uzun sürede kazanıldığı dokularda faydalıdır. Pürüzsüz bir yapıya sahip olması dikişi kolaylaştırarak doku zedelenme olasılığını azaltır. Hidroliz yolu ile absorpsiyon esnasında doku reaksiyonu en az düzeyde gerçekleşir. Ancak daha katı olduklarından, kullanımı örgülü sentetiklerden daha zordur (14). Farelerde yapılan deneylerde, sütür atıldıktan 2 hafta sonra direncinin yaklaşık %70 oranında korunduğu, 4. hafta ise bu oranın yaklaşık %50 olduğu gösterilmiştir. Sekizinci haftada, direncini yaklaşık %14 oranında korumaktadır. Absorpsiyon işlemi dikişten yaklaşık 90 gün sonraya kadar asgari düzeyde devam etmekte, 6 ay içinde ise tamamlanmaktadır (18).

2.5.1.5 Poliglikonat (Maxon)

Monofilament sentetik absorbe olabilen bir sütür materyalidir (23). Gerilim kuvveti PDS'ye benzer (21,22,25). Poliglikonatın implantasyondan sonra, dokuları bir arada tutma kuvveti, diğer absorbe olan sütürlardan daha üstündür (25). Glikolid ve trimetilen kopolimerinden üretilir. Küçük çaplı sütür kullanımı için en idealdir. Manipülasyonunun iyi oluşu önemli bir özelliğidir (14,23). Düğüm tutma güvenliği polidioksanon, poliglaktin ve poliglikolik asitten daha iyidir. Doku reaksiyon oranı, PDS-II ile aynı derecededir. İmplantasyondan sonraki 14. günde gerilim kuvvetinin % 19'unu, 28. günde % 41'ini ve 6. haftada ise % 70'ini kaybeder. Yüzseksen-210 gün içinde ise hidroliz yoluyla tamamen absorbe olur (21,22,23,25)

2.5.1.6 Polimetilen Karbonat

Sentetik, monofilament bir sütür materyalidir. Polidioksanon'un gerilme direncini koruma özelliğiyle birlikte gelişmiş kullanım özellikleri birleştirilerek üretilmiştir. Uzun süreli yara desteği sağlar. Ondördüncü günde ortalama gerilme direncinin %81'ini, 28. günde %59'nu ve 42. günde %30'nu korur.

Absorpsiyonu hidrolizle olur ve 180-210 gün arasında tamamlanır. Doku reaksiyonu minimal düzeydedir. Polidioksanon oranla daha esnektir ve sertliği %60 oranında daha azdır. Poliglaktin ve poliglikolik aside göre, daha pürüzsüz yüzeylidir. Düğüm tutma özelliği daha iyidir. Bu özelliği nedeniyle yara kenarlarının yaklaştırılmasını kolaylaşır (14).

2.5.2 Absorbe Olmayan Sütur Materyalleri

Absorbe olmayan sütur materyalleri, implantasyondan sonra gerilim kuvvetlerini 60 günden daha uzun süre korurlar ve önemli ölçüde absorbe olmazlar (14,25). Fakat absorbe olmayan ipliklerden ipek ve multiflament naylon iplik implantasyondan sonra gerilim kuvvetlerinin büyük bir kısmını 4-6 hafta içinde kaybeder (25). Absorbe olmayan iplikler, özellikle uzun süre destek gerektiren yaralarda kullanılırlar. Doğal absorbe olmayan süturler önemli ölçüde doku reaksiyonu oluşturma yönünde eğilim gösterirler. Sentetik olanlarda doku reaksiyonu daha az gelişmektedir (14). Absorbe olmayan sütur materyalleri dokuda enzimler tarafından sindirilemez (43) Buna rağmen belli tipleri uzun bir zaman periyodunda vücut içinde bozulur. Bu materyaller, absorpsiyon yerine kapsül içine alınmış veya çevrilmiştir. İyileşen doku sütur materyali etrafında gelişir. Bu şekilde dokunun içine gömüldükleri zaman genellikle oldukları yerde kalırlar. Derinin kapatılması için kullanıldıklarında iyileşme sağlandıktan sonra alınmalıdırlar (14, 37).

Absorbe olmayan sütur materyalleri USP (United States Pharmacopoeia) tarafından 3 gruba ayrılmıştır.

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

Absorbe olmayan sütur materyallerinin gruplara ayrılma nedeni gerilme dirençlerindeki farklılıktır. Birinci grup 2. gruptan daha gcldr, 3. grup ise en gcldr. Günümüzde en yaygın absorbe olmayan sütur materyalleri; ipek, naylon, polipropilen, poliester ve metal ipliktir (44).

2.5.2.1 İpek

Bombyx Mori türü ipek böceğinin larvalarından üretilir. Protein fiberlerinden oluşur ve multiflament yapıdadır (22). Günümüzde en yaygın kullanılan sütur materyalidir. Bu sütur materyali, %70 protein fiberleri ve % 30 macun ve kaplama materyalleri olan balmumu ve silikon gibi yabancı maddeler içerir (5). Gerilme kuvveti, 1 sene içinde azalarak kaybolur. Absorbe olmayan sütur materyali olmasına rağmen proteolizle yara içerisinde 2 senede absorbe olur (5). İpek sütur materyalindeki problem örgülü modeli nedeniyle yoğun bakteri enflamasyonuna neden olmasındır. Bu nedenle uzun süreli tedavilerde uygun değildir (5).

İpek ipliğin orijinal rengi beyazdır. Operasyon sırasında ve sonrasında kolayca farkedilebilmesi için siyah veya yeşil renge boyanırlar (25). nemli lde kapiller özelliğe sahip olan ipek iplik, bu özelliği nedeniyle ayrıca şiddetli doku reaksiyonuna da neden olur (5,25,45). Kapiller özelliğini azaltmak için ipek iplik bal mumu veya silikon ile kaplanmıştır (5,22). Kapiller özelliği nedeniyle, enfekte yaralarda ve vasküler sistem gibi, epitel ile kaplı, içi boşluklu yapılarda kullanılmamalıdır (5,21,25,45). İpek sturle ilgili bir problem yapısındaki protein ve diğer kaplama materyalleri nedeniyle, yabancı doku reaksiyonu ve akut enflamasyona neden olmasındır (5). Ayrıca gingiva veya oral mukozaya yerleştirilen ipek sütur, kapiller özelliği nedeniyle devamlı yara içinde bakteri adezyonuna neden olur. Bakteriler multiflament yapıdaki ipliğin kanalları aracılığıyla ilerler (11,13,46).

Sentetik iplikler mükemmeli biyolojik özelliklere sahip olmasına rağmen, ipek iplik oral ve masillofasial cerrahide manipülasyonunun ve düğüm tutma

kabiliyetinin iyi olması nedeniyle sıklıkla kullanılır; (5,13,45) fakat günümüzde kullanılan iplikler içinde gerilim direnci en zayıf olan ipliktir (22). Absorbe olmayan iplik olarak sınıflandırılmasına rağmen, implantasyondan sonraki 1 yıl içinde gerilim kuvvetinin % 50' sini kaybederek (25) yaklaşık 2 yıllık bir sürede tamamen absorbe olur (5,23). Gastrointestinal sistemde kullanıldığında ülser, ayrıca üriner sistem ve safra kanallarında kullanıldığında ise taş oluşumuna neden olabileceği bildirilmektedir (25).

İpek; yumuşaklığı, inceliği, esnekliği, kullanım ve bağlama kolaylığı ile sık kullanılan bir sütün materyalidir. İpek absorbe olmayan bir sütün materyali olmasına rağmen, yaklaşık bir yılda çoğu veya tüm gerilme direncini dereceli olarak kaybeder ve genellikle iki yıldan sonra dokuda fark edilemez hale gelir(25). Böylece çok yavaş absorbe olan bir sütün materyali olarak davranır(25). Katgüt hariç herhangi bir sütün materyalinden daha fazla doku reaksiyonuna neden olur (5). Braid-örme yapısı sebebiyle yüksek kapiller özelliğe sahiptir ve enfeksiyona eğilimli yerlerde kullanılmamalıdır. İpek sütün materyallerinin bir diğer klinik avantajı ise, az sayıda düğüm atıldığında bile düğüm emniyetini korumasıdır(5,14,25,45).

2.5.2.2 Polipropilen (Prolene)

Polipropilen, sentetik doğrusal poliolefin olan polipropilenin izotaktik kristalimsi stereoizomerinden üretilen monofilament, sentetik, absorbe olmayan, sütün materyalidir. (23,25). Gerilim kuvveti diğer absorbe olmayan sütün materyalleriyle karşılaştırıldığında, daha düşüktür (47). Boyasız (renksiz) ve ftalosiyalinin mavi ile boyalı olarak satışa sunulmuştur. Düğüm güvenliği düşüktür. Hafızası yüksek bir sütün materyalidir. Ambalajından çıkarıldıktan sonra ambalaj içerisindeki haline geri dönme eğilimindedir (14,21,25,47). Düğüm güvenliğinin düşük olması nedeniyle birden fazla düğüm atılması ve atılan düğümlerin termokoter ile eritilmesi önerilmektedir (25). Yüzey pürüzlülüğü düşüktür, bu nedenle yumuşak dokudan kolay geçer ve dokuda

travmaya neden olmaz (25). Plastikiyet özelliğinin yüksek olması nedeniyle, doku ödemeine uyum sağlar; ancak ödemin azalmasıyla düğümde gevşeme görülebilir (14).

2.5.2.3 Naylon (Ethilon, Monosof, Nurolon, Surgilon, Supramid)

Bu termoplast iplikler, heksametilendiamin ve adipik asitin amin içeren formlarıdır. Monofilament (Ethilon, Monosof) ve multifilament (Nurolon, Surgilon, Supramid) tipleri vardır (21,25). Monofilament formda olan daha sık kullanılır (23). Gerilim kuvvetleri monofilament olanlarda 2 - 3 yıl, multifilament olanlarda ise 6 ay içerisinde yavaşça kaybolur (23). Elastikiyet özelliği açısından diğer suture materyallerinden çok üstündür (21,23). Ayrıca ince olanlar dokuları kesebilir (23). Multifilament yapıda olanların kapiller özelliği vardır (21) ve dokuda daha fazla reaksiyona neden olurlar (23). Monofilament naylon iplik, enfeksiyon varlığında rahatlıkla kullanılabilir (23). Seroza ve sinoviyal boşluklarda kullanıldığında doku içinde kalan ipliğin ucu irritasyona neden olabilmektedir (21).

2.5.2.4 Poliester

Poliester suture materyalleri, yapısındaki aromatik zincirden dolayı, poliamid ve polipropilen suture materyallerinden daha serttir. Monofilament ve multifilament formları vardır. Multifilament poliester suture materyalleri, monofilamentlerle aynı yüksek gerilme direnci ve düşük doku reaksiyonuna sahiptir ve özellikle düğüm emniyeti sağlamak için üretilmiştir. Mevcut poliester suture materyalleri çeşitli yüzey maddeleri ile doyurulur veya kaplanır. Silikon ve teflon ile kaplama ve emdirme, suture materyallerinin dokuyu çekmesini ve kapiller etkisini azaltmasına rağmen, düğüm emniyetini azaltır. Poliester suture materyalleri, direnç açısından metal ameliyat ipliklerinden sonra gelir (42).

Poliester sütur materyalleri, ipek ve katgtten daha sağlamdır (25); fakat düğüm tutması zayıftır (21). Poliester, dokulardan geçerken travmaya neden olur (23). Travmanın derecesini azaltmak ve manipülasyonunu kolaylaştırmak için polibutilat ile kaplanmıştır (25).

2.5.2.5 Poliamid

İlk sentetik sütur materyali olarak bilinen poliamid, yüksek gerilme direnci, üstün elastik özellikleri ve minimum doku reaksiyonuna neden olmasıyla, tercih edilen bir iplik tipidir. Poliamid 6 ve poliamid 6,6 sütur materyali olarak kullanıma sunulmuş olan poliamid türleridir. Örgülü ve monofilament olarak 2 ayrı yapıda üretilirler. Monofilament tipi, absorbe olmayan sütur materyalleri arasında en çok tercih edilenidir, ancak yüksek hafıza özelliği nedeniyle kullanım esnasında zorluk yaratabilir. Bu nedenle düğümün tutması için fazladan 3 veya 4 düğüm atılması gerekebilir. Tüm bu dezavantajları önlemek, hafızasını azaltarak, bklebilirliğini arttırmak için alkolde ıslatılmış olarak kullanıma sunulmuştur. Poliamid sturların multifilament yapıda olanları ise yüksek enfeksiyon oluşturma riskine rağmen daha kolay kullanım özelliklerine sahiptir. Kapillaritesi monofilament tiptekine göre daha yüksektir. Bu nedenle silikon ile kaplanarak kullanılırlar. (23,48). Bazı ticari tipleri şunlardır:

Ethilon: Yüksek gerilme direncine sahiptir ve doku reaksiyonu çok azdır. Direnci canlı dokularda yılda %15 kadar bir oranda azalır. Özellikle retansiyona ve deri kapatmaya çok uygundur. Rengi yeşil veya siyahtır (48).

Nurolon: Siyah renkli, örgülü multifilament yapıdadır. İpeğe benzer fakat, ipekten daha dirençlidir ve daha az doku reaksiyonu meydana getirir (48).

Surgilon: Örgülü multifilament yapıdadır. Silikon ile kaplanmasının bir sonucu olarak yumuşak doku geçişi sağlar ve kapillaritesi azalır. Başlangıç gerilimini

çok daha uzun bir süre koruyabilmesi, diğer absorbe olmayan süturlara göre en büyük üstünlüğüdür. Beyaz veya siyah renkte kullanılabilir (6,48).

Dermalon: Monofilament bir yapıya sahiptir. Gerilim direnci oldukça yüksektir. Tercih nedenleri; minimum reaksiyon potansiyeli, dokulardan çok rahat geçiş sağlaması ve kapilleritesinin olmayışdır. Mavi, siyah renkli veya renksiz olarak kullanılabilir. Monofilament olduğundan süturların alınması örgülü materyallere göre hasta açısından çok daha rahattır (14,48).

2.6 TÜKÜRÜK

Tükürük bezleri tarafından ağız ortamına salınan, çok fonksiyonlu ağız sıvısıdır. Optimum pH' nin biraz altında (6,5-7 pH), mukoseröz, berrak bir yapıdadır. Sistemik hastalıkların tanısı da dahil bir çok alanda yararlanılan önemli bir vücut sıvısıdır. Çeşitli tükürük bezlerinden farklı miktarlarda ve farklı yoğunluklarda salgılanırlar. Yüzde 99 oranında su içeren bu vücut sıvısının, uyarılara bağlı olarak, şiddeti ve bileşimi değişkenlik göstermektedir. Gün içerisinde değişkenlik gösteren tükürük salgısı bileşiminin sayısal olarak belirlenmesi çok zor olmasına rağmen Jenkins (1978) yüzlerce birey üzerinde yaptığı standart bir çalışma sonucunda tükürük bileşimini gösteren bir tablo hazırlamıştır (Tablo 2.2) (49). Edgar (1990) bu tabloyu daha da geliştirerek yapıtaşları olan proteinleri ayrıntılı bir şekilde ele almıştır (50). Böylece laktoferrin, laktoperoksidaz, histadin, statherin ve prolin gibi bir çok proteini tanımlamıştır.

Tükürük bileşimi (mg/100 ml)

Organik Bileşenler	Miktar (mg)	İnorganik Bileşenler	Miktar (mg)
protein	220	Sodyum	15
amilaz	38	Potasyum	80
lizozim	22	Tiyosiyanat:	
IgA	19	1.sigara içenler	9
IgG	1,4	2 sigara içmeyenler	2
IgM	0,2	Kalsiyum	5,8
glukoz	1,0	Fosfat	16,8
üre	20	Klorür	50
ürik asit	1,5	Fluorür	0,028
kreatinin	0,1		
kolestrol	8		
cAMP	7		

Tablo 2.2: Jenkins'e göre uyarılmamış tükürük yapısı - ortalama değerler

Tükürük bezleri otonom sinir sisteminin hem sempatik hem de parasempatik kısımları tarafından kontrol edilir (51). Tükürükte sodyum, potasyum, bikarbonat, magnezyum, kalsiyum, fosfat tuzları bulunur. Bu tuzlar dışında müsinler, enzimler, proteinler ve immünglobülinler, üre ve amonyak

gibi azot içerikleri de tükürük formülünde bulunmaktadır. Bu komponentlerin tükürük içerisinde çeşitli görevleri vardır:

- 1) Fosfat, üre ve bikarbonatlar, tükürük tamponlama kapasitesi ve pH düzenlenmesinde görev almaktadır.
- 2) Müsinler, makromoleküllü proteinler, mikroorganizmalara bağlanma ve bakteri plağı metabolizmasında rol oynarlar.
- 3) Fosfat, kalsiyum ve proteinler, demineralizasyon ve remineralizasyonda görev alırlar.
- 4) İmmünglobülinler, proteinler ve enzimler, antibakteriyel düzenlemeye yardımcı olurlar (52).

Tükürük yapı taşlarının sayımını zorlaştıran bakteri, epitel hücreleri ve müsinler, tükürük formülünün analizini de zorlaştırmaktadır. Toplanan tükürükteki CO₂ kaybının fazla oluşu formül analizini zorlaştıran bir diğer faktördür. Değişik bezlerden farklı miktarda ve içerikte salgı üretilmesi, tükürüğün ağız içinde farklı bölgelerde değişik tiplerde koruma sağladığını düşündürmektedir (53). İnsan tükürüğünde 100 ml' deki toplam protein içeriği Tablo 2.2' de gösterildiği gibi 220 mg olmasına rağmen kişiler arasında büyük farklılıklar gösterebilir (49). Tükürük albümin, IgG, IgM, transferin, lipoprotein gibi kan proteinleri de taşır; ancak bu kan proteinleri tükürük proteinlerinin ancak % 1'ini teşkil eder. Müsinler ise ağız boşluğu, sindirim ve solunum sistemi, ürogenital sistem salgılarında bulunurlar (54). Ağız içinde, yumuşak ve sert dokuların üzerini kaplayan, visköz bir yapıda ve biofilm olarak adlandırılan tabakayı oluştururlar. Bu tabaka çiğneme konuşma ve yutkunmaya yardımcı olur (55).

2.6.1 Sentetik Tükürük

Tükürük komponentleri çok çeşitli görevler üstlenmektedir ve bu komponentlerin çeşitli uyaranlar etkisiyle, süratle ve büyük ölçüde değişikliğe uğramaları, tükürüğün taklit edilebilirliğini zorlaştırmaktadır (56). Sentetik tükürük ağız içerisinde olabildiğince uygun yapılmaya çalışılır. Fiziko-kimyasal yapı bakımından, doğal tükürüğe oldukça benzer özellikler taşımaktadır. Özellikle kserostomili hastalarda, tükürük azlığı ya da yokluğunun, sentetik tükürük ilavesiyle önüne geçilmeye çalışılır (57). Bu tür hastalarda antibakteriyel açıdan, sentetik tükürük uyarımının ne kadar gerekli olduğu tahmin edilebilir. Sentetik tükürük ıslatma ve yıkama açısından çok önemlidir; ancak doğal tükürük komponentleriyle kıyaslanamayacak kadar az oranda koruma sağlar (58).

Yapılan çalışmalarda gerçeğine uygun sentetik tükürük yapımında zorluklar yaşanmıştır. Sentetik tükürük üretimi zordur; çünkü tükürük hem çok karmaşık bir yapıya sahiptir hem de yapıtaşlarının miktarlarında büyük oynamalar gerçekleşmektedir (49). Tükürük komponentleri, gelen uyarının tipine, süresine ve yoğunluğuna, beslenme alışkanlıklarına, günün saatine göre, yaşa, sistemik hastalıklara ve alınan ilaçlara göre değişim gösterir. Bu yüzden tek bir sentetik tükürük formülünün gerçeği yansıttığı söylenemez. Bugüne kadar değişik içerikli ve oranlı tuz içerikleriyle bir çok formül önerilmiştir (59,60,61).

3. MATERYAL VE METOD

3.1 Sentetik Tükürük

Çalışmada kullanılan sentetik tükürük Yeditepe Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı laboratuvarında üretildi. Sentetik tükürük formülü, pek çok bilimsel araştırmada kullanılan Shannon' un sentetik tükürük formülünün modifiye edilmesiyle elde edildi.

Shannon' un Sentetik Tükürük Formülü (Shannon 1982) :

2 lt için:

<u>Madde</u>	<u>Miktar</u>
1) NaF	8,40 mg
2) NaCl	2560,00 mg
3) CaCl ₂	332,97 mg
4) MgCl ₂ (6H ₂ O)	250,00 mg
5) KCl	189,48 mg
6) CH ₃ COOK	3015,00 mg
7) K ₃ PO ₄ (3 H ₂ O)	772,00 mg
8) % 85' lik H ₃ PO ₄ (pH'nın 6,5-7 olması için).	
9) Müsin	10 gr
10) Lizozim	1g

11) IgA 1g

Modifiye Edilmiş Formül:

1 lt için:

<u>Madde</u>	<u>Miktar</u>
1) NaF	4.20 mg
2) NaCl	380,00 mg
3) CaCl ₂	193,00 mg
4) MgCl ₂ (6 H ₂ O)	125,00 mg
5) KCl	95,00 mg
6) CH ₃ COOK	1507.00 mg
7) K ₃ PO ₄	237,00 mg

Bu çalışmada, sütür materyallerinin yalnızca sıvı absorpsiyonu baz alındığı için modifiye formülde müsin, lizozim ve IgA kullanılmasına gerek duyulmadı. Bu komponentlerin yerine sentetik tükürüğün viskozitesini arttırmak için 3 gr HPMC (Hidroksipropilmetilselüloz) formüle dahil edildi. Komponentler Scaltec SBA 31 (Scaltec. Instruments, Heiligenstadt, Germany) marka hassas terazi (Resim 3.1) ile ağırlıkları ölçüldükten sonra 600 ml' lik beherlerde, 500 ml' lik distile su içinde çözüldü. Daha sonra numuneler 1 lt' lik beherlere alınarak HPMC' nin tamamen çözülmesi beklendi. Oluşturulan sentetik tükürüğün pH' si 6,5-7 aralığında bulundu. Viskozite ölçümleri Brookfield/Dv-II + Pro (Brookfield Engineering Laboratories, INC. Middleboro, MA, USA) marka viskozimetre ile yapıldı. Daha sonra numune 600 ml' lik behere alınarak, ürün içerisinde hava kabarcığı kalmayana kadar ultrasonik

banyoda bekletildi. Numune sıcaklığı 20-25 °C arasında ayarlandı. Viskozite, 12 rpm (dakikadaki dönü hızı)' de 36,7 cP, 30 rpm' de 16 cP, olarak ölçüldü.



Resim 3.1: Çalışmada kullanılan hassas terazi

3.2 Sütur Materyalleri

Çalışmada ipek, Prolen, Vicryl ve PGA sütur materyalleri kullanıldı.

İpek sütur materyali (Doğsan Tıbbi Malzeme Sanayi A.Ş., Türkiye), fibroin adı verilen organik proteinden elde edilmiş, absorbe olmayan, steril cerrahi bir ipliktir. Cerrahi ipek sütur, 12 poşetlik kutularda, siyah, örgülü, silikon kaplı, USP standartlarına göre 3/0 kod numaralı ve örgülü yapıdadır. Uzunluğu 75 cm dir (Resim 3.2).

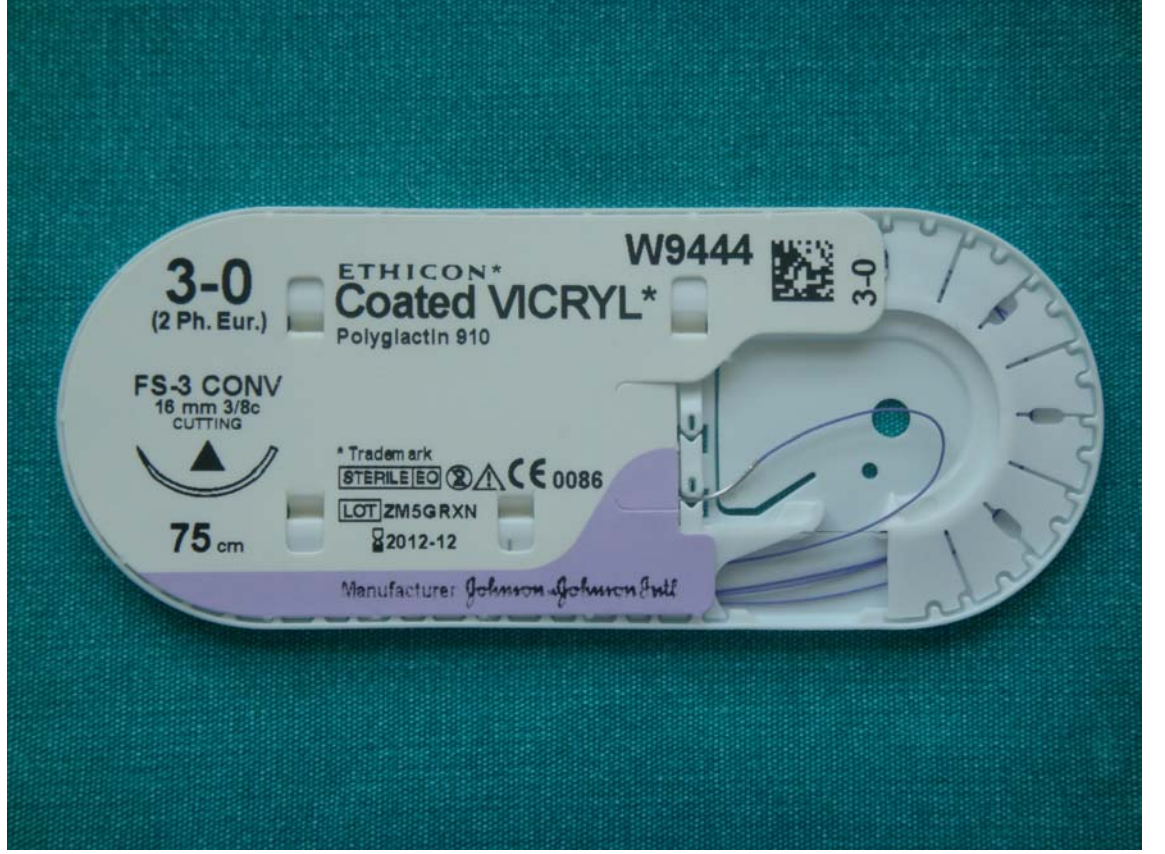


Resim 3.2: Çalışmada kullanılan ipek sütur materyali



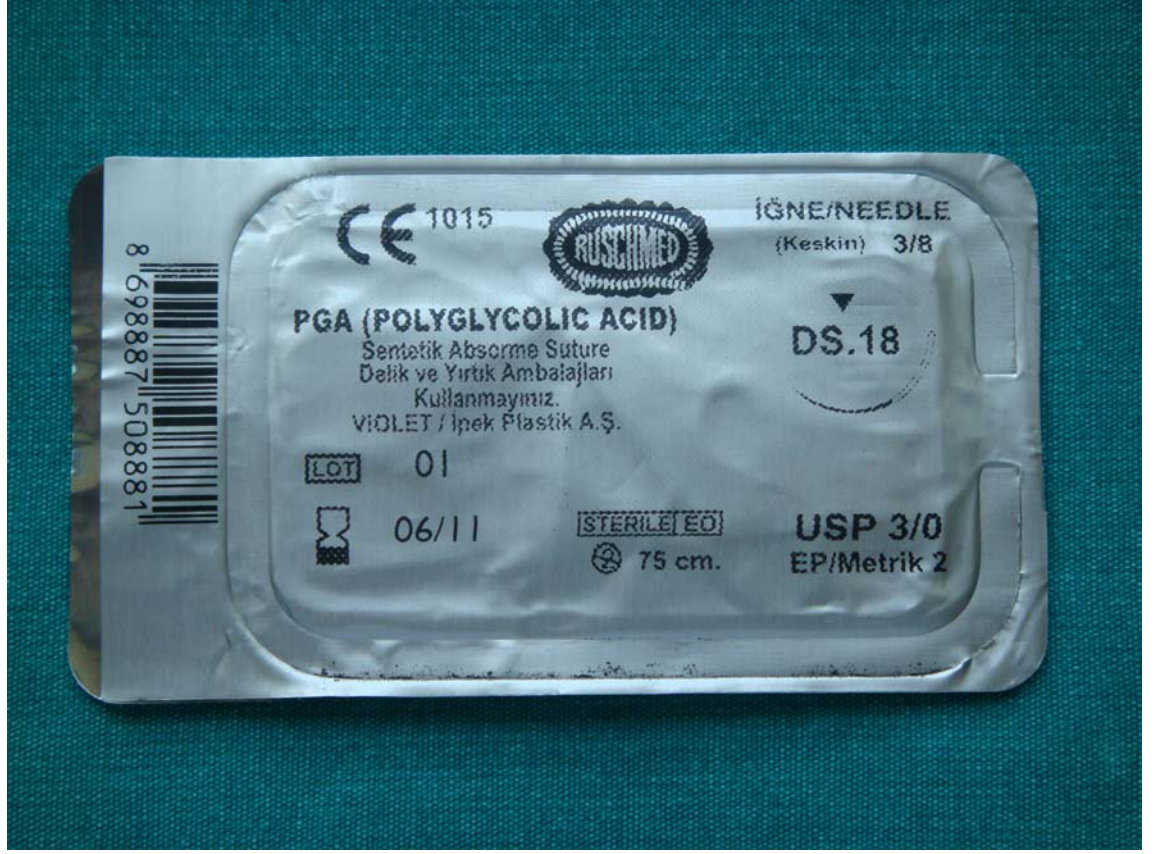
Resim 3.3: Çalışmada kullanılan Prolen suture materyali

Prolen suture materyali (Ethicon Division of Johnson & Johnson Medical Limited, Belgium), sentetik doğrusal poliolefin olan polipropilenin izotaktik kristalimsi stereoizomerinden üretilen, monofilament, sentetik, absorbe olmayan, mavi renkli, steril cerrahi ipliktir. USP standartlarına göre 3/0 kod numaralı, 12 poşetlik kutularda, 75 cm uzunluğundadır (Resim 3.3).



Resim 3.4: Çalışmada kullanılan Vicryl suture materyali

Vicryl suture materyali (Ethicon Division of Johnson & Johnson Medical Limited, Belgium), %90 glikolit ve % 10 L-laktid içeren bir kopolimerden üretilen, sentetik, absorbe olabilen, multiflament, örgülü, steril cerrahi ipliktir. Sutureler, polimerizasyon sırasında D+C mor # 2 eklenerek boyanmıştır. USP standartlarına göre 3/0 kod numaralı, 12 poşetlik kutularda, 75 cm uzunluğundadır (Resim 3.4).



Resim 3.5: Çalışmada kullanılan PGA suture materyali

PGA suture materyali (Ruschmed, İpek Plastik Kimya-Boya ve Sağlık Ürünleri San. Tic. A.Ş., Gani Eren/Optimal Engineering, Türkiye), %100 poliglikolik asit kopolimerinden imal edilmiş, sentetik, absorbe olabilen, multiflament, örgülü, violet renkte, USP standartlarına göre 3/0 kod numaralı, 12 poşetlik kutularda, 75 cm uzunluğundadır (Resim 3.5).

Standardizasyon sağlamak amacıyla tüm suture materyalleri, 3/0 kalınlığında, 75 cm uzunluğunda kullanıldı.

3.3 Laboratuvar Düzenegi

Çalışmanın ikinci kısmı Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yumuşak Doku laboratuvarında gerçekleştirildi. Çalışma için her bir tür suture materyalinden 10'ar adet kullanıldı. Kırk ayrı suture materyali ilk gündeki (0. gün) kuru ağırlıkları ölçülerek, birbirlerine karışmalarını engellemek amacıyla,

eşit büyüklükteki 40 ayrı plastik kaba yerleştirildi. Kaplara ayrı ayrı 50' şer ml sentetik tükürük eklendi ve kliniğimizde de sütür materyallerinin ağız içerisinde ortalama kalma süreleri olan 7 gün süreyle, her gün ağırlıkları ölçüldü. Sütür materyallerinin ağırlıkları Scaltec SBA 31 marka hassas terazi ile yapıldı.



Resim 3.6: Her biri ayrı plastik kaplara yerleştirilmiş sütür materyalleri

3.4 İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapıldı. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra çoklu grupların tekrarlayan ölçümlerinde Friedman testi, gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi ve alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

İpek grubunun 0., 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). Sıfırıncı gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.2) 1. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,001$), 2. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.2). Üçüncü gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunurken ($p<0,05$) (Tablo 4.2), diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1)

Prolen grubunun 0., 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). Sıfırıncı gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,01$) (Tablo 4.2). Birinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,001$) (Tablo 4.2). İkinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 6. gün sıvı absorpsiyon değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$) (Tablo 4.2). Üçüncü gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 6. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu; ancak, ($p<0,05$) (Tablo 4.2) diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1)

Vicryl grubunun 0., 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). Sıfırıncı gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.2). Birinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.2). İkinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 5. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$), diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

PGA grubunun 0., 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.2). Sıfırıncı gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.2). Birinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 4., 5., 6., 7. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.2). İkinci gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamaları 5., 6. gün sıvı absorpsiyon değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunurken ($p<0,05$, $p<0,01$) (Tablo 4.2), diğer zamanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.3).

	İpek Grubu	Prolen Grubu	Vicryl Grubu	PGA Grubu	KW	p
0.Gün	72,04±0,65	65,45±0,39	87,78±0,93	96,18±0,83	36,61	0,0001
1.Gün	99,37±2,24	65,24±0,26	101,34±0,77	120,65±4,42	33,88	0,0001
2.Gün	103,05±0,8	65,46±0,29	103,66±1,36	123,58±2,54	33,66	0,0001
3.Gün	105,42±2,41	65,49±0,53	104,9±1,87	125,59±2,91	32,98	0,0001
4.Gün	108,52±1,75	66,11±0,51	108,27±2,66	130,99±5,41	32,94	0,0001
5.Gün	109,98±1,24	66,58±0,67	109,32±3,68	133,11±4,96	33,11	0,0001
6.Gün	111,05±0,95	66,96±0,66	108,53±1,78	134,18±4,41	35,11	0,0001
7.Gün	112,44±1,85	66,53±1,05	107,69±1,5	132,02±3,73	36,24	0,0001
Fr	69,17	51,40	60,71	61,73		
p	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		

Tablo 4.1: Gruplar arası ve ölçüm zamanları arasında sıvı absorpsiyon ölçümlerinin karşılaştırılması. (Tablo içindeki ağırlık değerleri mg. olarak ifade edildi)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	İpek Grubu	Prolen Grubu	Vicryl Grubu	PGA Grubu
0.Gün / 1.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
0.Gün / 2.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
0.Gün / 3.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
0.Gün / 4.Gün	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.001	P < 0.001
0.Gün / 5.Gün	P < 0.001	P < 0.05	P < 0.001	P < 0.001
0.Gün / 6.Gün	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.001	P < 0.001
0.Gün / 7.Gün	P < 0.001	P < 0.05	P < 0.001	P < 0.001

1.Gün / 2.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
1.Gün / 3.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
1.Gün / 4.Gün	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05
1.Gün / 5.Gün	P < 0.05	P < 0.01	P < 0.001	P < 0.01
1.Gün / 6.Gün	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.001
1.Gün / 7.Gün	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.05
2.Gün / 3.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
2.Gün / 4.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
2.Gün / 5.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.05
2.Gün / 6.Gün	P < 0.01	P < 0.01	P > 0.05	P < 0.01
2.Gün / 7.Gün	P < 0.001	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
3.Gün / 4.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
3.Gün / 5.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
3.Gün / 6.Gün	P > 0.05	P < 0.01	P > 0.05	P > 0.05
3.Gün / 7.Gün	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
4.Gün / 5.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
4.Gün / 6.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
4.Gün / 7.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
5.Gün / 6.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
5.Gün / 7.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
6.Gün / 7.Gün	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05

Tablo 4.2: Her bir grubun anlamlılık değerlerinin zamana göre karşılaştırılması

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 0. gün kuru ağırlık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun kuru ağırlık değeri ortalamaları PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.3). Prolen grubunun kuru ağırlık ortalaması Vicryl ve PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.3). Diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 1. gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.3). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması Vicryl ve PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.3). Diğer değerler arasında istatistiksel farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 2. gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$), Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması Vicryl ve PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$, $p<0,001$) (Tablo 4.3) ve diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 3.gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük, Prolen grubundan ise yüksek bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.3). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması Vicryl ve PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,001$) (Tablo

4.3). Vicryl grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$), ancak, diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 4.gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük, Prolen grubundan yüksek bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.3). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması Vicryl ve PGA gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,001$) (Tablo 4.3). Vicryl grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.3), ancak diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	0. Gün	1. Gün	2. Gün	3. Gün	4. Gün	5. Gün	6. Gün	7. Gün
İpek Grubu / Prolen Grubu	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.01	P < 0.001
İpek Grubu / Vicryl Grubu	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05
İpek Grubu / PGA Grubu	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Prolen Grubu / Vicryl Grubu	P < 0.001	P < 0.01	P < 0.01	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05
Prolen Grubu / PGA Grubu	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001	P < 0.001
Vicryl Grubu / PGA Grubu	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.05	P < 0.01	P < 0.001

Tablo 4.3: Tüm ölçüm zamanlarında gruplar arası karşılaştırmalar

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 5.gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$) (Tablo 4.1). İpek grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük, Prolen grubundan yüksek bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.3). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması, Vicryl ve PGA gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$, $p<0,001$) (Tablo 4.3). Vicryl grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.3), ancak diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 6.gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0,01$) (Tablo 4.1). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p<0,001$) (Tablo 4.3), Vicryl grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması ise PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük tespit edildi ($p<0,01$) (Tablo 4.3). Diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının 7. gün sıvı absorpsiyon ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi (Tablo 4.1). Prolen grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$) (Tablo 4.3). Vicryl grubunun sıvı absorpsiyon ortalaması PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,01$) (Tablo 4.3), ancak diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

	İpek Grubu	Prolen Grubu	Vicryl Grubu	PGA Grubu	KW	p
Değişim Miktarı (mg)	40,40±1,82	1,08±1,02	19,91±1,59	35,84±3,84	35,05	0,0001
Değişim Yüzdesi (%)	35,91±1,09	1,60±1,49	18,47±1,28	27,09±2,18	36,58	0,0001

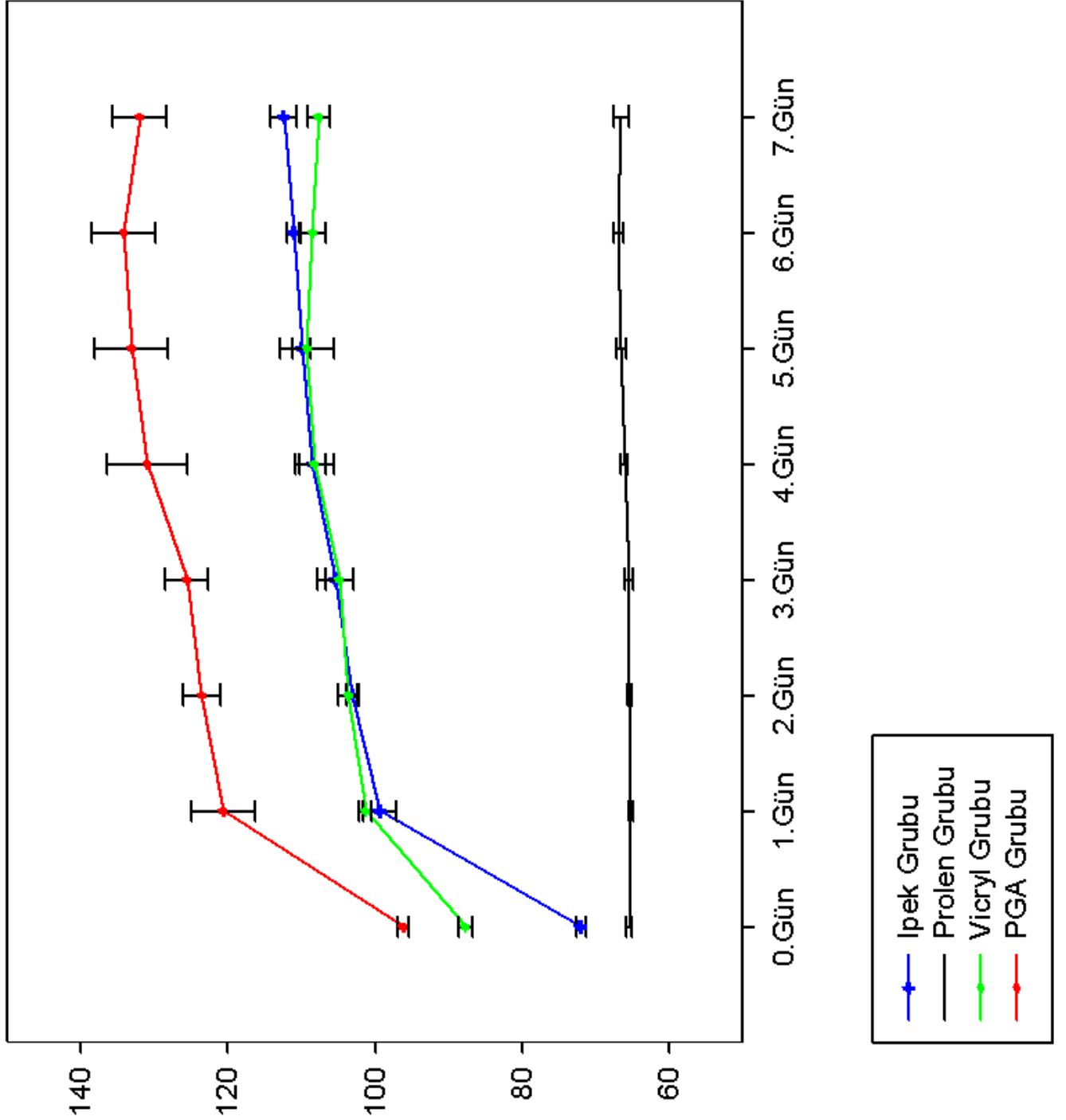
Tablo 4.4: Grupların ortalama ağırlık değişim miktarı ve yüzdelerinin karşılaştırılması.

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının ortalama ağırlık değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). İpek grubunun ortalama ağırlık değişimi Prolen ve Vicryl gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,001$, $p<0,01$), Prolen grubunun ortalama ağırlık değişimi Vicryl ve PGA grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$, $p<0,05$), diğer değerler arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

İpek, Prolen, Vicryl, PGA gruplarının sıvı ortalama ağırlık değişim yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p=0,0001$). İpek grubunun ağırlık değişim yüzdesi Prolen ve Vicryl gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,001$, $p<0,01$), Prolen grubunun ağırlık değişim yüzdesi Vicryl ve PGA gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p<0,001$, $p<0,05$). Diğer değerler arasında istatistiksel farklılık tespit edilmedi ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

	Değişim Miktarı	Değişim Yüzdesi
İpek Grubu / Prolen Grubu	P < 0.001	P < 0.001
İpek Grubu / Vicryl Grubu	P < 0.01	P < 0.001
İpek Grubu / PGA Grubu	P > 0.05	P > 0.05
Prolen Grubu / Vicryl Grubu	P < 0.05	P < 0.05
Prolen Grubu / PGA Grubu	P < 0.001	P < 0.001
Vicryl Grubu / PGA Grubu	P > 0.05	P > 0.05

Tablo 4.5: Değişim miktarı ve yüzdeleri anlamlılık değerlerinin karşılaştırması.



Tablo 4.6: Dört ayrı sütür materyalinin sıvı absorpsiyon miktarının (mg), günlere göre değişimi

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Sütur materyallerine yönelik pek çok değişik araştırma mevcuttur. Bu araştırmalardan bir kısmı sütur materyallerinin fiziksel özelliklerini incelerken, bir kısmı yara iyileşmesi ve yara enfeksiyonu gibi konulara değinmiştir. Mevcut literatür incelendiğinde sütur materyallerinin sıvı absorpsiyon kapasitelerine yönelik çalışmaların çok az olduğu görülmektedir.

Lilly ve ark. (1968) köpek mukozasında 9 ayrı sütur materyali üzerinde yaptıkları çalışmada, monofilament çelik tel ve naylon sütur materyallerinin en az doku reaksiyonuna neden olduğunu vurgularken, katgütün bu iki sütur materyaline oranla daha yüksek doku reaksiyonuna neden olduğunu belirtmişlerdir. Multiflament sütur materyallerinin monofilamentlere oranla, daha yüksek oranda doku reaksiyonu oluşturduğu, keten iplik dışındaki sütur materyallerinin oluşturduğu reaksiyonlar arasında küçük farklar gözlenirken, keten ipliğin son derece şiddetli doku reaksiyonuna neden olduğu rapor edilmiştir. Oral mukozada, diğer anatomik bölgelerle karşılaştırıldığında daha farklı doku reaksiyonu gözlenmesini, bakteri ve oral sıvıların yara içine ilerlemesi olarak açıklamışlardır (62). Lilly ve ark. aynı yıl yayınlanan bir başka çalışmalarında (1968), sistemik antibiyotik uygulamasının anlamlı sonuçlar vermediği ve multiflament sütur materyallerinin üzerindeki çeşitli yarıklardan alınan örneklerin farklı bakteri türleri barındırdığını rapor etmişlerdir (63). Sütur materyallerinin kapillarite farklılıkları bakteri adezyonu ve buna bağlı doku reaksiyonu gelişmesine yol açabilir. Bizim çalışmamızda bulduğumuz kapillarite farklılıklarına ilişkin sonuçların sütur materyallerine bakteri adezyonu ve doku reaksiyonu ile ele alınması gerektiğini düşünmekteyiz.

Forrester ve ark. (1970) tarafından yapılan bir hayvan çalışmasında oluşturulan 500'ün üzerinde yara 10 gün ile 150 gün arasında değerlendirilmiştir. Yara kapatılmasında bant ve suture karşılaştırılmış ve oluşan skar dokuları da kırılma noktaları açısından değerlendirilmiştir. Giderek artan ağırlıklarda doku dayanıklılığı ölçülmüş, ayrıca deri ve yara örnekleri ışık ve elektron mikroskopunda incelenmiştir. Aynı hayvanlar üzerinde, aynı zaman aralıklarında yapılan çalışmalarda, 10'uncu günde suture edilen yaraların bantla sabitlenenlere göre belirli bir şekilde daha kuvvetli olduğu gözlenmiştir. Yirminci günde belirgin bir fark bulunamamış, 40, 60, 100 ve 150'inci günlerde ise bantla sabitlenmiş yaraların belirgin şekilde daha kuvvetli olduğu görülmüştür. Yaranın kopma noktasına kadar, yaralanmamış deri ile karşılaştırılmasında suture edilmiş yaraların daha fazla uzamaya imkan verdiği gözlenmiştir. Subkütanöz kaslar üzerinde oluşturulan yaraların, ışık mikroskobu altında değerlendirilmesinde, yara kenarlarının apozisyonunun bantla kapatılan yaralara oranla daha lineer olduğu ve kollojen fibril üretiminin daha yoğun olduğu gözlenmiştir. Elektron mikroskopuyla alınan görüntülerin sonuçları, ışık mikroskopuyla alınanlara paralellik göstermiştir (64).

Herrmann (1971) bir çalışmasında çeşitli suture materyalleri arasında, gerilme direnci ve düğüm güvenliğini incelemiştir. Bu çalışmaya göre, metalik suturelar en dayanıklı suturelar olarak bulunmuştur. Sentetik plastik materyaller ikinci sıradadır. İpek, yün ve katgüt gibi doğal suture materyalleri ise en zayıf ipliklerdir. Düğüm güvenliğinin sürtünme katsayısıyla bağlılığına rağmen, metalik suturelar mükemmel düğüm güvenliğiyle ilk sırayı almıştır. Mumla kaplanmış teflon ve silikon suturelerse en az düğüm güvenliğine sahiptir. Katgüt, kuruyken güvenli düğümler atılabilmekte, fakat vücut sıvılarıyla ıslandığında hem düğüm güvenliğini hem de gerilme direncini kaybetmektedir. Araştırma sonrasında diğer materyallerin ortalama değerlerde düğüm güvenliği ve gerilme kuvvetine sahip olduğu görülmüştür. Dakronun metalik olmayan suture materyalleri arasında en yüksek gerilme direncine sahip olduğu,

poliglikolik asitin ise en az Dakron kadar gerilme direnci ve düğüm güvenliğine sahip olduğu bildirilmiştir (42). Sütür materyallerinin farklı sıvı absorpsiyon oranları, düğüm güvenliğini de etkileyecektir. Sıvı absorpsiyon kapasitesi ile düğüm güvenliğini araştıran çalışmaların yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Van Winkle ve ark. (1972) çalışmalarında, ısı sterilizasyonunun katgüt, ipek, yün gibi sütür materyallerinin dayanıklılığına olumsuz etkileri olduğunu vurgulamışlardır. İyonize radyasyon ve etilen oksit ile elde edilen sterilizasyonun, bu olumsuz etkileri azalttığını kaydetmişlerdir. Ancak etilen oksitin katgüt içindeki lizin, hidroksilizin ve histidin gibi kollojen komponentleriyle etkileşime girerek, katgütün absorpsiyonunu yavaşlattığı gözlemlenmiştir. Ayrıca örgülü ve burgulu yapıdaki sütür materyallerinin, monofilament olanlara göre çok daha fazla düğüm güvenliği olduğu ifade edilerek, yapısal olarak makaslama kuvvetinin dayanıklılığa etkisi belirtilmiştir (44).

Thacker ve ark. (1975) sütür materyallerinin mekanik özellikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, 4-0 ipliklerde düğüm güvenliğinin sağlanması için en az 5 düğüm atılmasının gerekliliğini savunmuştur. Atılan her düğümde, düğüm güvenliğinin biraz daha arttığını, ancak sayı arttıkça, artış oranının düştüğünü rapor etmişlerdir. Ayrıca atılan düğüm sonrasında sütürün kesilen kısmının uzunluğunun en az 3 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir (4).

Blomstedt ve ark. (1977) sütür materyalleri üzerinde yaptıkları in-vitro çalışmada, multiflament sütür materyalleri içerisine bakteri adezyonu ve üremesinin olduğunu vurgularken, bu materyallerin farklı maddelerle kaplanmasının bakteri adezyonunu önemli ölçüde azalttığını rapor etmişlerdir (65).

Racey ve ark. (1978) insan oral mukozasında yaptıkları araştırmada, absorbe olabilen polilaktik asit (Vicryl) ve poliglikolik asit (Polyglactin 910)

sütur materyallerini ipek ve kaplanmamış katgüt sütur materyalleri ile karşılaştırmışlardır. Yedi gün sonunda, Vicryl ve ipek benzer ölçülerde doku reaksiyonu gösterirken, kaplanmamış katgütün büyük oranda absorbe olduğu gözlenmiş olmasına rağmen, çok şiddetli doku reaksiyonu rapor edilmiştir (66).

Chu (1981) klinikte sık kullanılan 7 sütur materyali üzerinde yaptığı stres-gerginlik testleri sonucunda sütur materyallerini 4 gruba ayırmıştır. Birinci grup; sert ve kırılabilir olanlar (Mersilen ve ipek gibi), 2. grup; kuvvetli ve şekillendirilebilir olanlar (Dexon, Vicryl ve Ethilon gibi), 3. grup; zayıf, şekillendirilebilir ve dayanıklı olanlar (Prolen), 4. grup; zayıf, şekillendirilebilir ve yumuşak olanlar (Nurolon). Sütur materyallerinin implante edilecek dokuya uygun elastikiyete sahip olması gerektiğini vurgulamış, stres-gerginlik testlerinin esas alınması gerektiğini belirtmiştir. Örneğin; Ethilon'un uzama katsayısının % 78 olduğunu ve kalp kasında (uzama katsayısı % 63,8) kullanımının uygun olduğunu rapor etmiştir. İmplant edilen sütünün, doku ödeme uyum sağlaması gerektiğini ve ayrıca ödemle birlikte dokulara baskı uygulamaması gerektiğini vurgulamıştır (67).

Ray ve ark. (1981) Long-Evans sıçanları üzerinde, monofilament, sentetik, absorbe olabilen, polidioksanon (PDS) sütur materyalinin mekanik özellikleriyle ilgili çalışmalar yapmışlardır. Kullanım öncesi, PDS sütur materyalinin absorbe olmayan monofilament sütur materyallerine göre, dayanıklılık testlerinde daha üstün olduğunu belirtmişlerdir. 2-0 PDS ile yapılan çalışmada, 28 gün sonunda ilk gerilim kuvvetinin % 70' ini, 56 gün sonra ise ilk gerilim kuvvetinin % 13' ünü koruduğu rapor edilmiştir. Örgülü, sentetik, absorbe olabilen sütur materyallerinde bu oran, % 1 ile % 5 arasında değişmektedir. Aynı çalışmada, hücresel düzeyde doku reaksiyonu sadece sütur materyali etrafındaki küçük bir alanda görülmüştür. Bu özellik daha önce yapılmış poliglaktin ve poliglikolik asit çalışmalarına paralellik göstermektedir. PDS' nin tamamen absorbe olması 180 gün olarak rapor edilirken, poliglaktin 60 ila 90 gün, poliglikolik asit ise 120 günde tamamen absorbe olabilmektedir

(67). Tüm bu veriler eşliğinde, PDS' nin esneklik ve direnç özelliklerinin poliglaktin ve poliglikolik asitten daha üstün olduğu vurgulanmıştır (68).

Chu (1982), üç ayrı pH değerinde Poly(glikolide-lactide) (Vicryl) ve poliglikolik asitin (Dexon) gerilme direnci karşılaştırmasını yapmıştır. Asidik (pH 5,25), fizyolojik (pH 7,44), alkalın (pH 10,09) ortamlarda yapılan çalışmada, genel olarak Vicryl'in Dexon'a göre daha yüksek gerilme direncine sahip olduğu ve daha hızlı hidrolize edildiği rapor edilmiştir. Dexon asidik ortamda, alkalın ortama göre daha yüksek gerilim direnci göstermiştir. Bu araştırma sonucunda, farklı vücut dokularına implante edilecek absorbe olabilen suture materyallerinin seçiminde pH faktörünün önemli olduğu vurgulanmıştır (69).

Jensen ve ark. (1983) 57 hasta üzerinde yaptıkları çeşitli oftalmik cerrahi uygulamalar sırasında, Dexon ve Vicryl' in daha sık kullanılan katgüte oranla gerilim direnci üstünlüğünü ve daha az doku reaksiyonuna neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Vicryl absorpsiyonunun sadece hidrolizle açıklanamayacağını, hidrolizle beraber enzimatik reaksiyonların varlığını da belirtmişlerdir. Plastikiyet açısından Dexon'un üstünlüğünü ve bunun ödem üzerine etkisini tartışmışlardır. Vicryl'in gerilme direncinin Dexon'a göre daha üstün olduğunu rapor etmekle beraber, bu iki absorbe olabilen suture materyalinin de oftalmik cerrahide kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir (20).

Katz ve ark. (1985) 105 albino Sprague-Dawley tavşanında yaptıkları in-vivo çalışmada, glikolid trimetilen karbonat içerikli, 4-0 Maxon suture materyalinin fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. Gerilme direnci, materyal absorpsiyonu ve doku reaksiyonu üzerine araştırmalar yapmışlardır. Gerilme direnci testlerinde Maxon suture materyalinin, 14. günde gerilme direncinin % 81' ini, 28. günde % 59' unu, 42. günde ise % 30' unu koruduğunu belirtmişlerdir. Bu değerlerin poliglikolik asit içerikli suture materyallerinin aynı tarihli gerilme dirençlerinden daha yüksek seyrettiğini vurgulamışlardır.

Materyalin absorpsiyon oranlarını ise 3 ve 9 aylık zaman diliminde belirli periyotlarda değerlendirilmiş ve materyalin tamamen canlı dokuda kayboluşunun 6 ve 7. aylarda olduğunu rapor etmişlerdir. İmplantasyon sonrası, materyalin tamamen rezorbe olmasına kadar geçen zaman diliminde, doku reaksiyonu, akut enflamatuar hücreler veya doku nekrozuna rastlanmamıştır. Absorpsiyon esnasında materyal fibröz kapsülle çevrilmiş, rezorbsiyon tamamlandıktan sonra ise fibröz kapsül yerini, fibröz doku ve kollojene bırakmıştır (27).

King ve ark. (1988) 20 sağlıklı birey üzerinde yaptıkları çalışmada, seri çekim sonrası, sütür alımı sonrası ve sonrası bakteriyemi riskini değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmanın amacı yüksek kardiovasküler enfeksiyon riski taşıyan hastalarda kullanılan ipek sütür materyali üzerinde ağız ortamında üreyen bakteri popülasyonlarının sütür alım öncesi ve sonrasında risk teşkil edip etmediğini değerlendirmektir. Çekimlerden hemen sonra, 16 hastadan alınan kültürlerin 14'ünde, sütür alımından sonra ise 20 hastadan birinde pozitif kültüre rastlanmıştır. Sütür alımından hemen sonra bakteriyemi insidansının % 5 olması intraoral sütür alımının yüksek kardiovasküler enfeksiyon riski taşıyan hastalar için riskli bir prosedür olduğunu kanıtlamıştır (70).

Chu ve ark. (1989) yaptıkları çalışmada 22 ticari sütür materyalinin sertlik testlerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışma 2-0 kalınlıkta, 22 ticari sütür materyalinin, kırılma sertlikleri araştırılmıştır. Bu kapsamlı çalışmaya göre, en esnek olandan en sert olana sütür materyalleri, politetrafloroetilen (Gore-tex), poliglikolik asit (Dexon), ipek, silikonla kaplanmış naylon 66 (Surgilon), poliglaktin 910 (Vicryl), poliester fiber (Tycron), naylon 66 (Nurolon), poliester fiber (Mersilen), polibutilenle kaplanmış polietilen teraftalat (Ethibond), poliglikoid-trimetilen karbonat (Maxon), polidioksanon (PDS), kaplanmış naylon 66 (Ethilon), polipropilen (Prolen), kromik katgüt, kaplanmış Vicryl, polietilen (Dermalene) olarak sıralanmıştır. En esnek sütür materyalinin

politetrafloroetilen (Gore-tex) olmasının nedeni gözenekli yapısı olarak açıklanmıştır. Kaplanmış sütür materyallerinin daha rijit olmasının nedeni ise kaplama sonrasında materyalin esneme kabiliyetinin azalmasına bağlanmıştır. Ayrıca çıkan sonuçlar değerlendirildiğinde, monofilament sütür materyallerinin multiflament olanlara göre her zaman daha rijit olduğu rapor edilmiştir (71).

Abi Rached ve ark. (1991) 36 hasta üzerinde, 4 ayrı sütür materyalinin periodontal cerrahi işlemler sonrası gingival doku reaksiyonunu incelemiştir. Hastaların gingivalarına, operasyondan önce atılan dikişler, 3, 7 ve 14. günlerde değerlendirilmiştir. Histolojik incelemeler, ipek sütür materyalinin en şiddetli ve en uzun süreli doku reaksiyonuna neden olduğunu göstermiştir. Poliester ve perlon sütür materyalleri daha az ve kısa süreli doku reaksiyonlarına neden olurken, en az ve kısa süreli doku reaksiyonu gösteren sütür materyali, naylon sütür materyali olarak gözlenmiştir (72). Bizim çalışmamızda kapillaritesi en yüksek olan materyal ipek sütür, en düşük olan Prolen sütür materyali olarak bulundu. Bu çalışmadaki enfeksiyon sonuçları, bizim çalışmalarımızdaki kapillarite sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Guyuron ve ark. (1991) 80 hasta üzerinde uygulanan, ritidektomi operasyonu sonrası oksipital bölgedeki kesileri kapatmak için 6-0 katgüt ve 6-0 polipropilen kullanmış ve bu iki sütür materyalini, absorbe olan ve olmayan sütür formlarının oluşturdukları doku reaksiyonları açısından karşılaştırmışlardır. Yapılan klinik prospektif çalışmada eritem, hipertrofik skar dokusu, enfeksiyon ve yara nekrozu belirleyici faktörler olarak dikkate alınmıştır. Sonuç olarak katgütün kullanıldığı vakaların %12,5' inde, polipropilen kullanılan hastaların ise %7,5' inde belirleyici faktörler gözlenmiştir. İki materyal arasında doku reaksiyonu oluşturmaları açısından anlamlı bir sonuç bulunmamıştır (73).

Fraunhofer ve ark. (1992) dört sütür materyalinin elastikiyetini, dinamik-mekanik analiz yöntemiyle test etmişlerdir. Bu araştırmaya göre Prolen ve

Maxon'un camsı geçiş sıcaklığı oda sıcaklığının hemen altında olup, ipek ve Vicryl' in camsı geçiş sıcaklığı ise oda sıcaklığının çok üstünde bulunmuştur. Camsı geçiş sıcaklığı yüksek olan materyallerin elastikiyetlerinin daha yüksek olduğu göz önünde bulundurularak, vücut içi dokularda ipek ve Vicryl suture materyallerinin kullanımının daha uygun olduğu rapor edilmiştir (74).

Schiller ve ark. (1993) absorbe olabilen 5 suture materyalinin kırılma direnci ve elastikiyeti üzerine deneyler yapmışlardır. Deneyler, Esherichia coli ve Proteus mirabilis inoküle edilmiş steril köpek idrarına polidioksanon (PDS-II), poliglikolik asit (PGA), poliglaktin 910 (PG-910), poliglikonat (GTMC) ve kromik katgüt suture materyallerinin in-vitro inkübasyonu ile gerçekleştirilmiştir. Yirmi sekiz gün sonunda asidik ve bazik ortamlarda en yüksek kırılma direncine sahip suture materyali kromik katgüt olarak bulunurken, bazik ortamdaki kırılma dirençleri tüm suture materyalleri açısından, asit ortamda bekletilenlere göre daha yüksek değerlerde bulunmuştur (75).

Greenwald ve ark. (1994) 2-0'lık 10 çeşit suture materyalini sıçanlara implante etmiş ve 6 hafta boyunca çeşitli fiziksel testlerle bu suture materyallerini karşılaştırmışlardır. Yapılan gerilme, sertlik ve elastikiyet testleri sonucu, kullanılan materyaller arasında örgülü, multifilament olanların her şart altında ve zaman diliminde monofilament olanlardan daha yüksek elastik modülüne sahip oldukları gözlenmiştir. Bunun yanısıra, poliester suture materyali (Ethibond), bütün mekanik özellikleri açısından 6 hafta boyunca değişime uğramamıştır. İpek suture materyali ise gerilme direnci testlerinde en düşük değerlere sahip materyal olarak bildirilmiştir (76).

Oral mukozada absorbe olabilen üç farklı suture materyali üzerinde yapılan çalışmada, Shaw ve ark. (1996) bu materyallerin yara üzerindeki dirençlerinin süresini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma apikal rezeksiyon yapılan 55 hasta üzerinde katgüt, poliglikolik asit ve poliglaktin 910 suture

materyalleriyle yapılmıştır. Bu çalışmaya göre yara üzerinde dikişin aynı dirençte kalabilme süresi, katgüt için 4 gün, poliglikolik asit için 15 gün, poliglaktin 910 için 28 gün olarak belirlenmiştir. Ayrıca rastgele seçilen 30 oral ve maksillofasiyal cerrah bu sürelerin 5-15 gün arasında olması gerektiğini vurgulamıştır. Sonuç olarak araştırmada kullanılan hiç bir suture materyali cerrahların isteklerini karşılamamaktadır (7).

Giray ve ark. (1997) kök rezeksiyonu uygulaması yaptıkları 15 hastada, doku adezivi ve suture materyalinin oluşturduğu doku reaksiyonlarını karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışmada doku adezivi olarak n-butyl-2-cyanoacrylate kullanılmış ve 3-0 ipek suturele karşılaştırılmıştır. Klinik değerlendirmeler, 1., 2., 3., 7., 14. ve 21. günlerde yapılmıştır. Postoperatif 7. günde, dikişler ve adezivler çıkarılmış ve operasyon sahalarından küçük punch biyopsileri alınmıştır. Alınan örnekler elektron mikroskopunda değerlendirilmiştir. Operasyon sonrası 3 ve 7. günlerde epitelizasyonun adeziv kullanılan bölgede daha iyi olduğu gözlenmiştir. Yirmibirinci günde skar formasyonunun ipek suture kullanılan bölgede daha belirgin olduğu belirtilmiştir. Yapılan histolojik çalışmalarda, iyileşme periodunda lokal enflamasyonun, ipek suture kullanılan bölgede adeziv kullanılan bölgeye oranla daha yüksek seyrettiği belirtilmiştir. Alınan verilerin ışığında ipek suture materyalinin doku reaksiyonu düşünüldüğünde, bu materyale alternatif materyallerin kullanımının uygun olduğu sonucu rapor edilmiştir (12).

Nobile ve ark. (1997) 3-0, 4-0, 5-0 boyutlarındaki beş farklı suture materyali ile yaptıkları çalışmada üretici firma verilerini karşılaştırmışlardır. Gerilme direnci çalışmaları, suture materyalleri paketten çıktıktan hemen sonra veya 24 saat alkolde bekletildikten sonra yapılmıştır. Araştırmaya göre monofilament Ethilon 4-0, 5-0 ve Prolen 4-0, multiflament kromik katgüt 4-0 ve 5-0 haricindeki Ethibond, ipek, Vicryl üreticilerin verilerine gerilme dirençleri açısından uygunluk göstermemiş, İtalyan farmakopesine göre farklı sonuçlar bulunmuştur. Ayrıca araştırma sonuçlarında multiflament ipliklerin,

monofilamentlerden çok daha üstün gerilme dirençleri olduğu bir kez daha doğrulanmıştır (77).

Selvig ve ark. (1998) tazı köpeklerinin, vestibül mukoza ve dişsiz ağız bölgelerinde örgülü ve monofilament suture materyallerinin doku reaksiyonunu gözlemledikleri çalışmalarında, 4 farklı suture materyali kullanmış ve toplam 138 düğüm atmışlardır. Biopsiler 3., 7. ve 14. günlerde alınmış ve histolojik inceleme yapılmıştır. Suture materyali içine bakteri invazyonu önceki değerlere uygun şekilde gerçekleşmiştir. Üçüncü günde epitelizasyon, örneklerin çoğunda başlamışken, 7. günde genelde tamamlanmıştır. Ondördüncü günde doku reaksiyonu gelişen alanlar yerini fibröz kapsülle çevrili granülasyon alanlarına bırakmıştır. Sentetik monofilament suture materyallerinde bu enflamasyon alanlarına daha seyrek rastlanmıştır. Sonuç olarak gingival mukozada bakteri invazyonu suture boyunca deridekinden daha hızlı gerçekleşmiştir. Katgüt ise nemli ve enfeksiyon potansiyeli yüksek olan vücut alanlarında tahmin edilenden daha hızlı absorbe olmuştur. Bu çalışmaya göre dokudaki enflamasyon, deri üzerinde yapılan çalışmalardan daha hızlı ve şiddetli gelişmiştir (13).

Babette ve ark. (1998) 112 Wistar sıçanı üzerinde laparotomi insizyonları sonrası çeşitli düğüm tekniklerini, 2-0 ve 4-0 naylon ve ipek suture materyalleri kullanarak karşılaştırmışlardır. Karşılaştırılan düğümlerde 2-0 ipliklerin düğüm güvenliği daha üstün bulunmuştur. Ayrıca birbirini izleyen dikişlerin güvenilirliği tek tek atılan düğümlerden yüksek bulunmuştur. Bununla beraber bu çalışmada enflamasyon oranı da incelenmiş, çap ve düğüm sayısı arttıkça enflamasyon oranının arttığı sonucuna varılmıştır (19).

Makela ve ark. (2002) güçlendirilmiş poli l-laktid (SR-PLLA) suture materyalinin gerilme direnci ve uzama miktarlarını, poliglukonat (Maxon) ve polidioksanon (PDS) ile in-vitro olarak karşılaştırmıştır. Deneyler 3-0, 5-0, 7-0 boyutlarında suture materyallerinin 40 hafta boyunca fosfat tamponlu distile

suda 37 derecede bekletilmesi sonrasında 12, 20 ve 40'inci haftalarda yapılmıştır. Sonuç olarak SR-PLLA'nın en yüksek gerilme direnci ve en düşük uzama katsayısına sahip olduğu rapor edilmiştir. Bu veriler ışığında SR-PLLA suture materyalinin uzun süre kapatılması gereken yaralarda kullanılabileceği belirtilmiştir (78).

Filho ve ark. (2002) 20 Wistar albino sıçanda poliglekapron 25, poliglaktin 910 ve politetrafloroetilen suture materyallerinin, doku reaksiyonlarını incelemişlerdir. 2, 7, 14, 21'inci günlerde histolojik incelemeler, hematoxilen eosin boyamayla yapılmıştır. Fibrozis, anjioplastik ve fibroblastik proliferasyonlar, enflamasyon yoğunlukları optik mikroskopla incelenmiştir. Araştırma sonucunda suture materyalleri doku reaksiyonu oluşturmaları açısından poliglekapron 25, poliglaktin 910 ve politetrafloroetilen şeklinde sıralanmıştır (34).

Yaltrık ve ark. (2003) 32 Sprague-Dawley sıçanı üzerinde Vicryl'in yumuşak dokuda oluşturduğu reaksiyonu, ipek, polipropilen ve katgüt ile karşılaştırmıştır. Yapılan araştırmada incelemeler 1, 3, 5 ve 7'inci günlerde yapılmıştır. Histolojik açıdan 7 hücre tipi değerlendirmeye dahil edilmiştir. Sonuç olarak Vicryl'in erken iyileşme periyodunda diğer suture materyallerinden daha az doku reaksiyonu oluşturduğu rapor edilmiştir (80).

Müftüoğlu ve ark. (2004) safra ve pankreas sıvısında, 1, 3 ve 7 gün beklettikleri 6 çeşit suture materyalinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Bu araştırmada, poliglaktin 910 bir hafta sonunda dirençlerini tamamen kaybetmişken, polidoksanon ve ipek suture materyalleri pankreas ve safra sıvılarına en dirençli materyaller olarak rapor edilmiştir (81).

Parirokh ve ark. (2004) ipek ve polivinilid florid (PVDF) suture materyallerinin, 21 erkek albino tavşan oral mukozasına implantasyonundan sonraki belirli zaman aralıklarında üzerinde oluşan plak yapısını tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile incelemiş ve değerlendirmişlerdir. Üç, 5 ve 7.

günlerde alınan dikişler, SEM ile değerlendirilmiştir. PVDF suture materyalinde, 3. günde oluşan hafif debris, 5 ve 7. günlerde daha belirgindir, ancak sonuç olarak bütün zaman aralıklarında ipek suture materyalinde plak oluşumu PVDF'den fazla olmuştur (8).

Leknes ve ark. (2005) tazı köpeklerinde yaptıkları çalışmada ipek suture materyalinin oral mukozada oluşturduğu doku reaksiyonunu, genişletilmiş politetrafloroetilen (ePTFE) suture materyaliyle karşılaştırmışlardır. İki suture materyali ayrıca antibiyotik varlığı ve yokluğu durumlarında da karşılaştırılmıştır. Tazıların, karşıt çenelerine iki farklı materyalden birer dikiş atılmıştır. Bir gruba % 2'lik topikal klorheksidin ve günlük sistemik geniş spektrumlu antibiyotik verilmiştir. Alınan biyopsiler suture çevresindeki enflamatuar hücreler, epitel hücreleri, fibroblastlar ve suture materyali çevresinde oluşan bakteri plakları açısından değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmelerde antibiyotik kullanılan grupta ipek suture için 6/9, ePTFE için 0/9, antibiyotik kullanılmayan grupta ise ipek suture için 6/6, ePTFE suture için 3/6 oranında bakteri plağı invazyonu gözlenmiştir. Sonuç olarak diğer veriler de gözden geçirildiğinde, ipek suture materyalinin, ePTFE suture materyaline oranla daha fazla doku reaksiyonuna neden olduğu bir kez daha vurgulanmıştır (82).

Leknes ve ark. (2005) periodontal operasyon geçirmiş 20 hastada yaptıkları çalışmada ipek ve ePTFE suture materyallerinin gingival dokuda oluşturdukları doku reaksiyonunu incelemişlerdir. Yedinci ve 10. günlerde yapılan değerlendirmelerde, örgülü yapıdaki ipek suture materyalinin, nem ve enfeksiyon potansiyeli olan vücut bölgelerinde, diğer ePTFE suture materyaline göre çok daha şiddetli doku reaksiyonu oluşturduğu rapor edilmiştir (30). Bizim çalışmamızda bulduğumuz ipek suture materyalinin yüksek kapillarite özelliği bu çalışmada ipek suture materyalinin oluşturduğu yüksek enfeksiyon oranının sebebi olabilir.

Banche ve ark. (2007) çalışmalarında, çeşitli sütün materyallerinin, ağız içinde bakteri adezyonunu incelemişlerdir. Araştırmada dentoalveolar cerrahi operasyon geçirmiş 60 hastaya implante edilen 5 grup, ipek, Supramid, Synthofil, Ethibond Excel, Ti-cron Monocryl, sütün materyalleri değerlendirilmiştir. En az bakteri adezyonu ipekte görülmüştür. Araştırmada kullanılan absorbe olabilen tek sütün materyali Monocryl, ipekten daha az bakteri adezyonu göstermiştir. Absorbe olmayan materyallerde, absorbe olan Monocryl'e göre iki kat daha fazla anaerob bakteri ürettiği rapor edilmiştir. Sonuç olarak ağız ortamına implante edilen sütün materyallerinin, mümkün olan en kısa sürede alınması gerektiği vurgulanmıştır (5).

Ferguson ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada, serum, tükürük, süt ve soya sütünde beklettikleri 5 ayrı sütün materyalini tip, boyut, süre gibi farklı parametrelerle değerlendirmişlerdir. Tükürükte bekletilen tüm sütün materyallerinin gerilimi ciddi biçimde düşmüştür. Süt ve soya sütünde bekletilenlerin gerilimlerinde belirgin bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak kullanılacak olan sütün materyali her ne kadar yapılan operasyona ve cerrahın tercihine kalmışsa da, hastaların beslenme gereksinimlerinin, mukozal iyileşmeyi baskılamaması gerektiği vurgulanmıştır (83).

Sütün materyallerinin sıvı absorpsiyon özelliklerine yönelik genel bilgi olmasına rağmen, bu özelliğin zamana göre değişimini araştıran bir çalışma bulunamadı.

Sonuç olarak, bizim çalışmamızda tespit ettiğimiz sütün materyallerinin farklı sıvı absorpsiyon kapasiteleri tek başına klinik açıdan bir sonuç oluşturmayabilir; ancak, sütün materyallerinin kapillarite özelliklerinin bilinmesinin bakteri adezyonu, yara enfeksiyonu, doku reaksiyonu ve sütün materyallerinin fiziksel özellikleri arasındaki ilişkileri araştıran ileride yapılacak çalışmalar için bir temel oluşturacağını düşünmekteyiz.

6. KAYNAKLAR

- 1) Yee, J.L. Annealing and its effect on the hydrolytic degradation of poly absorbable sutures in vitro. M.Sc. Thesis, Cornell University, 1985.
- 2) Mukherjee D.P. A review on sutures. Encyclopedia of polymer science and engineering, 16: 473-487, 1989.
- 3) Zimmer CA, Edlich RF. Influence of knot configuration and tying technique on the mechanical performance of sutures. Journal of Emergency Medicine, 9: 107-113, 1991.
- 4) Thacker, JG, Rodeheaver G, Moore JW, Kauzlarich JJ, Kurtz L, Edgerton MT ve Edlich RF. Mechanical performance of surgical sutures. The American Journal of Surgery, 130(3): 374-380, 1975.
- 5) Banche G, Roana J, Mandras N, Amasio M, Gallesio C, Allizond V, Angeretti A, Tullio V, Cuffini AM. Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing. dental surgery. J Oral Maxillofac Surg, 65(8): 1503-7, 2007.
- 6) Karasu A, Bakır B. Veteriner cerrahide kullanılan dikiş materyalleri, YYÜ Vet Fak Derg, 17 (1-2): 37-44, 2006.
- 7) Shaw RJ, Negus TW, Mellor TK. A prospective clinical evaluation of the longevity of resorbable sutures in oral mucosa. Br J Oral Maxillofac Surg, 34(3): 252-4, 1996.
- 8) Parirokh M, Asgary S, Eghbal MJ, Stowe S, Kakoei S. A scanning electron microscope study of plaque accumulation on silk and PVDF suture materials in oral mucosa. Int Endod J, 37(11): 776-81, 2004.

- 9) Silverstein LH, Kurtzman GM. A review of dental suturing for optimal soft-tissue management. *Compend Contin Educ Dent*, 26(3): 163-70, 2005.
- 10) Pinheiro AL, de Castro JF, Thiers FA, Cavalcanti ET, Rêgo TI, de Quevedo AS, Lins AJ, Aca CR. Using Novafil: Would it make suturing easier? *Braz Dent J*, 8(1): 21-5, 1997.
- 11) Wallace WR, Maxwell GR, Cavalaris CJ. Comparison of polyglycolic acid suture to black silk, chromic, and plain catgut in human oral tissues. *J Oral Surg*, 28(10): 739-46, 1970.
- 12) Giray CB, Atasever A, Durgun B, Araz K. Clinical and electron microscope comparison of silk sutures and n-butyl-2-cyanoacrylate in human mucosa. *Aust Dent J*, 42(4): 255-8, 1997.
- 13) Selvig KA, Biagiotti GR, Leknes KN, Wikesjö UM. Oral tissue reactions to suture materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 18(5): 474-87, 1998.
- 14) Moy RL, Waldman B, Hein DW. A review of sutures and suturing techniques. *J Dermatol Surg Oncol*, 18(9): 785-95, 1992.
- 15) Demirhan EA. Lectures on medical history and medical ethics. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti., 1995.
- 16) Browning A. Annealing and its effect on the hydrolytic degradation of poly(glycolic acid) absorbable sutures in vitro. Master Thesis, The Faculty of the Graduate School of Cornell University, 1984
- 17) Goldenberg IS. Catgut, silk, and silver--the story of surgical sutures. *Surgery*, 46: 908-12, 1959.
- 18) Artandi CA. A revolution in sutures. *Surg Gynecol Obstet*, 150: 235-236, 1980.

- 19) Babetty ZA. The mechanical and biological performance of the asaternating sliding knots with different patterns in abdominal wound close. Ph.D. Thesis , Boğaziçi Üniversitesi, 1998.
- 20) Jensen KB, Movin M, Eisgart F, Pugesgaard T. Absorbable intracutaneous skin closure after skin resection in entropion operations. *Acta Ophthalmol (Copenh)*, 61(5): 947-51, 1983.
- 21) Niles J, Williams J. Suture materials and patterns, in practice, 21: 308-20, 1999.
- 22) Moy RL, Lee A, Zalka A. Commonly used suture materials in skin surgery. *Am Fam Physician*, 44(6): 2123-8, 1991.
- 23) Terhune M. Materials for wound closure, <http://www.emedicine.com>, 2002.
- 24) Taylor B, Bayat A. Basic plastic surgery techniques and principles: choosing the right suture material, *Student B.M.J.*, 11: 140-41, 2003.
- 25) Tan R, Bell R, Dowling B, Dart A. Suture Materials; Composition and applications in veterinary wound repair, *Aust Vet J*, 81(3): 140-45, 2003.
- 26) Trimbos JB, Niggebrugge A, Trimbos R, Van Rijssel EJ. Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl). *Eur J Surg*, 161: 319-322, 1995.
- 27) Katz AR, Mukherjee DP, Kaganov AL, Gordon S. A new synthetic monofilament absorbable suture made from polytrimethylene carbonate. *Surg Gynecol Obstet*, 161(3): 213-22, 1985.
- 28) Henderson RA. The Veterinarian's Suture Guide <http://www.vetmed.auburn.edu>, 2005.

- 29) Knauf M, Kohal RJ. Plastik periodontolojik cerrahi işlemlerde kullanılan dikiş materyalleri. *Quintessence* 6(6): 23-45, 2006
- 30) Leknes KN, Røystrand IT, Selvig KA. Human gingival tissue reactions to silk and expanded polytetrafluoroethylene sutures. *J Periodontol*, 76(1): 34-42, 2005.
- 31) Parell, GJ. Comparison of absorbable with nonabsorbable sutures in closure of facial skin wounds. *Arch Facial Plast Surg*, 5(6): 488-490, 2003.
- 32) Chu CC. Textile-Based biomaterials for surgical applications. (in) *Polymeric biomaterials second edition revised and expanded*, S. Dumitriu, (Editör) Chapter 19, Marcel Dekker, New York, 2001.
- 33) Ulcay, Y ve Karaca, E. Ameliyat ipliklerinin kullanım özellikleri. *Tekstil & Teknik*, 9, No:107: 104-107, 1993b.
- 34) Nary Filho H, Matsumoto MA, Batista AC, Lopes LC, Sanpaio Goes FCG, Consilara A. Comparative study of tissue response to Polyglecaprone 25, Polyglactin 910 and Polytetrafluorethylene suture materials in rats. *Braz Dent J*, 13(2): 86-91, 2002.
- 35) Cohen ES, *Atlas of Cosmetic and Reconstructive Periodontal Surgery*, Chapter 2: Sutures and suturing. Hagerstown: Lippincott, Williams & Wilkins, 1994
- 36) Bennett RG. Selection of wound closure materials. *J Am Acad Dermatol*, 18(4): 619-37, 1988.
- 37) Capperauld I. Suture materials: A Review, *Clinical Materials*, 4(1): 3-12, 1989.
- 38) Chu, CC. Mechanical properties of suture materials. *Annals Of Surgery*, 193(3): 365-371, 1981.

- 39) Verdrager J. Risk of transmission of BSE via drugs of bovine origin *The Lancet* 354(9): 1304, 1999
- 40) Morgan MN. New synthetic absorbable suture material. *Br Med J*, 3;2(5652): 308, 1969.
- 41) Wallace WR. , Maxwell G.R. , Cavalaris C.J. Comparison of polyglycolic acid suture to black silk, chromic, and plain catgut in human oral tissues. *J Oral Surg*, 36: 766-70, 1978.
- 42) Herrmann JB. Tensile strength and knot security of surgical suture materials. *American Surgery*, 37(4): 209-17, 1971.
- 43) Köhle Ü, Demir CY, Oftalmik cerrahide sütün materyalleri. İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 10(4): 217-221, 2003.
- 44) Van Winkle W Jr, Hastings JC. Considerations in the choice of suture material for various tissues. *Surg Gynecol Obstet*, 135(1):113-26, 1972.
- 45) Sortino F, Lombardo C, Sciacca A. Silk and polyglycolic acid in oral surgery: a comparative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 105(3): 15-8, 2008.
- 46) Otten JE, Wiedmann-Al-Ahmad M, Jahnke H, Pelz K. Bacterial colonization on different suture materials--a potential risk for intraoral dentoalveolar surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74(1): 627-35, 2005.
- 47) Mazzaresse PM, Faulkner BC, Gear AJ, Watkins FH, Rodeheaver GT, Edlich RF. Technical considerations in knot construction. Part II. Interrupted dermal suture closure. *J Emerg Med*, 15(4): 505-11, 1997.

- 48) Gemci R, Ulacay Y, Ameliyat iplikleri tipleri özellikleri ve krome katgüt ile normal katgüt arasındaki mukavemet farkları. Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, Cilt 9, Sayı 2, 2004
- 49) Jenkins GN. "Saliva", in: the physiology and biochemistry of the mouth. 4th Edition, Blackwell Scientific Publications, 284- 35, 1978.
- 50) Edgar WM. Saliva and dental health. Clinical implications of saliva: report of a consensus meeting. Br Dent J, 169: 96- 98, 1990.
- 51) Silverman DC, Puyear RB. Effects of environmental variables on aqueous corrosion, pp. 37-41; in: ASM Handbook Vol.13. Fourth Printing 1992.
- 52) Bilhan H, Çeşitli organik tükürük komponentlerinin diş hekimliğinde kullanılan farklı döküm alaşımları ve amalgamın korozyon davranışı üzerine etkileri, Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, 2004
- 53) Veerman EC, van den Keybus PA, Nieuw Amerongen AV. Human glandular salivas: their seperate collection and analysis. Eur J Oral Sci, 104: 346- 352, 1996.
- 54) Strous GJ, Dekker J. Mucin-type glycoproteins. Crit Rev Biochem Molec Biol 27: 57-92, 1992.
- 55) Tabak LA, Levine MJ, Mandel ID, Ellison SA. Role of salivary mucins in the protection of the oral cavity. J Oral Pathol, 11: 1-17, 1982.
- 56) Levine MJ, Jones PC, Loomis RE, Reddy MS, Al-Hashimi I, et al. Functions of human saliva and salivary mucins: An overview. In Oral Mucosal Disease: Biology, Etiology, Therapy. Proc Second Dows Symp., ed IC Mackenzie, CA Squier, E Dablesteen, pp. 24-27. Copenhagen: Laegeforeningens Forlag 1987

- 57) Screebny LM, Valdini A. Xerostomia. A neglected symptom. Arch Intern Med, 147: 1333- 1337, 1987.
- 58) Tenovuo J. Antimicrobial function of human saliva- how important is it for oral health? Acta Odontol Scand, 56: 250- 256, 1998.
- 59) Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. J Dent Res, 42: 1183- 1197, 1963
- 60) Meyer JM. Corrosion resistance of nickel-chromium dental casting alloys. Corrosion Science 1977; 17: 971 in: Anusavice KJ. Chapter 16 (Corrosion), In: Phillip's Science of Dental Materials. Tenth Edition. W.B. Saunders Company, 347- 359
- 61) Swartz ML, Phillips RW, El Tannir MD. Tarnish of certain dental alloys. J Den Res, 37: 837, 1958.
- 62) Lilly GE. Reaction of oral tissues to suture materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 26(1): 128-33, 1968.
- 63) Lilly GE, Armstrong JH, Salem JE, Cutcher JL. Reaction of oral tissues to suture materials. II. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 26(4): 592-9, 1968.
- 64) Forrester JC, Zederfeldt BH, Hayes TL, Hunt TK. Tape-closed and sutured wounds: a comparison by tensiometry and scanning electron microscopy. Br J Surg. 57(10): 729-37, 1970
- 65) Blomstedt B, Osterberg B, Bergstrand A. Suture material and bacterial transport. An experimental study. Acta Chir Scand, 143(2): 71-3, 1977.
- 66) Racey GL, Wallace WR, Cavalaris CJ, Marguard JV. Comparison of a polyglycolic-poly-lactic acid suture to black silk and plain catgut in human oral tissues. J Oral Surg, 36(10): 766-70, 1978.

- 67) Chu, CC. Mechanical properties of suture materials. *Annals Of Surgery*. 193(3): 365-371, 1981.
- 68) Ray JA, Doddi N, Regula D, Williams JA, Melveger A. Polydioxanone (PDS), a novel monofilament synthetic absorbable suture. *Surg Gynecol Obstet*, 153(4): 497-507, 1981.
- 69) Chu CC. A comparison of the effect of pH on the biodegradation of two synthetic absorbable sutures. *Ann Surg*, 195(1): 55-9, 1982.
- 70) King RC, Crawford JJ, Small EW. Bacteremia following intraoral suture removal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 65(1): 23-8, 1988.
- 71) Chu CC, Kizil Z. Quantitative evaluation of stiffness of commercial suture materials. *Surg Gynecol Obstet*, 168(3): 233-8, 1989.
- 72) Abi Rached RSG, Toledo BEC, Okamoto T, Marcantonio E, Sampaio JEC, Orrico SRP, Marcantonio RAC. Reaction of the human gingival tissue to different suture materials used in periodontal surgery. *Braz Dent j* 2: 103-113, 1991.
- 73) Guyuron B, Vaughan C, A Comparison of absorbable and nonabsorbable suture materials for skin repair. *Plast Reconst Surg*, 89(2): 234-36, 1992.
- 74) von Fraunhofer JA, Sichina WJ. Characterization of surgical suture materials using dynamic mechanical analysis. *Biomaterials*, 13(10): 715-20, 1992.
- 75) Schiller TD, Stone EA, Gupta BS. In vitro loss of tensile strength and elasticity of five absorbable suture materials in sterile and infected canine urine. *Vet Surg*, 22(3): 208-12, 1993.

- 76) Greenwald D, Shumway S, Albear P, Gottlieb L. Mechanical comparison of 10 suture materials before and after in vivo incubation. *J Surg Res*, 56(4): 372-7, 1994.
- 77) Nobile L, Checchi L, Monaco G. Experimental analysis of tensile properties of some suturing materials. *J Mater Sci Mater Med*, 8(1): 53-6, 1997.
- 78) Mäkelä P, Pohjonen T, Törmälä P, Waris T, Ashammakhi N. Strength retention properties of self-reinforced poly L-lactide (SR-PLLA) sutures compared with polyglyconate (Maxon) and polydioxanone (PDS) sutures. An in vitro study. *Biomaterials*, 23(12): 2587-92, 2002.
- 79) Nary Filho H, Matsumoto MA, Batista AC, Lopes LC, de Góes FC, Consolaro A. Comparative study of tissue response to polyglycaprone 25, polyglactin 910 and polytetrafluorethylene suture materials in rats. *Braz Dent J*, 13(2): 86-91, 2002.
- 80) Yaltirik M, Dedeoglu K, Bilgic B, Koray M, Ersev H, Issever H, Dulger O, Soley S. Comparison of four different suture materials in soft tissues of rats. *Oral Dis*, 9(6): 284-6, 2003.
- 81) Muftuoglu MA, Ozkan E, Saglam A. Effect of human pancreatic juice and bile on the tensile strength of suture materials. *Am J Surg*, 188(2): 200-3, 2004.
- 82) Leknes KN, Selvig KA, Bøe OE, Wikesjö UM. Tissue reactions to sutures in the presence and absence of anti-infective therapy. *J Clin Periodontol*. 32(2): 130-8, 2005.
- 83) Ferguson RE Jr, Schuler K, Thornton BP, Vasconez HC, Rinker B. The effect of saliva and oral intake on the tensile properties of sutures: an experimental study. *Ann Plast Surg*, 58(3): 268-72, 2007.

ÖZGEÇMİŞ

9 Temmuz 1982' de Denizli' de doğdu. İlköğrenimini 100. Yıl Mehmetçik ilkokulu' nda, orta ve lise öğrenimini Denizli Anadolu Lisesi' nde tamamladı. 2001 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' ne girdi ve 2006 yılında mezun oldu. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi AD' da master programına başladı. Halen aynı bölümde eğitimine devam etmektedir.