



**T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**İMLANTE OLAN TEKSTİL İPLİKLERİNİN
KAN ÜRÜNLERİ VE TIBBİ SIVILAR İÇERİSİNDEKİ
BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sami TÜRKOĞLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KAHRAMANMARAŞ
Şubat - 2009**

T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**İMPLANTE OLAN TEKSTİL İPLİKLERİNİN
KAN ÜRÜNLERİ VE TIBBİ SIVILAR İÇERİSİNDEKİ
BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Sami TÜRKOĞLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kod No:

Bu tez 14.02.2009 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Oy Birliğiyle ile Kabul Edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. İsmail TİYEK
I. DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Remzi GEMCİ
II. DANIŞMAN

Doç. Dr. Mustafa GÜL
ÜYE

Doç. Dr. Ahmet TUTUŞ
ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Muharrem İMAL
ÜYE

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Süleyman TOLUN
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki Hükümlere tabiidir.

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
İÇİNDEKİLER.....	I
ÖZET.....	II
ABSTRACT.....	III
ÖNSÖZ.....	IV
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
EK ÇİZELGELER DİZİNİ.....	VII
EK ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Teknik Tekstiller.....	1
1.1.1. Teknik Tekstillerde Aranılan Özellikler.....	1
1.1.2. Teknik Tekstillerin Kullanım Alanları.....	3
1.2. Tıbbi Tekstiller.....	4
1.2.1. Tıbbi Tekstillerin Sınıflandırılması.....	5
1.2.1.1. Cerrahi Tekstiller.....	5
1.2.1.1.1. İmplant Edilen Tekstiller.....	5
1.2.1.1.1.1. Ameliyat İplikleri.....	7
1.2.1.1.1.2. Yumuşak Doku İmplantları.....	8
1.2.1.1.1.3. Ortopedik İmplantlar.....	8
1.2.1.1.1.4. Kardiyovasküler İmplantlar.....	8
1.2.1.1.2. İmplant Edilemeyen Tekstiller.....	9
1.2.1.1.2.1. Yara Sargıları.....	9
1.2.1.1.2.2. Bandajlar.....	10
1.2.1.1.2.3. Yapışkan Plasterler.....	10
1.2.1.1.2.4. Tampon.....	10
1.2.1.2. Vücut Dışı (Ekstrakorporal) Cihazlarda Kullanılan Tekstiller.....	11
1.2.1.3. Bakım ve Hijyen Ürünleri.....	11
1.3. Ameliyat iplikleri.....	12
1.3.1. Ameliyat İpliklerinin Sınıflandırılması.....	13
1.3.1.1. Absorbe Edilebilen Ameliyat İplikleri.....	14
1.3.1.1.1. Absorbe Edilebilen Doğal ve Sentetik Ameliyat İplikleri.....	14
1.3.1.2. Absorbe Edilemeyen Ameliyat iplikleri.....	16
1.3.1.2.1. Absorbe Edilemeyen Doğal, Sentetik ve Metalik Ameliyat İplikleri.....	16
1.3.2. Ameliyat İpliklerinin Özellikleri.....	18
1.3.2.1. Ameliyat İpliklerinde Aranılan Özellikler.....	20
1.3.3. Ameliyat İpliklerinde Numaralandırma.....	24
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	25
3. MATERYAL VE METOT.....	27
3.1. Materyal.....	27
3.1.1. Çalışmada Kullanılan Malzemeler.....	27
3.1.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	30
3.2. Metot.....	31
3.2.1. Deney Numunelerinin Hazırlanması.....	31
3.2.2. Deneyin Yapılışı.....	33
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	36
4.1. Test Bulguları.....	36
4.1.1. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kopma Kuvveti Testi Bulguları.....	36
4.1.2. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kopma Uzama Testi Bulguları.....	45
4.1.3. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kütle Testi Bulguları.....	56
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	65
KAYNAKLAR.....	67
ÖZGEÇMİŞ.....	84

T.C.
KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ÖZET

**İMPLANTE OLAN TEKSTİL İPLİKLERİNİN
KAN ÜRÜNLERİ VE TIBBİ SIVILAR İÇERİSİNDEKİ
BAZI FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Sami TÜRKÖĞLU

I. DANIŞMAN: Yrd. Doç. Dr. İsmail TİYEK
II. DANIŞMAN: Yrd. Doç. Dr. Remzi GEMCİ

Yıl: 2009 Sayfa: 84

Jüri : Yrd. Doç. Dr. İsmail TİYEK
: Yrd. Doç. Dr. Remzi GEMCİ
: Doç. Dr. Mustafa GÜL
: Doç. Dr. Ahmet TUTUŞ
: Yrd. Doç. Dr. Muharrem İMAL

Bu çalışmada, yakın bir zamana kadar kullanımı devam eden ve bazı sakıncaları nedeni ile kullanımdan kaldırılan emilebilir doğal ameliyat iplikleri ile halen kullanılmakta olan emilebilir sentetik ameliyat ipliklerinin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması düşünülmüştür. Böylece halen kullanılmakta olan emilebilir sentetik ameliyat ipliklerinin sağladığı avantajlar ve dezavantajlar hakkında bir fikir sahibi olunması amaçlanmıştır.

Doğal ve sentetik emilebilir ameliyat ipliklerinden alınan birer tip örnek için, *Kopma Kuvveti* değeri başta olmak üzere *Kütle* ve *Kopma Uzama* değerleri açısından karşılaştırmalar yapılmıştır. Doğal ameliyat ipliği olarak Normal Katgüt ve sentetik ameliyat ipliği olarak da Poliglikolid yapıda olan bir örnek seçildi. Monofilament bir yapıya sahip olan Katgüt'e benzer olarak, seçilen sentetik ameliyat ipliği örneği de monofilament yapıdadır.

Kan ürünleri (Tam Kan, Eritrosit Süspansiyon, Trombosit Süspansiyon, Kan Plazması), Tıbbi Sıvılar (İzotonik NaCL Solüsyonu, %30 Dekstroz Solüsyonu) ve Destile Su ortamlarına düğümlü ve düğümsüz olarak ameliyat ipliği numunelerinin ekimleri yapıldı. +21°C ve +4°C' deki iki farklı sıcaklık ortamında muhafaza edilen numunelerin; *kopma kuvveti*, *kütle* ve *kopma uzaması* değerleri iki haftalık süre içerisinde birer gün ara ile ölçülerek takip edildi.

Sonuçlar gösterdi ki, halen kullanımda olan emilebilir sentetik ameliyat ipliği örneği, günümüzde kullanımdan kaldırılan emilebilir doğal ameliyat ipliği örneğinin sergilediği tüm faydalı davranışları sergileyebilmektedir. Bunun yanı sıra daha az doku reaksiyonu, daha fazla mukavemet, üretim kolaylığı ve hijyen açısından sağladığı faydalardan dolayı da avantajlar sağlamıştır.

Anahtar Kelimeler: Ameliyat ipliği(Sütür), Katgüt, Düğüm, Mukavemet, İmplant, Emilebilir (Rezorbe, Absorbe).

**UNIVERSITY OF KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
DEPARTMENT OF TEXTILE ENGINEERING**

MSc THESIS

ABSTRACT

**COMPARISON OF SOME PHYSICAL PROPERTIES OF
IMPLANTABLE TEXTILE YARNS IN BLOOD CONTENTS
AND MEDICAL SOLUTIONS**

Sami TÜRKÖĞLU

**I. Supervisor: Assist. Prof. Dr. İsmail TİYEK
II. Supervisor: Assist. Prof. Dr. Remzi GEMCİ**

Year: 2009 Pages: 84

**Jury : Assist. Prof. Dr. İsmail TİYEK
: Assist. Prof. Dr. Remzi GEMCİ
: Assoc. Dr. Mustafa GÜL
: Assoc. Dr. Ahmet TUTUŞ
: Assist. Prof. Dr. Muharrem İMAL**

In this study, some physical properties of synthetic absorbable sutures, which some kinds of them are still in use and some others that are not in usage anymore because of their inconvenient reasons, were compared. In this way, to have an opinion about advantages and disadvantages of the synthetic absorbable sutures is aimed.

Every each sample types from natural and synthetic absorbable sutures were compared with the values of breaking strength, elongation and mass loss. Normal Catgut as a natural suture and Polyglycolide as a synthetic suture, which both of them have monofilament structure, were used.

Knotted and unknotted suture samples were put into the different media like Blood contents (Full Blood, Erythrocyte Suspension, Thrombocyte (Platelet) Suspension and Blood Plasma), Medical Solutions and Distilled Water. Samples were kept in two different temperatures (+21°C and +4°C) and for the time period of two weeks. Breaking strength, elongation and mass loss tests were carried out once in a two days along the two weeks.

Consequently, it is observed that the absorbable synthetic suture have the useful behaviour of natural suture which is not usage anymore. Besides, the absorbable synthetic sutures provide advantages in terms of hygiene, tissue reactions, strength and production facility.

Key Words: Sutures, Catgut, Node, Strength, Implantation, Absorbable.

ÖNSÖZ

Tekstil Sektörü içinde en hızlı gelişen ve gelecek vadeden alan Teknik Tekstiller olarak adlandırılan gruptur. Basic (basit) tekstiller olarak nitelendirilen dokuma, örme, iplik ve konfeksiyon gibi alanlar da teknoloji ve tasarım anlamında neredeyse son noktaya gelinmiştir. Yenilik ve gelişim olarak sadece üretim hızlarının artırılması ve üretimin kolaylaştırılması söz konusu olabilmektedir. Buna karşın Teknik Tekstiller olabildiğince gelişime ve değişime açık bir alan olarak öne çıkmaktadır.

Teknik Tekstiller, gelişmiş ülkelerde Ar-Ge ve Üretim anlamında oldukça ilerleme kaydetmiş olmasına karşın ülkemizde henüz istenilen seviyeye ulaşamamıştır. Teknik Tekstiller alanında ülkemizdeki gelişime bir katkı sağlamak amacı ile yüksek lisans tez çalışmamızı bu alanla ilgili bir konu üzerine yaptık.

Teknik Tekstiller grubu içerisinde, Tıbbi Tekstiller alt başlığı altında kullanımı en yoğun olan ameliyat iplikleri üzerine yapılan bu çalışmada; doğal ve sentetik emilebilir ameliyat ipliği örneklerinin, kan ürünleri ve tıbbi sıvılar içerisindeki bazı fiziksel özelliklerindeki değişimler takip edilerek karşılaştırmalar yapılmıştır.

Bu çalışmalar boyunca bana yol gösteren, yakın ilgilerini esirgemeyen ve her türlü konuda yardımcı olan, verdikleri destek ile karşılaştığım zorlukları aşmamı sağlayan danışman hocalarım, Yrd.Doç.Dr. Remzi GEMCİ ve Yrd.Doç.Dr. İsmail TİYEK' e sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunmaktan mutluluk duyuyorum.

Çalışmamızda bize yaptığı yön gösterici katkılar ve sağladığı imkânlar için Doç.Dr. Mustafa GÜL' e çok teşekkürlerimi sunarım.

Deneyisel çalışmalarımızı tamamlayabilmemizde bize sağladığı kolaylık ve imkânlar için Doç.Dr. Arif KARADEMİR' e çok teşekkürlerimi sunarım.

Doç.Dr. Ahmet TUTUŞ, Yrd.Doç.Dr. Muharrem İMAL ve Öğr.Gör. Emine Esin BAYLAN' a destekleri için teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Gamze GÜLŞEN ve Teknisyen Adem BELVERENLİ' ye teşekkürlerimi sunarım.

Değerli arkadaşlarım, Fatih GÜN, Emin KAYA, Dilek AYDOĞMUŞ, İlker AKMAN, Taner SOY, Veli ÖZDEMİR, Hülya VARLIBAŞ, Hüseyin Ali ERGÜL, Saniye ADIGÜZEL, Alaattin ADIGÜZEL, Nihal BAYRAKTAR, Yasemin EMİR ve Yasemin PERU' ya teşekkürlerimi sunarım.

Başta annem ve babam olmak üzere, değerli eşime ve kızım Zeynep' e, kardeşlerime, eşimin ailesine ve benden maddi manevi desteklerini esirgemeyen tüm yakınlarıma sonsuz teşekkürler.

Burada isimlerini tek tek saymadığım ama bana desteklerini esirgemeyen herkese ayrı ayrı teşekkürlerimi sunarım.

Şubat 2009, KAHRAMANMARAŞ**Sami TÜRKOĞLU**

ÇİZELGELER DİZİNİ

	SAYFA
Çizelge 1.1. Tekstil yapılarının gözenekliliği.....	7
Çizelge 1.2. Ameliyat ipliklerinin sınıflandırılması.....	13
Çizelge 1.3. USP ve EP' ye göre ameliyat ipliklerinin numaralandırılması.....	24

ŞEKİLLER DİZİNİ

SAYFA

Şekil 3.1. Tekmon ameliyat ipliği ticari etiketi.....	27
Şekil 3.2. Tekmon USP 3/0 farenin gluteal kasında implantasyon sonrası.....	27
Şekil 3.3. Normal katgüt ameliyat ipliği ticari etiketi.....	28
Şekil 3.4. Denver Instrument APX-200 model hassas terazi.....	30
Şekil 3.5. Messmer Testometric 220 model mukavemet test cihazı.....	30
Şekil 3.6. Tekmon ameliyat ipliği numuneleri.....	31
Şekil 3.7. Basit düğüm oluşumu.....	31
Şekil 3.8. Ameliyat ipliği ekim ortamlarının hazırlanması.....	32
Şekil 3.9. Ameliyat ipliği numunelerinin tüpler içine ekimi.....	33
Şekil 3.10. Ameliyat ipliği numunelerinin tüp içinden alımı.....	33
Şekil 3.11. Ameliyat ipliği numunelerinin kurutma ve tartımı.....	34
Şekil 3.12. Mukavemet test cihazı çenelerine numune yerleştirme için karton şablonlar.....	34
Şekil 3.13. Karton şablonlara yerleştirilmiş ameliyat ipliği numuneleri.....	35
Şekil 3.14. Çeneler arasında ameliyat ipliği numunesini koparma işlemi.....	35
Şekil 4.1. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C).....	36
Şekil 4.2. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C).....	37
Şekil 4.3. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C).....	37
Şekil 4.4. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C).....	38
Şekil 4.5. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C).....	39
Şekil 4.6. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +21°C).....	39
Şekil 4.7. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C).....	40
Şekil 4.8. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C).....	40
Şekil 4.9. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C).....	41
Şekil 4.10. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C).....	42
Şekil 4.11. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C).....	42
Şekil 4.12. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C).....	43
Şekil 4.13. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C).....	43
Şekil 4.14. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C).....	44
Şekil 4.15. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C).....	45
Şekil 4.16. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C).....	46
Şekil 4.17. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C).....	47
Şekil 4.18. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C).....	47
Şekil 4.19. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C).....	48
Şekil 4.20. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +21°C).....	49
Şekil 4.21. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C).....	50
Şekil 4.22. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C).....	50
Şekil 4.23. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C).....	51
Şekil 4.24. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C).....	52
Şekil 4.25. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C).....	53
Şekil 4.26. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C).....	53
Şekil 4.27. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C).....	54
Şekil 4.28. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C).....	55
Şekil 4.29. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C).....	56
Şekil 4.30. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C).....	57
Şekil 4.31. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C).....	57
Şekil 4.32. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C).....	58
Şekil 4.33. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C).....	59
Şekil 4.34. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +21°C).....	59
Şekil 4.35. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C).....	60
Şekil 4.36. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C).....	60
Şekil 4.37. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C).....	61
Şekil 4.38. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C).....	62
Şekil 4.39. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C).....	62
Şekil 4.40. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C).....	63
Şekil 4.41. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C).....	64
Şekil 4.42. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C).....	64

EK ÇİZELGELER DİZİNİ

	SAYFA
Ek Çizelge 1. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak destile su içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	69
Ek Çizelge 2. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak tam kan içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	70
Ek Çizelge 3. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak eritrosit süspansiyon içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	71
Ek Çizelge 4. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak trombosit süspansiyon içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	72
Ek Çizelge 5. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak kan plazması içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	73
Ek Çizelge 6. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak izotonik NaCL solüsyonu içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	74
Ek Çizelge 7. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak dekstroz solüsyonu içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.....	75

EK ŞEKİLLER DİZİNİ

	SAYFA
Ek Şekil 1. Tekmon dđđümlü ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.....	76
Ek Şekil 2. Katgüt dđđümlü ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	77
Ek Şekil 3. Tekmon dđđümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	78
Ek Şekil 4. Katgüt dđđümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	79
Ek Şekil 5. Tekmon dđđümlü ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	80
Ek Şekil 6. Katgüt dđđümlü ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	81
Ek Şekil 7. Tekmon dđđümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	82
Ek Şekil 8. Katgüt dđđümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.	83

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

USP: Amerika Birleşik Devletleri Farmakopisi

EP: Avrupa Farmakopisi

TSE: Türk Standartları Enstitüsü

PGA: Poliglikolik Asit

Vicryl: Poliglaktin 910

PDS: Polidioksanon

PBI: Polibenzimidazol

HMPE: Yüksek Modüllü Polietilen

PTFE: Politetrafloroetilen

PPS: Polipropilensülfür

PEEK: Polietileterketon

PES: Polyester

1. GİRİŞ

Ameliyat iplikleri yaraları kapatmakta kullanılan monofilament veya multifilament yapıda ipliklerdir. Aynı zamanda biyolojik olarak çözünebilen ya da biyolojik olarak çözünemeyen olarak ta kategorize edilirler. Biyolojik olarak çözünebilen ameliyat iplikleri esas olarak dahili yaraların kapatılmasında kullanılırken, biyolojik olarak çözünmeyen ameliyat iplikleri açığındaki yaraları kapatmakta kullanılır ve yara yeterince iyileştikten sonra çıkartılır (Rigby ve Anand, 2000).

Çalışmamızda; doğal ameliyat ipliği ve sentetik ameliyat ipliği örneklerinin, farklı sıcaklıklarda muhafaza edilen kan ürünleri ve tıbbi sıvılar içerisinde iki hafta süre ile muamele edilerek, kopma kuvveti değerleri başta olmak üzere kütle ve kopma uzaması değerleri açısından kıyaslanmaları amaçlanmıştır.

Çalışmamızın giriş bölümünde; teknik tekstiller hakkında kısa bir bilgi ardından tıbbi tekstiller ve ameliyat iplikleri hakkında ayrıntılı bilgiler verilecektir.

1.1. Teknik Tekstiller

Teknik tekstillerin günümüzdeki tanımı, sayıları hızla artan tekstil ürünlerinin, hem performans ve dekoratif özelliklerini, hem de fonksiyonlarını bir araya getireci niteliklerinden yola çıkılarak, “Estetik veya dekoratif özelliklerinden ziyade, öncelikle teknik performansları ve fonksiyonel özellikleri için üretilen tekstil malzemesi ve ürünleri” olarak yapılmaktadır (Özdizdar, 2004).

Teknik tekstiller pahalı, katma değeri yüksek ürünlerdir. Kimyasallara, hava şartlarına, mikro organizmalara dayanıklı, yüksek mukavemet, yanmazlık gibi üstün performans özelliklerine sahip ürünlerdir. Bu ürünler tekstil dışındaki alanlarda da kullanılırlar; ancak alıcı bizzat teknik tekstil ürünü kullanmaz, herhangi bir malzemenin parçası olarak kullanılır (İTKİB, 2005).

Teknik Tekstiller eğrilmemiş elyaf, geniş ve dar dokumalar, dokusuz yüzeyler (nonwoven), çözümlü ve atkılı örmeler gibi değişik yapılarda bulunabilirler. En hızlı gelişen alan dokusuz yüzeylerdir. Bu yapılarda kullanılan ana hammaddeler ise; Pamuk, Keten, Jüt, Sisal, Yün, İpek, Viskoz Rayonu, Poliamid ve Polyester, Poliolefinler, Aramidler, Karbon Lifleri, PBI(polibenzimidazol), HMPE(yüksek modüllü polietilen), PTFE(politetrafloretilen), PPS(polipropilensülfür), PEEK(polietileterketon), Cam ve Seramiklerdir (Byrne, 2000).

1.1.1. Teknik Tekstillerde Aranılan Özellikler

Teknik Tekstiller de oldukça fazla özelliğe rastlamak mümkündür. Bu özellikler dört ana başlık altında sınıflandırılabilirler (Özdizdar, 2004);

1. Mekaniksel Özellikler
2. Değiştirme Özellikleri
3. İnsan Sağlığı İle İlgili Özellikler
4. Koruma Özelliği

1. Mekaniksel Özellikler: Mekaniksel özellikler üç başlık altında toparlanabilir (Özdizdar, 2004);

- a – Mukavemet: Emniyet kemeri, hava yastığı, balistik yelek vs.
- b – Takviyelendirme: Helikopter pervaneleri, kayak, uçak kanadı vs.
- c – Elastikiyet(Esneklik): Otomotiv, paketleme vs.

2. Değişirme Özellikleri: Teknik Tekstiller gözenekli malzemeler olmaları nedeniyle belirli büyüklükteki partiküllerin geçmesine izin vermeleri, daha büyük partiküllerin geçişini engellemeleri, ısı iletim ve yalıtımı, elektrik iletim ve yalıtımı, gibi özellikleri sayesinde bir malzemenin durumunda değişiklik yapabilme özelliğine sahiptirler (Özdizdar, 2004).

Değişirme özellikleri beş başlık altında gruplandırılabilirler;

- a – Filtrasyon: Katı-gaz, sıvı-sıvı ve katı-sıvı ayırımında kullanılan filtrelerde.
- b – İzolasyon ve İletkenlik: Uygun lif ve doku yapısı ile elektrik iletimi ve yalıtımı, ısı ve ses yalıtımlarında.
- c – Drenaj: Yoğun ve yüksek gözenekli tekstil yüzeyleri ile filtrasyon ve erozyon kontrolü.
- d – Su geçirmezlik: Spor malzemeler, ayakkabılar için gerekli su geçirmezlik özelliği.
- e – Emicilik: Hijyen, tıp ve ambalaj sektörlerinde aranan bir özelliktir.

3. İnsan Sağlığı İle İlgili Özellikler: Teknik Tekstil malzemeleri, ameliyat gereçleri, mikroorganizmalardan korunma, protezler, dokulara uyumlu parçalar ve vücutta biyolojik olarak çözünebilen malzemeler gibi sağlık açısından önemli çok sayıda alanda kullanılmaktadır (Özdizdar, 2004).

4. Koruma Özelliği: Teknik Tekstillerin koruma işlemi çok çeşitlilik göstermektedir. Kullanılan tekstil malzemesi ile kullanıcıların ısı, mekaniksel, kimyasal, elektriksel ve radyolojik etkilerden korunması sağlanabilir. Başlıca koruma özellikleri (Özdizdar, 2004);

- Mekanik koruma
- Elektrik yalıtımı
- Kirlenmeme (partikül tutmama)
- UV koruması
- NBC (nükleer, biyolojik ve kimyasal) koruması
- Fosforesan ve fluoressan özellik göstermesi
- Elektro-manyetik alanlardan koruma vb.dir.

1.1.2. Teknik Tekstillerin Kullanım Alanları

Teknik tekstil endüstrisinin faaliyet alanı, genellikle olduğundan daha küçük görülmektedir. Ancak, tekstil endüstrisi üretiminin ve son ürün tüketiminin %40'ından fazlasını kapsayan teknik tekstiller tam olarak her yerdedir. Başımızın üstünde bir yerlerde birçok yapıda çatı kaplama keçe tabakası olarak, ayağımızın altındaki polipropilen veya polyester tabana sahip halılarda, evimizde elektrik süpürgemizde, mutfak aspiratörümüzde veya havalandırma tertibatımızda bulunmaktadırlar.

Mobilyalarda, artık yay yerine elastikleştirilmiş dar dokuma bantlar ve toksik gazlar çıkaran tehlikeli köpükler yerine, güç tutuşur dolgu ve astar kumaşları kullanılmaktadır. Perdelerdeki perde bantları, güneşliklerin çekme ipleri ve çift camlı pencerelerdeki kaplama şeritlerinin hepsi teknik tekstil ürünleridir.

Diğer taraftan, bir otomobilde 13-14 kg tekstil ürünü bulunmaktadır ve bunlar sadece görünen yerlerde değil (araba halısı, döşemeler, tavan ve emniyet kemeri) aynı zamanda lastiklerde, su hortumlarında, fren hortumlarında ve kayışlarda da esnek takviye malzemesi olarak kullanılmaktadır. Arabanın gittiği yolların altında bir jeotekstil ürünü olma olasılığı fazladır, bu ürünler yolun temeli için sağlam bir yapı oluşturulmasına yardımcı olur veya yüzey çatlamasını önler.

Jeotekstil ürünleri yolların, demiryollarının, nehirlerin toprak setlerinde dik eğimlerde kaymayı önlemek ve bazen yeni bitki örtüsünün tutunmasını sağlamak için kullanılmaktadır. Bunun yanında, golf sopaları, kayaklar, tenis raketleri ve balıkçı oltalarının hepsi elyaf bileşiklerinden yapılıdır. Tıpta teknik tekstillerin kullanım alanları ile ilgili liste; diyaliz için cerrahi pamuğa, genel temizleme ve emme uygulamaları için yün kullanımına kadar uzayıp gitmektedir.

Günlük giysilerde bile teknik tekstiller gerekli parçalar olarak bulunmaktadır. Tela, ince şekilde dağıtılan termoplastik polimer kaplama sayesinde bağlandığı kumaşın şeklini korumasını ve sabit kalmasını sağlar. Ayakkabılar da astar ve iç taban gibi bir çok teknik tekstil ürünü içerir; bunlar ayakların temiz kalmasına yarayan parçalardır ve özellikle yüksek enerji kullanımı gerektiren spor aktivitelerinde kullanılan ayakkabılar da, yeni jenerasyon uzun ömürlü bakterileri öldüren elyaflardan yapılmaktadır (Özdizdar, 2004).

Teknik tekstillerin faaliyet alanlarının sınıflandırılmasında da birçok şema ortaya konulmaktadır. Bu konuda, teknik tekstil endüstrisinin önde gelen uluslararası teknik tekstiller fuarı olan "Techtextil Fuarı" (Almanya'da Messe Frankfurt ve Japonya'da Osaka'da 1980'li yıllardan beri organize edilmektedir). 12 adet uygulama alanı tanımlanmaktadır. Bunlar (Byrne, 2000);

- Agrotech: Tarım, su ürünleri, bahçecilik ve ormancılık.
- Buildtech: Bina ve inşaat.
- Clothtech: Ayak giyecekleri ve giysi.
- Geotech: Jeotekstiller ve inşaat mühendisliği.
- Homotech: Mobilya teknik komponentleri, ev tekstilleri ve yer döşemelikleri.
- Indutech: Filtrasyon, taşıma, temizleme ve diğer endüstriyel kullanımlar.
- Medtech: Hijyen ve tıbbi.

- Mobiltech: Otomobiller, deniz taşımacılığı, demiryolları ve uzay.
- Oekotech: Çevre koruma.
- Packtech: Paketleme.
- Protech: Personel ve eşya koruma.
- Sporttech: Spor ve serbest zaman.

1.2. Tıbbi Tekstiller

Kumaşlar ve liflerin tıp ve cerrahi alanında önemli uygulamalarda kullanımları, 4000 yıldan daha uzun bir süre öncesinde cerrahi dikiş ipliğinde kullanılmalarıyla başlamıştır. Günümüzde cerrahi giysilerden sargı bezlerine, yapay organlardan damar greftlerine kadar çok farklı ürünlerde kullanılmaktadırlar (Cireli ve ark., 2007).

Tıbbi tekstillerin tarihte geçmişi oldukça eski olup bilinen ve implant edilen tekstil malzemesi olarak ameliyat ipliklerinin M.Ö. 2000 yıllarında kullanıldığı bilinmektedir. Ancak en hızlı gelişmeler 1950’li yıllarda sentetik liflerin kullanımı ile yaşanmıştır. 1960 yılında dokusuz yüzeylerin ortaya çıkışı ve 1985’li yıllarda ameliyathanelerde tek kullanımlık ürünlerin, ameliyat sonrası enfeksiyon riskini %56 düşürmesinin bilimsel olarak kanıtlanmasından sonra büyüme oranı artmıştır (Yükseloğlu ve Canoğlu, 2003).

Belirli ihtiyaçları karşılamak üzere üretilen tekstil materyalleri ve ürünleri mukavemet, esneklik ve bazen de nem ve hava geçirgenliği özelliklerinin birlikte istendiği tıbbi ve cerrahi uygulamalar için uygundur. Kullanılan materyaller monofilament veya multifilament iplikler, dokuma, örme, nonwoven ve kompozit yapılarıdır (Rigby ve Anand, 2000).

Tıbbi işlemlerde yüksek standartlarda kompleks teknik tekstillere ihtiyaç her zaman olmuştur. Gelişimin boyutu, tekstil teknolojisi ve tıbbi tekstil proseslerindeki ilerleme ve gelişmelere paralel olarak büyümüştür. Bu ürünler en küçük parmak bandajlarından başlayarak, ameliyat iplikleri, kemik naklinde kullanılan karmaşık kompozit yapılar, damar protezleri ve kalp valflerine (kapakçıklarına) kadar uzanmaktadır.

AIDS veya hepatit virüsü taşıyabilecek vücut sıvılarının en küçük miktarlarına karşı koruma sağlayan cerrahi önlükler ve steril kumaşlar artan oranda talep edilmektedir. Hastalıklı damarlar, ince örülmüş tüp şeklinde parçalarla; by-pass yapılırken kalpte ve dizde zarar görmüş bağlar da güçlü tekstil destekleriyle yer değiştirebilmektedir. Ayrıca hastanın yatağındaki, çarşafındaki ya da önlüğündeki hareket sensörleriyle o hastanın gelişimini izlemek, ağrısından haberdar olmak da mümkündür (Uçar, 2006).

1.2.1. Tıbbi Tekstillerin Sınıflandırılması

Tıbbi tekstiller kullanım alanlarına göre üç başlık altında gruplandırılabilirler (Adanur, 1995; Cireli ve ark., 2007'den);

1. Cerrahi Tekstiller: İki alt başlık altında gruplandırılabilirler;

A. İmplant Edilen Tekstiller: Dikişler, damar dokuları, kalp kapakçıkları ve tedavisi için kullanılan kumaşlar, yapay eklemler, fitik tedavisi için kullanılan kumaşlar, cerrahi destek ağları, yapay kemik vb. Dört alt başlıkta toparlanabilirler;

- a. Ameliyat İplikleri
- b. Yumuşak Doku İmplantları
- c. Ortopedik İmplantlar
- d. Kardiyovasküler İmplantlar

B. İmplant Edilmeyen Tekstiller: Bandajlar, sargı bezleri, plasterler vb.

2. Vücut Dışı (Ekstrakorporal) Cihazlarda Kullanılan Tekstiller: Vücut dışı cihazlarda kullanılan tekstiller yapay böbrek, yapay karaciğer ve yapay akciğer vb.

3. Bakım ve Hijyen Ürünleri: Yatak takımları, koruyucu giysiler, cerrahi giysiler, örtüler, temizlik bezleri vb.

1.2.1.1. Cerrahi Tekstiller**1.2.1.1.1. İmplant Edilen Tekstiller**

Bu materyaller vücudu yara kapatma (ameliyat iplikleri) veya yerleştirme cerrahisi (damar grefti, yapay ligament vb.) ile başarılı bir şekilde onarmak amacıyla kullanılırlar (Rigby ve Anand, 2000).

Bu materyaller vücut içine yerleştirildikleri için vücut tarafından kabul edilmelerini sağlayacak bazı özelliklere sahip olmalıdırlar. Tekstil implantlarının sahip olması gereken biyolojik, mekanik ve yapısal özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir (Bayraktar ve Şengönül, 1997).

Biyolojik özellikler:

- Alerjik, toksit olmamalı,
- Mutajenik, teratojenik, kanserojen reaksiyon oluşturmamalı,
- Alışılmamış yabancı madde reaksiyonuna sebep olmamalı,
- Hücre büyümesi üzerine istenmeyen bir etki oluşturmamalı,
- İstenmeyen biyolojik bozunmaya sahip olmamalı,
- Bakteri oluşumuna elverişsiz olmalı,
- Ateş yükseltici madde içermemeli,
- Kan ile uyumlu olmalı, kanın bileşiminde değişime sebep olmamalıdır.

Mekanik özellikler:

- Optimum gerilme mukavemetine sahip olmalı,
- Yeterli dikiş izi mukavemetine sahip olmalı,
- Uzun süreli yükleme altında(gerilim, basınç,eğilme) yeterli stabiliteye sahip olmalı,
- Yerleştirildiği dokunun yük-uzama karakteristikleri ile uyum göstermeli,
- Optimum esnekliğe sahip olmalı,
- İmplantasyon süresince fiziksel stabilitesini korumalıdır.

Yapısal özellikler:

- Gözeneklilik; Dokunun gelişmesini ve implantın kapsüllenmesini geciktirmeyecek şekilde gözenekli olmalıdır.
 - Yüzey pürüzlülüğü; İmplant materyali, hücrelerin tutunabilmesi için belli pürüzlülüğe sahip olmalıdır.
 - Enine kesit; Küçük dairesel liflerden oluşmalıdır. Böylece materyalin dokuya kaynaşması hızlanmış olmaktadır.
 - Büküm; Daha iyi hücre bağlanması için sıfır bükümlü filament ipliklerden oluşmalıdır.
 - Toksikite; Lif polimeri toksit maddelerden ve materyal üzerindeki yüzey kirliliklerinden arındırılmıdır.
 - Biyolojik bozunurluk; İmplantın başarısını etkilemektedir. Bozunurluk zamanından önce veya geç olmamalıdır.

İmplantların başarılı olmasında en büyük etken, biyolojik uyumluluktur. Vücuda implante edilen bir materyalin vücutta en düşük seviyede ters tepkiye yol açması ve hatta mümkünse tepkiye yol açmaması istenir.

Vücudun implanta nasıl reaksiyon vereceğini etkileyen dört ana faktör vardır (Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003);

1. Gözeneklilik
2. Enine Kesit(Küçük Silindirik Yapı)
3. Zehirli Olmamak (Toksisite)
4. Biyolojik Bozunurluk

1. Gözeneklilik: Materyalin gözenekliliği insan dokusunun gelişmesini ve implantın kapsülleşme hızını belirleyen en önemli faktördür. Tekstil materyallerinin lifli yapıları yüzünden gözenek boyutunu tayin etmek mümkün değildir. Çünkü dairesel enine kesitli ideal bir gözenek yerine, lifler tarafından iki taraflı maskeleme ile üç boyutlu gözenek aralıkları vardır. Bu nedenle, gözeneklilik için belirli bir tanımlama getirilmiştir. Gözeneklilik, insan dokusunun gelişiminin ve eklentinin kaynaşmasına yardım eder Çizelge 1.1.' de tekstil yapılarının gözenekliliği verilmektedir (Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003).

Çizelge 1.1. Tekstil Yapılarının Gözenekliliği (Planck, 1995; Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003'ten).

YAPI	MATERYAL	GÖZENEKLİLİK
Çözümlü Örme	Multifilament Polyester	$>1500 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O} / \text{cm}^2 / \text{min}$ (Oldukça Gözenekli)
Dokuma	Multifilament Polyester	$<1500 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O} / \text{cm}^2 / \text{min}$ (Düşük Gözenekli)
Nonwoven	Poliüretan	$<100 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O} / \text{cm}^2 / \text{min}$ (Mikro Gözenekli)

2. Enine Kesit: Düzgün olmayan enine kesitli büyük liflere karşılık küçük silindirik lifler doku ile daha iyi kaynaşırlar. 1.5 mm çapında filament iplikler hücre bağlantısı açısından diğerlerinden daha iyi sonuç verirler (Başer ve ark., 1995; Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003).

3. Zehirli Olmamak (Toksosite): Lif polimeri tarafından zehirli maddeler salınmamalıdır. Haşıl ve yağlayıcılar gibi yüzey kirlilikleri bulunmamalıdır (Başer ve ark., 1995).

4. Biyolojik Bozunurluk: Polimer biyolojik olarak bozunabilmelidir. Biyolojik bozunma, implantasyonun başarısına etkilidir. En reaktif materyal, biyolojik bozunması ancak iki yıllık bir süre sonunda gerçekleşerek dayanıklılık karakteri kaybolan poliamid'dir. Politetrafluoroetilen (PTFE), en düşük reaktifliğe sahiptir. Polipropilen ve polyester bunların arasındadır (Başer ve ark., 1995).

1.2.1.1.1. Ameliyat İplikleri

Ameliyat ipliği, mekanik bir destek olmaksızın gerilime dayanacak yeterli mukavemet ile yaranın iyileşmesi sağlanıncaya kadar dokuları birbirine yaklaştırmak ve kan damarlarını bağlamak için kullanılan doğal ve sentetik orijinli bir cerrahi materyaldir (Ulcay ve Karaca, 1993).

Ameliyat iplikleri kimyasal olarak absorbe edilebilen ve absorbe edilemeyen olmak üzere ikiye ayrılırlar;

Absorbe Olan Ameliyat İplikleri: Gerilme mukavemetleri 60 günde kaybeden ve bozularak yok olan ameliyat iplikleri bu sınıfa girmektedir. Absorbe olan ameliyat iplikleri, ya katgütte olduğu gibi doku enzimleri tarafından sindirilmekte veya sentetiklerde olduğu gibi akciğer veya böbrekten salınan doku sıvılarınca hidrolize edilmektedir. Enzimatik etki ile kıyaslandığında, hidrolizasyon daha az doku reaksiyonuna neden olmaktadır (Gemci ve Ulcay, 2004).

Absorbe Olamayan Ameliyat İplikleri: Absorbe edilemeyen ameliyat iplikleri mukavemetlerini 60 günden daha fazla koruyabilen ameliyat iplikleridir ve canlı dokunun bozunma mekanizmalarına dayanan filamentli materyaller olarak tanımlanmaktadır.

Bu iplikler canlı dokuda, enzimler tarafından sindirilmeye etkili bir biçimde karşı koymakta olup, kütle kaybı olmadan fiziksel özelliklerini biraz kaybederek vücut içinde kalmaktadırlar. Buna rağmen, belli tipleri uzun bir zaman içinde, vücutta kaybolmaktadırlar. Absorbe olmayan ameliyat iplikleri, sindirilmek yerine, kapsül içine alınmakta ve çevrelenmekte, iyileşen doku ise ameliyat ipliği etrafında gelişmektedir. Absorbe olmayan ameliyat iplikleri, dokunun içine gömüldükleri zaman genelde orda kalmaktadırlar ve iyileşme sağlandıktan sonra alınmalıdırlar (Gemci ve Ulcay, 2004).

1.2.1.1.1.2. Yumuşak Doku İmplantları

Tekstil materyalinin mukavemet ve esnekliği bir arada taşıma özelliği, onları özellikle yumuşak doku implantları için uygun yapar. Pek çok cerrahi uygulamada, tendonların, ligamentlerin ve kıkırdakların yerleşiminde bu özellikten yararlanır. Bu materyaller biyolojik uyumlu ve istenilen fiziksel karakteristiğe sahip olmalıdır (Başer ve ark., 1995; Bayraktar ve Şengönül, 1997).

1.2.1.1.1.3. Ortopedik İmplantlar

Bunlar eklemleri ve kemikleri değiştirmek için kullanılan sert dokulu materyallerdir. Günümüzde lif takviyeli kompozit materyaller, suni eklem ve kemikler için gerekli mukavemet ve biyolojik uyum özelliklerine sahip olması nedeni ile metal implantlar yerine kullanılmaktadırlar (Rigby ve Anand, 1993; Bayraktar ve Şengönül, 1997'den).

Bu materyallerden beklenen en önemli kriter, yerleştirildiği bölgede yüke maruz kalması nedeni ile implantasyon süresince mekanik özelliklerini korumasıdır. İmplant etrafında doku büyümesini hızlandırmak için Grafit ve Teflondan yapılan nonwoven bir keçe kullanılabilir. Bu lifli keçe, implant ile komşu sert ve yumuşak doku arasında bir ara yüzey olarak rol oynar (Rigby ve Anand, 1993; Bayraktar ve Şengönül, 1997'den).

1.2.1.1.1.4. Kardiyovasküler İmplantlar

Tekstil yapılarının kardiyovasküler uygulamalarda kullanımı, Polyester, Polipropilen ve Teflondan kalp kapakçıklarını, lif takviyeli esnek ağ ve filmlerden kalbe yardımcı cihazları ve tekstüre edilmiş veya edilmemiş sentetik ipliklerden dokuma veya örme suni kan damarlarını içerir (Shalaby, 1985; Bayraktar ve Şengönül, 1997'den).

Kardiyovasküler implantlarda tekstil materyallerinin ilk uygulamalarından biri suni kan damarlarıdır. 1950'lerde, gözenekli tekstil yapıları ile bağlanan dokunun gelişmeye müsait olduğu ve böyle yapıların endothelyum hücreler tarafından kaplandığı fark edilmiştir. Böylece, Poliamid' ten ilk suni damar üretilmiştir. Fakat bu materyal yeterince stabil olmamış, su absorpsiyonu ile mukavemetini kaybederek küçülmüştür. Bunun üzerine uzun süreli kullanıma uygun suni kan damarı ilk defa polyesterden üretilmiştir (Planck, 1995; Bayraktar ve Şengönül, 1997'den).

1.2.1.1.2. İmplant Edilemeyen Tekstiller

Bu tekstil materyalleri, vücuda dıştan uygulanan ve deri ile temas edebilen veya etmeyecek şekilde kullanılan ürünlerdir. Bu sınıfta en çok kullanılan tekstil materyalleri yara sargısı ve bandajdır (Rigby ve ark., 1993; Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003'den).

1.2.1.1.2.1. Yara Sargıları

Canlı dokularda meydana gelen yaralarda, sargı veya pansuman materyali yarayı örtmek ve iyileştirmek sürecine katkıda bulunmak için kullanılır. Cerrahi sargılar hakkında bilinen en eski kaynak bundan 3500 yıl öncesine ait bir Mısır Papirüsüdür. Mısırlılar o dönemde yaraları keçi yağı ve balla kaplı keten sargılarla tedavi ediyorlardı. Daha sonra Romalılar da günümüzde halen geçerli olan kuru sargılar ve türevlerinin kullanıldığını bilmekteyiz. Bunların en yaygın geleneksel yara sargıları başlığı altında toplanan gazlı bez ve pamuktur. Kuru sargıların en büyük dezavantajı yapışmadır. Yaradaki sıvıyı hızlıca absorbe edip çabuk doyarlar. Yara yüzeyine yapıştıklarından pansuman değişimleri sırasında yeni oluşan dokuları da söküp alırlar. Ayrıca işlem sırasında hastaya acı verirler. 1962 yılında nemli yara iyileşmesi prensibi ortaya atılmıştır. Bu prensibe göre yara yüzeyinde oluşan exuda'nın hapsedilmesiyle oluşturulan nemli ortamda yaraların kuru ortama göre %30-40 oranında daha hızlı iyileştiği ve daha kozmetik bir skar ile sonuçlandığı bildirilmektedir (Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003).

Yara sargısı materyalinin fonksiyonu, belli bir çeşit ilacı yaraya veya deri üzerine uygulamak, enfeksiyona karşı yarayı korumak, kan ve salgıları absorbe etmek, iyileşmeyi kolaylaştırmak ve bazen yaraya ilaçla birlikte uygulamaktır. Genelde kullanılan yara sargısı, yaraya temas eden bir tabaka ile esnek ana materyal arasına yerleştirilmiş absorbent bir tabakadan oluşan kompozit bir materyaldir. Yaraya temas eden bu tabaka, yaraya sargının yapışmasını önleyerek yeni doku gelişimini bozmadan yerinden kolayca ayrılabilen pamuk muslin veya nonwoven kumaştır. Absorbent ped kan ve sıvıları absorbe eder ve yarayı korumak için bir yastık etkisi yapar. Sıvı absorbe edici genelde pamuktan veya içindeki viskon oranı % 53'ten fazla olmamak koşulu ile pamuk/viskon karışımından üretilir (Watzl, 2001; Yükseloğlu ve Canoğlu, 2003' ten).

Bütün bu bilgilerin ışığında ideal bir yara sargısı materyali şu özellikleri taşımalıdır;

- Exuda'nın fazlasını emerek yara ve çevre dokuların yumuşamasını, maserasyonu önlemelidir.
- Yarayı nemli ortamda tutup kurummasını ve kabuk oluşumunu önlemelidir.
- İyileşen yara dokusuna O₂ girişine -CO₂ çıkışına izin vermelidir.
- Vücudun öz ısısını korumalıdır.
- Mikroorganizmalara karşı bariyer oluşturarak enfeksiyon riskini en aza indirmelidir.
- Yaraya yapışmamalı, atravmatik olmalıdır.

Yukarıda maddeler halinde ifade edilen sargı kriterlerinin ışığı altında 1970'li yıllardan itibaren geliştirilmiş yara sargıları ortaya çıkmıştır. Bunlar nemli ortamda yara iyileşmesini hızlandıran su geçirmeyen bakterilere karşı bariyer teşkil eden yara yüzeyine yapışmayan sargılardır (Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003).

1.2.1.1.2.2. Bandajlar

Bandajlar tıbbi ihtiyaca bağlı olarak çeşitli özel fonksiyonların hepsinde kullanılabilir şekilde tasarlanmış materyallerdir. Bunlar, dokuma, örme ve nonwoven şeklinde elastik ve elastik olmayan materyaller olabilirler. Bandajların en yaygın kullanım şekli yara üzerindeki örtücü tabakayı tutmaktır. Bu iş için kullanılan bandajlar, pamuk veya viskon kumaştan şerit biçiminde kesilmiş, yıkanmış, ağartılmış ve sterilize edilmiştir. Örtücü tabakayı tutmak için tasarlanmış diğer bandajlar, ince örme kumaşlardan veya dokuma kumaşlardan yapılmıştır. Elastik iplikler, rahatlık sağlamak ve destek vermek üzere bandaj kumaşı içinde birleştirilirler. Örgü bandajlar, çözümlü ve atkı örme makinelerinde çeşitli çaplarda tüp şeklinde üretilmektedirler (Başer ve ark., 1995).

Hafif destek bandajları, burkulmalar ve zorlamalarda kullanılmaktadır. Bu bandajlarda elastik özellikler, yüksek bükümlü krep ipliklerin dokunması ile elde edilir. Baskı bandajları, damar trombozları, bacak ülseri ve varisli damarlarda önleyici ve tedavi edici olarak kullanılır. Baskı bandajları hafif, orta, yüksek ve çok yüksek basınçlı bandajlar şeklinde sınıflandırılır (Başer ve ark., 1995).

Ortopedik yastık bandajları, rahatsızlığı önlemek ve dokuyu desteklemek için basınç bandajları ve plasterler altında kullanılır. Nonwoven ortopedik yastık bandajları poliester veya polipropilen liflerden ve bunların doğal ve diğer sentetik liflerle karışımlarından üretilirler. Ayrıca, poliüretan köpük te kullanılabilir (Yükseloğlu ve Canoğlu, 2003).

1.2.1.1.2.3. Yapışkan Plasterler

Türk standartlarına göre plaster; pamuk, viskon veya ikisinin karışımı iplikten düz dokunmuş bez veya plastik filmin iç yüzeyine homojen olarak yayılmış kauçuk veya akrilat esaslı hassas yapıştırıcı içeren, pansuman malzemesini sabitleme, yaraları kapama veya küçük bölgeleri hareketsiz tutmada kullanılan tıbbi malzemelerdir (Güven, 1997; Canoğlu ve Yükseloğlu 2003' ten).

Kaldırılabilir yapışkan plaster alanında nonwoven' lar büyük bir pazara sahiptir ve viskoz filament ipliklerden yapılmış film ve kumaşlar ile rekabet etmektedir. Akrilik yapışkan tabakanın gözenekliliği yüksek derecede hava geçirgenliğini sağlamaktadır (Canoğlu ve Yükseloğlu 2003).

1.2.1.1.2.4. Tampon

Yüksek absorbent bir materyal olan tamponlar, lif kaybını veya yaraya yapışmasını önlemek için nonwoven kumaşla kaplıdır veya tamamı nonwoven olarak üretilmiş olabilir. Vücuttan çıkan sıvıları absorbe etmek için kullanılır ve ameliyatlarda kanamayı durdurmak için yara üzerine tatbik edilir. Yüksek absorpsiyon özelliğine sahip olması gerektiği için, selülozik esaslı olan viskon, pamuk linteri, odun hamuru (selüloz maddesi) lifleri tercih edilir. Üretiminde ise tülbent tabaka su jetleri ile fikse edilmektedir (Yükseloğlu ve Canoğlu, 2003).

1.2.1.2. Vücut Dışı (Ekstrakorporal) Cihazlarda Kullanılan Tekstiller

Ekstrakorporal aletler yapay böbrek (dializ membranı), yapay karaciğer ve mekanik akciğer gibi kanın arıtılmasında kullanılan mekanik organlardır. Bu aletlerin fonksiyon ve performanslarını lif ve tekstil teknolojisi sağlamaktadır. Yapılarında daha çok içi boş viskoz, polyester ve silikon lifler kullanılmaktadır (Başer ve ark., 1995; Baylan, 2006'dan).

1.2.1.3. Bakım ve Hijyen Ürünleri

Hasta ve hastane personelinin güvenlik, korunma ve hijyeni için ameliyathanelerde veya hastanelerde kullanılan ürünlerdir. Bunlar; Cerrahi giysiler (gömlekler, kepler, maskeler, perdeler, elbiseler, battaniyeler, çarşaflar, yastık kılıfları), elbiseler (üniformalar, koruma elbiseleri) ve altlıklar (kundak kaplaması, pedler, temizleme bezleri) olarak gruplandırılabilir (Başer ve ark., 1995).

Ameliyathanelerde kullanılan tekstil ürünleri, hastayı ve sağlık personelinin korumalı ayrıca hijyen sağlamalıdır (Canoğlu ve Yükseloğlu, 2003).

Bakım ve hijyen ürünleri tek kullanımlık ya da yeniden kullanılabilen olmak üzere iki türdedir. Bakım ve Hijyen Ürünlerinin Sahip Olması Gereken Özellikler (Adanur,1995 ve Kavuşturan, 2002; Cireli ve ark., 2007'den);

- Toz, uçuntu oluşturmamalı ve bunların geçişine izin vermemelidir.
- Su geçirmez veya su itici yapıda olmalıdır.
- Nefes alabilir özellikte olmalıdır.
- Alerjik etkisi olmamalıdır.
- Antimikrobiyal özellik göstermelidir.
- Statik olarak elektriklenmemelidir.
- Güç tutuşur olmalıdır.
- Sterilizasyona ve yıkamaya dayanıklı olmalıdır.
- Yıkama ve sterilizasyon sırasındaki boyut değişimi mümkün olduğu kadar az (<2%) olmalıdır.
- Sterilizasyon, yıkama ve kullanım sırasında renk değişimi olmamalıdır.
- Konforlu olmalıdır.
- Yırtılma, kopma ve patlama mukavemetleri kullanım alanı için yeterli olmalıdır.

1.3. Ameliyat İplikleri

Tarihçesi

Cerrahi yaraların korunması, kapatılması, sağlıklı ve çabuk iyileşmelerinin temini için M.Ö. IV. yüzyıldan itibaren çok farklı yöntemler kullanılmıştır. Bu amaçla altın, gümüş ve demirden yapılmış teller, pamuk ve keten lifleri, balina, fare, kanguru tendonları, deve ve at kolları, ameliyat ipliği materyali olarak denenmiştir. M.Ö. II. yüzyılda Mısır'da yaraların kapatılması için keten kullanılmıştır (Alexander, 1967; Gürdal, 1997'den).

Tıpta ilk defa katgüt kullanılması "Celcus" tarafından Roma'da M.S. 1. Asırda denendi (Bozkurt ve Gülgönül, 1994).

1869'da Josef Lister ameliyat ipliğinde bakterilerin bulunduğunu belirleyerek bunların karbolik asit ile dezenfeksiyonunu sağlamıştır. Ayrıca kromik asitin katgütün dokular tarafından absorpsiyonunu yavaşlattığını bulmuştur (Artandi, 1980; Gürdal 1997'den).

1930'a kadar kullanılan ameliyat ipliği materyalleri genelde katgüt ve ipek, az miktarda keten ve pamuk olmuştur. Sentetik lifler, II. Dünya Savaşı sırasında ve sonrasında 1941'de naylon ile başlayarak kullanıma girmiştir. Ardından polyesterler, poliakrilonitriller ve polioleninler az veya çok başarı ile kullanılmışlardır. Bu zaman diliminin karakteristiği, cerrahi operasyonlarda kullanılan liflerin o dönemde popüler hale gelmiş lifler olmasıdır. Yani, cerrahi prosedürde kullanılması amacıyla bir materyal dizayn edilmemiş veya geliştirilmemiştir. Piyasada çeşitli fiziksel ve biyolojik özelliklerde çok sayıda mevcut olan ameliyat ipliği materyali ilk önce tekstil pazarında ortaya çıkmış daha sonra cerrahi amaçlarla kullanılmıştır (Artandi, 1980 ve Babetty, 1998; Gürdal, 1997'den).

Sterilizasyon metotlarının gelişmesi, katgütün sterilizasyon problemlerini ortadan kaldırdığı gibi diğer birçok cerrahi dikiş ipliklerinin de gelişimine imkân sağlamıştır (Gülgönül, 1991).

Son 50 yılda ameliyat ipliği olarak kullanılan materyaller gelişmiş ve daha detaylı bir şekilde araştırılmaya başlanmıştır. Bunun sonucunda son 20-25 yıldır kullanılmakta olan doğal nitelikli ameliyat ipliklerine ilave olarak çeşitli sentetik ameliyat iplikleri de kullanıma girmiştir (Szyppinskyi, 1966; Gürdal, 1997'den).

Emilebilir sentetik ameliyat ipliğinin geliştirilme çalışmaları her ne kadar 1950'li yıllarda başlamış ise de; ilk kayda değer başarı 1960 yıllarında DuPont' un araştırma laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Poly-l-lactide adıyla üretilen bu ilk emilebilir Polyester polimeri, 1971 yılında Davis&Geck laboratuvarlarında geliştirilen Dexon ticari isimli polyglidikolik asit (PGA) sentetik emilebilir ameliyat ipliği takip etmiştir. Bu ilk ticari polimer esaslı ameliyat ipliklerini takiben 1974 yılında Ethicon, poliglaktin910' nu (Vicryl) tanıtmıştır. Vicryl, glidikolik asit ve laktid asitin kopolimeridir. Son olarak 1982 yılında, yine Ethicon tarafından Para-dioksanon'un bir polimeri olan polidioksanon (PDS) tanıtılmış ve cerrahi alanda kullanılmaya başlanmıştır. PDS, monofilament, emilebilir bir sentetik materyaldir (Yee, 1985 ve Browning, 1984; Ulcay ve Karaca, 1993'ten).

Tanımı ve Kullanım Amacı

Ameliyat ipliği; mekanik bir destek olmaksızın gerilime dayanacak yeterli mukavemet ile cerrahi sebepler yüzünden açılan veya tesadüfen kesilen vücut dokularını, yaranın iyileşmesi sağlanıncaya kadar birbirine yapıştırmak ve kan damarlarını bağlamak için kullanılan, doğal veya sentetik orijinli cerrahi dikiş malzemesidir (www.ethicon.com, 1997 ve Taylor, 1983; Bayraktar ve Şengönül, 1997'den).

Ameliyat ipliği kullanımının temel amacı, normal gerilim güçlerine karşı koymaya yeterli bir iyileşme sağlanıncaya kadar yara kenarlarını karşılıklı tutmaktır. Ameliyat ipliğinden beklenen, en kısa zamanda en fazla iyileşme için yara dokusunu hassas bir şekilde yakınlaştırmasıdır (Bayraktar ve Şengönül, 1997).

Yarayı tutan bir ameliyat ipliğindeki bozunuma rağmen, cerrahi müdahalenin ilk anı ile yaranın tamamen iyileştiği zamana kadar geçen süre içindeki herhangi bir anda ameliyat ipliğinin ve dokunun toplam mukavemeti en az dokunun yarasız mukavemetine eşit olmalıdır. Ameliyat ipliğinin biyolojik ortamdaki bozunum zamanı, dokunun iyileşmiş haldeki mukavemetinin yaralanmadan önceki mukavemetine ulaşmasına yetecek kadar uzun olmalıdır. Ameliyat ipliği eğer çok zayıfsa, iyileşmeyi sağlamaya yetecek kadar uzun yarayı tutamaz ve eğer çok güçlüyse, dokuyu bir uçtan bir uca kesebilir (Browning, 1984; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Uygun ameliyat ipliğinin seçilebilmesi için yara iyileşmesi sırasındaki hücresel, fizyolojik ve biyokimyasal olayları içeren dinamik süreç ve bunu etkileyen faktörlerle birlikte ameliyat ipliklerinin yapısal özellikleri iyi bilinmelidir (Tatlıkazan, 1991; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

1.3.1. Ameliyat İpliklerinin Sınıflandırılması

Ameliyat ipliklerinin kullanım yerlerine göre değişik özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Bu sebeple farklı yapılarda üretilen birçok ameliyat ipliği vardır. Bunları Çizelge 1.2. de görüldüğü gibi sınıflandırmak mümkündür;

Çizelge 1.2. Ameliyat ipliklerinin sınıflandırılması (Gülgönül, 1991).

Rezorbe Olan (Emilebilir, Absorbe Olan)		Rezorbe Olmayan (Emilemeyen, Absorbe Olmayan)		
Doğal Ameliyat İplikleri	Sentetik Ameliyat İplikleri	Doğal Ameliyat İplikleri	Sentetik Ameliyat İplikleri	Metalik Ameliyat İplikleri
Basit Katgüt	Poliglikolik Asit(PGA)	İpek	Poliamid	Çelik
Krome Katgüt	Poliglaktin 910(Vicryl)	Keten	Polyester	Bronz
Kollajen İplikler	Polidioksanon(PDS)	Pamuk	Polipropilen	Gümüş
	Polimetilenkarbonat	At Kılı		Altın
	Poliglekapron 25			

Ameliyat iplikleri kimyasal olarak Absorbe Edilebilen (Rezorbe Olan) ve Absorbe Edilemeyen (Rezorbe Olmayan) olmak üzere iki sınıfta toplanabilir.

Bazı cerrahi işlemler emilebilir ameliyat ipliklerine ihtiyaç duyarken, bazıları da emilemeyen iplikleri gerektirirler. Bununla beraber bütün ameliyat iplikleri, kritik süreç (iyileşme dönemi) içinde mukavemetlerini korumak zorundadırlar ve kullanılan bünyeye uyum göstermelidirler. Bu iyileşme sürecinden sonra, iplikler mümkün olduğu kadar hızlı bozunmalı, enfeksiyona çok az şans tanınmalı ve yaranın daha verimli olarak iyileşmesine neden olmalıdır (Browning, 1984; Ulcay ve Karaca, 1993'ten).

1.3.1.1. Absorbe Edilebilen Ameliyat İplikleri

Gerilme mukavemetlerini 60 gün içinde kaybeden ve bozunarak yok olan ameliyat iplikleri bu sınıfa girer. Absorbe olan ameliyat iplikleri, ya katgütte olduğu gibi doku enzimleri tarafından sindirilirler ya da sentetiklerde olduğu gibi akciğer veya böbrekten salgılanan doku sıvılarınca hidrolize edilirler. Enzimatik etki ile kıyaslandığında hidralizasyon daha az doku reaksiyonuna neden olur (Browning, 1984; Ulcay ve Karaca, 1993'ten ve Gemci ve Ulcay, 2004).

Absorbe olan ameliyat ipliklerinin canlı doku içindeki davranışını belirleyen iki özellik vardır (www.ethicon.com, 1993; Ulcay ve Karaca, 1993'ten):

- Erime oranı ile kütle kaybı.
- Gerilme direncini koruması.

Sentetik emilebilir ameliyat iplikleri doğal emilebilir ameliyat ipliklerinden çok daha uzun bir süre dirençlerinin belli bir oranını korumaktadırlar. Bununla beraber, emilebilir ameliyat iplikleri, dirençlerini kaybettikten sonra bir süre daha doku içinde kalır. Enzimatik sindirime maruz kalan doğal orijinli ameliyat iplikleri tamamen yok oluncaya kadar uzun bir süre doku içinde kalırlar. Hidrolize olarak sindirime maruz kalan sentetik ameliyat iplikleri ise daha kısa sürede yok olurlar (Ulcay ve Karaca, 1993).

Emilebilir sütürler hızlı iyileşen ve uzun süre iplik mukavemetine ihtiyaç duyulmayan yerlerde kullanılırlar (ağız, yutak, mide, ince bağırsak, karın zarı, deri alt tabakası, idrar ve safra yolları).

1.3.1.1.1. Absorbe Edilebilen Doğal ve Sentetik Ameliyat İplikleri

Absorbe Edilebilen Doğal Ameliyat İplikleri:

Katgüt ameliyat iplikleri; adını eski Mısırlıların kullandığı bir çalgı (kit adı verilen keman) aletinden alır. Cerrahi bağırsak olarak adlandırılan bu doğal ürün, koyun bağırsağının mukoza altı gözenekli dokusundan veya sığırın seröz zarından elde edilir. Zayıf gerilme mukavemeti, biyolojik ortamda zayıf düğüm kararlılığı ve yüksek doku reaktivitesi yüzünden kullanımı azalmaktadır. Cerrahide katgüt “Basit (normal)” ve “Krome” olmak üzere ikiye ayrılır (Ulcay ve Karaca, 1993; Gemci ve Ulcay, 2004).

Basit (Plain, Normal) katgüt; işlenmemiş olduğu için gerilme mukavemetini yalnızca 4-5 gün korur ve 2 hafta sonra yara emniyeti tamamen yok olur Normal katgüt, deri altı yağlı dokuların ve hızlı iyileşen dokuların dikilmesinde kullanılır. Bozunma enzimattır ve doku tepkimesi ortadır. Dokuyu yüksek saflıkta birleştirir ve işlem hijyeniktir (Moy, 1992 ve Tatlıkazan, 1991; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Krome katgüt; krome asit tuzları ile kromizasyon işlemi görmüş katgüt, kahverengi ve multifilamenttir. Geciken bir absorpsiyon zamanına sahip olmuştur ve düz katgüte göre doku reaksiyonunda bir azalma görülmüştür. Bozunma enzimattır ve doku tepkimesi ortadır. Deri kapatıcının üst tabakalarında kullanılır (Gemci ve Ulcay, 2004; Ulcay ve Karaca, 1993).

Kollajen ameliyat iplikleri; sığırın fleksör kirişinden elde edilen doğal, absorbe edilebilen, bükümlü, multifilament bir malzemedir. Görünüş olarak cerrahi katgüte benzer. Düz veya kromik olabilir. Özellikle göz cerrahisinde bu dikiş malzemeleri asgari doku tepkisi yaratır. Absorbe edilme ve iyi düğüm atma özelliğine sahiptir (Ulcay ve Karaca, 1993; Gemci ve Ulcay, 2004).

Absorbe Edilebilen Sentetik Ameliyat İplikleri:

Sentetik ameliyat iplikleri polimerlerden elde edilen sentetik kollajenden yapılıdır. Sentetik ameliyat iplikleri doğal ameliyat iplikleri' nin aksine enzimatik bozunma ile değil hidroliz ile bozunurlar daha az doku tepkimesine neden olurlar.

Poliglikolik asit(PGA, Dexon) ameliyat iplikleri; 1970 yılında piyasaya sürülen glikolik asitin bir homo-polimeri olan bu tip, geçerli ilk sentetik absorbe olan ameliyat ipliğidir. Katgüt'e kıyasla gecikmiş absorpsiyonu ve azalmış doku reaksiyonuna ilaveten iyi gerilme ve düğüm mukavemetlerine sahiptir. Kromik katgüte benzer absorpsiyonu ve polyestere benzer mukavemet ve düğüm emniyeti gösterir. Poliglaktin 910(Vicryl) ameliyat ipliğinden daha çabuk gerilim mukavemetini kaybetmekte fakat doku içinde önemli ölçüde daha yavaş absorbe edilmektedir (Moy ve ark., 1992 ve Hermann, 1971; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Poliglaktin-910(Vicryl) ameliyat iplikleri; bütün sentetik absorbe olan ameliyat iplikleri gibi hidrolizle bozulur. Glikolik asit ile laktid asitin bir kopolimeridir. Genelde üç hafta mukavemetini korur, 90 gün içinde hızla emilerek kaybolur. Boyasız olarak kullanılabilirdiği gibi mor renkli olarak ta kullanılabilir. Örgülü multifilament yapıdadır (Yee, 1985; Ulcay ve Karaca, 1993'ten).

Polidioksanon(PDS) ameliyat iplikleri; Polyester-P-dioksanon' dan üretilen sentetik ameliyat ipliğidir. Absorbe olan diğer ameliyat ipliklerine göre yaraların daha uzun süre kapatılması amacı ile üretilmiştir. Biyolojik ortamda arttırılmış gerilme mukavemetine sahiptir ve hidroliz yolu ile çok yavaş absorbe olur. Doku reaksiyonu minimum düzeyde gerçekleşir. Bu nedenle, yara gerilme mukavemetinin uzun sürede kazanıldığı dokularda faydalıdır. Pürüzsüz bir yapıya sahip olması dikişi kolaylaştırarak doku zedelenme olasılığını azaltır. (Moy ve ark., 1992 ve Tatlıkazan, 1991; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Polimetilenkarbonat(Maxon) ameliyat iplikleri; bu sentetik monofilament, Polidioksanon'un gerilme mukavemetini iyi koruma özelliği ile gelişmiş kullanım özelliklerini birleştirmek için üretilmiştir. Uzun bir zaman yara desteği sağlar. 14. günde ortalama gerilme mukavemetinin %81'ini, 28. günde %59'nu ve 42. günde %30'nu korur. Hidroliz ile tamamlanan absorpsiyonu 180-210 gün arasında gerçekleşir. Minimum doku reaksiyonu verir. Polidioksanon(PDS)'dan daha esnektir ve rijitliği %60 daha azdır. Poliglaktin-910(Vicryl) ve Poliglikolikasit(PGA)'e göre daha iyi ilk atışı tutma kapasitesine ve daha pürüzsüz düğüm bağlama özelliğine sahiptir. Bu durum, doku yaklaşımını kolaylaştırır (Moy ve ark., 1992; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Poliglekapron-25(Monocryl) ameliyat iplikleri; monofilament ameliyat ipliği olup, kolay kullanım ve bağlama için üstün eğilip bükülme yeteneği sunar. Doku içinde neredeyse inert(etkisiz) bir davranış gösterir. Ameliyattan iki hafta sonra azalan, yüksek bir başlangıç gerilme mukavemeti gerektiren cerrahi müdahaleler için Poliglekapron-25 ameliyat iplikleri tercih edilir (Gemci ve Ulcay, 2004).

1.3.1.2. Absorbe Edilemeyen Ameliyat İplikleri

Mukavemetlerini 60 günden daha fazla koruyabilen ameliyat iplikleridir. Bu iplikler, canlı dokuda, enzimler tarafından sindirilmeye etkili bir şekilde karşı koymakta olup, kütle kaybı olmadan fiziksel özelliklerini biraz kaybederek vücut içinde kalmaktadırlar. Buna rağmen, bazıları bir zaman sonra vücutta kaybolmaktadırlar. Materyal, sindirilmek yerine kapsül içine alınmış veya çevrilmiştir. İyileşen doku ameliyat ipliği etrafında gelişir. Bu şekilde dokunun içine gömüldükleri zaman genellikle oldukları yerde kalırlar. Derinin kapatılması için kullanıldıklarında iyileşme sağlandıktan sonra alınmalıdırlar (Moy ve ark., 1992; Capperauld, 1989 ve Babetty, 1998; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Absorbe olmayan ameliyat iplikleri, sahip oldukları gerilme mukavemetlerindeki farka bağlı olarak üç sınıfa ayrılırlar:

- 1 - İpek ve monofilament veya multifilament sentetik iplikler
- 2 - Pamuk, keten ve üzeri kaplanmış doğal ve sentetik iplikler
- 3 - Monofilament veya multifilament çelik tel iplikler

Birinci sınıf, ikinci sınıftan daha güçlü olup, üçüncü sınıf ise en güçlüdür. Absorbe olmayan ameliyat ipliklerinden, günümüzde en yaygın olanları; ipek, poliamid, polipropilen, polyester ve metal ipliklerdir (Van Winkle ve Hastings, 1972; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

1.3.1.2.1. Absorbe Edilemeyen Doğal, Sentetik ve Metalik Ameliyat İplikleri

Absorbe Edilemeyen Doğal Ameliyat İplikleri:

İpek ameliyat iplikleri; En yaygın kullanıma sahip ameliyat ipliğidir. Bombyx Mori ipek böceği kozasından elde edilen doğal protein filamentlerinden elde edilir. Yumuşaklığı, inceliği, esnekliği, kullanım ve bağlama kolaylığı ile aranan ameliyat ipliği malzemesidir. İpek ameliyat ipliklerinin klinik avantajı düğüm emniyeti için çok az düğüm gerektirmesidir.

Bozunma olmaz, doku tepkimesi ortadır ve absorbe olan nemden dolayı mukavemet düşer, bir yıl içinde tamamen kaybolur. İpek ameliyat iplikleri; iyi kullanım özellikleri vermesi nedeniyle genellikle braid örme formda üretilir. Ancak, çok küçük çaplı ve mikro cerrahi ve göz cerrahisinde kullanılabilecek bir ameliyat ipliği için bükümlü yapıda üretilir. Bükümlü ipek ameliyat ipliği, hassas dokuların küçük düğümlerle birleştirilebilmesi bakımından önemlidir (Tomita ve ark., 1993 ve Moy ve ark., 1992; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Keten ameliyat iplikleri; cerrahi keten bitkisinin liflerinden bükülerek hazırlanan, temizlenmiş ve dokular tarafından emilemeyen sterilize edilmiş cerrahi dikiş malzemesidir. Fazla rutubette kolayca nemçeker ve mukavemetinden kaybetmez. Çapı kontrol edilemez ve gerilme mukavemeti diğer absorbe edilemeyen malzemelere göre daha düşüktür. Nadir olarak mide-bağırsak cerrahisinde kullanılır (Gülgönül, 1991; Ulcay ve Karaca, 1993).

Pamuk ameliyat iplikleri; uzun lifli pamuk çeşitleri kullanılır. Absorbe edilemeyen malzemeler arasında en zayıf olanıdır. Fakat, nemli iken gerilme mukavemeti yüksektir. Bu nedenle, kullanılmadan önce nemlendirilir. İpek ameliyat ipliklerinden daha fazla bir avantajı yoktur. Yeni ameliyat ipliklerinin kullanıma girmesiyle artık tamamen kullanılmaz olmuşlardır (Ulcay ve Karaca, 1993).

At Kılı ameliyat iplikleri; atların kuyruk ve yelelerinden elde edilirler. 45 cm uzunluğuna kadar bulunurlar. Ortalama kalınlıkları 140 mikrondur. Bu lifler günümüzde kullanılmamaktadır (Harmancıoğlu, 1973; Gülgönül, 1991' den).

Absorbe Edilemeyen Sentetik Ameliyat İplikleri:

Poliamid ameliyat iplikleri; ilk sentetik ameliyat ipliğidir. Ameliyat ipliği olarak poliamid 6 ve poliamid 6,6 kullanılmaktadır. Monofilament ve braid olmak üzere 2 ayrı yapıda üretilir. Monofilament olarak cerrahide en fazla kullanılan absorbe olmayan ameliyat ipliğidir. Yüksek gerilme mukavemeti mükemmel elastik özelliği, minimum doku reaksiyonu ile tanınır. Dikişi yerinde tutması için 3 veya 4 fazladan düğüm atış sayısı gerektirir. Bu nedenle, düğüm atış sayısını azaltmak ve eğilip bükülebilirliğini arttırmak için alkol içinde ıslatılmış olarak sunulur. Multifilament braid poliamid ameliyat iplikleri, biraz daha yüksek enfeksiyon oranı yanında, daha eğilip bükülebilir ve daha kolay kullanıma sahiptir. Ancak kapılatesi monofilament yapıdakilere göre daha yüksektir. Bu nedenle genellikle silikon ile kaplanarak kullanılır. Bazı ticari tipleri; Dermalon, Ethilon, Nurolon ve Surgilon' dur. (Gemci ve Ulcay, 2004).

Polyester ameliyat iplikleri; monofilament ve multifilament formda üretilir. Braid Polyester ameliyat iplikleri, monofilamentlerle aynı yüksek gerilme mukavemeti ve düşük doku reaksiyonuna ilaveten, gelişmiş kullanım özellikleri ve düğüm emniyeti sağlamak için üretilmiştir. Polyester ameliyat iplikleri, mukavemet açısından metal ameliyat ipliklerinden sonra gelir. Polyester ameliyat iplikleri, yapısındaki aromatik zincirden dolayı, poliamid ve polipropilen ameliyat ipliklerinden daha rijittir. Mevcut polyester ameliyat iplikleri çeşitli yüzey maddeleri ile doyurulur veya kaplanır. Silikon ve teflon ile kaplama ve emdirme, ameliyat ipliklerin dokuyu çekmesini ve kapiler etkisini azaltmasına

rağmen düğüm emniyetini azaltır. Bazı ticari tipleri; Ethibond, Dacron ve Ti-cron' dur (Hermann, 1971 ve Yee, 1985; Gemci ve Ulcay, 2004'ten).

Polipropilen ameliyat iplikleri; monofilament yapıda kullanılan yumuşak bir malzemedir. Dokuya yapışmayan çok kaygan bir yüzeye sahiptir. Yüksek pürüzsüzlüğü, düğüm emniyetini tehlikeye sokar ve bunu gidermek için ilave dikiş sayısı gerektirir. Prolene ve Surgilene bazı ticari tipleridir (Yee, 1985 ve Mazzaresse, 1997; Gemci ve Ulcay; 2004' ten).

Absorbe Edilemeyen Metalik Ameliyat İplikleri:

Bugün tekstil alanında sınırlı olarak kullanılan metal lifler; saf ve yumuşak metallerden ve metal alaşımlardan ince filamentler halinde çekilmektedir. Monofilament ve multifilament olarak kullanılabilirler (Gülgönül, 1991).

Çelik ameliyat iplikleri; hem monofilament hem de bükümlü yapıda üretilen paslanmaz çelik ameliyat iplikleri, yüksek gerilme mukavemetine ve doku içinde hareketsizliği nedeniyle düşük doku reaksiyonuna sahiptir ve bozunma olmaz. Dokuda parçalanmadığı için gerilme mukavemeti kaybı çok azdır. Kullanım zorluğu, geç parçalanması ve dokuyu kesme ihtimali dezavantajları arasında sayılabilir. Çok sıkı bağlanmışsa dokuyu çekebilir, hatta yırtabilir. Esnekliği çok düşüktür. Paslanmaz çelik ameliyat iplikleri, uygun olmayan elektrolitik reaksiyon meydana gelebileceğinden, başka bir metal protezin vücuda eklendiği durumlarda kullanılmamalıdır (Gemci ve Ulcay, 2004).

Bronz ameliyat iplikleri; %29 bakır(Cu), %8,5 kalay(Sn), %2,5 çinko(Zn) karışımıdır. Ayrıca alüminyum(Al) ihtiva eder. Alüminyum miktarı %8, geçmemektedir (Gülgönül, 1991).

Gümüş ameliyat iplikleri; sterilize edilmiş gümüş tellerinden yapılıdır (Gülgönül, 1991).

Altın ameliyat iplikleri; sterilize edilmiş altın tellerinden yapılıdır (Gülgönül, 1991).

1.3.2. Ameliyat İpliklerinin Özellikleri

Çeşitli cerrahi dallarda uygulanan farklı cerrahi operasyonlarda en uygun ameliyat ipliği materyali seçimi için ameliyat ipliklerinin temel özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir.

Ameliyat İpliklerinin Fiziksel Yapıları

Ameliyat ipliği materyalleri tek bir lif (monofilament) veya birçok liften (multifilament) oluşabilirler. Multifilament ameliyat iplikleri bükülerek ya da örülerek yapılıdır. Bükülerek yapılan multifilament ameliyat iplikleri bir veya birkaç lifin diğer lifler üzerine sarılmasıyla yapılırlar. Örgü yapısındaki multifilament ameliyat iplikleri ise liflerin saç örgüsü şeklinde örülmesi suretiyle imal edilirler. Monofilament yapı yüzeyinin düzgünlüğü nedeni ile ameliyat ipliğinin oluşturduğu doku yaralanmasının azalmasını sağladığı gibi, içinde mikroorganizmaları barındırma olasılığı olmadığından enfeksiyon olasılığını da azaltır.

Elastikiyeti daha fazladır. Ancak düğüm emniyeti daha azdır. Multifilament yapıdaki ameliyat iplikleri, özellikle de örülmüş ameliyat iplikleri daha yumuşaktır. Elastikiyeti daha az olmasıyla beraber, düğüm atılması ve düğüm emniyeti monofilamentlere göre yüksektir. Bundan dolayı kullanımı daha kolaydır. Ancak lifler arasında mikroorganizmaların barınma olasılığı nedeni ile enfeksiyon potansiyelleri daha yüksektir. Sürtünme nedeni ile oluşabilecek doku yaralanmasını en aza indirmek, kapilarite ve sıvı absorpsiyon potansiyelinin yüksekliği nedeni ile oluşabilecek enfeksiyon potansiyelini azaltmak ve kullanım kolaylığını artırmak için üzerleri çeşitli maddelerle kaplanabilmektedir. Kaplama amacı ile kullanılacak maddeler inert(etkisiz) olmalıdır ve organizmadaki hiçbir madde ile reaksiyona girmemelidir. İpek kaplanmasında silikon, vaks ve polibutilat kullanılmaktadır. Dokular içinde yayılım göstermesi nedeni ile eskiden kaplama malzemesi olarak kullanılan teflonun kullanımı terk edilmiştir (Gürdal, 1997).

Yüzyıllardır en ideal ameliyat ipliğini hazırlamak için çalışmalar yapılmaktadır. Fakat tüm cerrahi müdahalelerde kullanılabilen ve aranan bütün özellikleri üzerinde taşıyabilen bir malzeme mevcut değildir. Ortopedi cerrahları, en çok paslanmaz çelik, polipropilen ameliyat ipliklerini kullanırlarken birçok plastik cerrahi, asgari doku tepkisi özellikleri nedeniyle naylon(poliamid) ve polyester gibi sentetik malzemeleri, sinir cerrahlarının çoğunluğu ise, cerrahi ipek ipliğini tercih eder. Bu durum, cerrahın ameliyat ipliği konusunda amaca göre bir seçim yapmasını gerektirmektedir. Cerrahın seçeceği malzemenin, kullanılacağı cerrahi işlem sırasında ve sonrasında en uygun sonucu verebilecek özelliğe sahip olması tercih sebebidir. İdeal bir ameliyat ipliğinin taşınması gereken özellikler (Ulcay ve Karaca, 1993);

- 1 – Materyalin eldesi ve işlenmesi kolay olmalı,
- 2 – Ekonomik olmalı,
- 3 – Düzgün bir yüzeye ve kolay düğüm atılabilmesini sağlayacak bir yapıya sahip olmalı,
- 4 – Elastik olmalı,
- 5 – Yeterli gerilim mukavemeti ve düğüm güvenirliliği olmalı,
- 6 – İyileşme periyodunda mukavemetini korumalı,
- 7 – Kolayca sterilize edilmeli ve bakteri oluşumuna elverişli olmamalı,
- 8 – Doku içerisinden kolay geçerek, minimum doku reaksiyonu sağlamalı,
- 9 – İyileşme tamamlanmadıktan sonra en kısa sürede ve asgari doku tepkisi ile absorpsiyon kabiliyeti olmalı,
- 10 – Yara iyileşmeden absorbe edilmemeli,
- 11 – Kapiler olmamalı,
- 12 – Kullanıldığında damarı veya dokuyu zedelememeli,
- 13 – Röntgen ile görülebilir olmamalı,
- 14 – Dahili lezyonlar(yara, doku bozukluğu) oluşturmamalı,
- 15 – Enfeksiyon ortamında direncini korumalı,
- 16 – Kesik uçları doku içine girmemeli,
- 17 – Doku içinde büzülmemeli,
- 18 – Elektronik, alerjik, kanserojen ve kılcal olmamalıdır.

1.3.2.1. Ameliyat İpliklerinde Aranılan Özellikler:

Genel olarak 13 başlık altında sıralanabilirler (Ulçay ve Karaca, 1993; Gürdal, 1997);

1. İpliğin Yüzey Düzgünlüğü
2. Mekanik Özelliği
3. Şişme
4. Çap
5. Doku Reaksiyonu
6. Rezorpsiyon Kabiliyeti
7. Kapilarite
8. Yüzey Kaplaması
9. Boyanın Etkisi
10. Uygulanan Sterilizasyon
11. Paketleme
12. Düğüm Uzunluğu
13. Biodegradasyon

1. İpliğin Yüzey Düzgünlüğü: Cerrahi dikiş ipliklerinin yüzeyi muntazam ve düzgün olmalıdır. Yüzeyin düzgün olması, sürtünmeyi azaltarak dokuda daha az yaralanma olmasını temin edecektir. Ayrıca yüzeyi düzgün ameliyat ipliklerinin doku içinde yabancı maddeleri taşıma riski ve özellikle de vasküler(damarsal) cerrahide kullanılıyorsa koagülasyonu(pıhtılaşmayı) başlatma riski daha az olacaktır (Gürdal, 1997; Gülgönül, 1991).

Ancak çok kaygan ve parlak yüzeyli iplikler de atılan düğüm açılabilir. Çok düzgün ve kaygan yüzeye sahip sentetik ameliyat ipliklerinde (polyester, poliamid, polipropilen gibi) atılan düğümün açılması olasılığı doğal orijinli ameliyat ipliklerinden (katgüt, ipek gibi) daha yüksektir. Bu nedenle atılan düğüm sayısı daha fazladır (Ulçay ve Karaca, 1993).

2. Mekanik Özelliği: Birkaç alt başlık halinde açıklanabilir;

Mukavemet; ameliyat ipliklerinde aranılan en önemli özelliklerden birisi mukavemettir. Vücut içinde kullanılacağı herhangi bir dokunun mukavemetine yakın bir mukavemete sahip olmaları gerekir. Gerilme mukavemeti ve düğüm kuvveti olarak belirlenir (Ulçay ve Karaca, 1993).

Gerilme mukavemeti; iplik iki ucundan gerilmeye maruz kaldığında en zayıf yerinin göstermiş olduğu dirençtir. Uzunluk ve çap ile doğrudan ilişkilidir. Ameliyat ipliklerinde düğüm mukavemeti gerilme mukavemeti kadar önemlidir. Düğüm yerinde iplik kuvvetle çekilir, makaslama kuvvet tatbikinin nedeniyle gerilme daha da artar ve iplik düğümde çok daha kolay kopar (Ulçay ve Karaca, 1993).

Düğüm kuvveti; düğüm kuvveti ameliyat ipliği üzerinde atılmış olan düğümü kaydırabilmek için uygulanması gereken güç miktarıdır. Ameliyat ipliğin sürtünme kat sayısı ile doğru orantılıdır (Gürdal, 1997).

Ameliyat ipliğinin sürtünmesi düğüm emniyetine etkiyen önemli bir faktördür. İplikler arasındaki sürtünme kuvveti;

- a – sürtünme katsayısına,
- b – ipliklerin temas noktaları sayısına,
- c – ipliklerin temas noktalarındaki temas açlarına, bağlıdır.

Sürtünme katsayısının artışı düğüm emniyetini artırır. Ancak iplik-doku ve iplik-iplik arasındaki fazla sürtünme dokunun ameliyat ipliğinden zarar görmesine neden olabilir. İpliğin mukavemetine etki eden diğer önemli faktör hammaddenin işleniş tarzı ve sterilizasyon metodudur (Ulçay ve Karaca, 1993).

Elastikiyet; Ameliyat ipliğinin gerilmeden sonra orijinal şekli ve uzunluğunu yeniden kazanma yeteneğidir. Gerilmelerde ipliğin bir ölçüde uzaması ve tekrar eski haline dönmesi istenir. Ancak bu elastikiyet sınırlı olmalıdır. Çok elastik ipliklerde düğüm uçları kuvvetli bir gerilim tesirinde kalarak düğümü gevşetebilir. Elastikiyet; yara şişmesi durumlarında dokunun yırtılmasına yol açmadan ameliyat ipliğinin doku ile beraber şişmesine ve yara iyileştiğinde eski haline gelmesine olanak sağlar. Elastikiyet düğüm üzerine binen yükü azaltarak ameliyat ipliği düğüm güvenliğinin artmasını da sağlar (Gürdal, 1997; Bozkurt ve Gülgönül, 1994).

Bükülebilirlik; ameliyat ipliğinin bükülebilirliğinin(yumuşaklığının) yüksek olması daha kolay kullanılmasını, daha kolay düğüm atılmasını ve düğüm emniyetinin de daha yüksek olmasını beraberinde getirir. Multifilament ameliyat iplikleri monofilament ameliyat ipliklerine oranla daha yumuşaktır. Bu nedenle kullanımları daha kolaydır (Gürdal, 1997).

Dayanıklılık; bir ameliyat ipliğini kopartmak için gereken kuvvetin ameliyat ipliğinin kesit alanına bölünmesi ile elde edilen değerdir. Dayanıklılık, kullanılan ameliyat ipliğinin çapı ile doğru orantılıdır. Genel olarak multifilament ameliyat iplikleri monofilament ameliyat ipliklerinden daha dayanıklıdır. En güçlü ameliyat iplikleri polyester ve poliamid olanlarıdır. Modern ameliyat ipliği sanayinde "Dayanıklılık" imalatçının güvenilirliğini gösteren bir şart olarak kabul edilmiştir. Amerika Birleşik Devletleri Farmakopisi (USP), Avrupa Farmakopisi (EP) ve TSE tarafından değişik kalınlıktaki absorbe edilir ve absorbe edilemez ameliyat iplikleri için dayanıklılık standartları konulmuştur (Gürdal, 1997).

3. Şişme: Metalik iplikler dışındaki ameliyat iplikleri nemli ortamda cinsine göre farklı olarak şişerler. İpliklerin ağırlıklarının artması yanında çapları da genişler. Bu nedenle dikiş malzemesinin imalinde ipliğin şişmesinin azaltılmasına çalışılır (Bozkurt ve Gülgönül, 1994).

4. Çap: Ameliyat ipliklerinin mukavemeti ile çap uyumu önemlidir. İplik yüzeyinde lif patlamaları ve nopeler olmamalıdır. Çap iplik boyunca homojen olmalıdır. Ameliyat ipliğinin kopma mukavemeti uzunluk ve çapı ile doğrudan ilişkilidir. İpliğin boyutu ise çapa bağlıdır. Boyut ve çap azaldıkça ameliyat ipliğinin kopma mukavemeti de azalır (Bozkurt ve Gülgönül, 1994).

5. Doku Reaksiyonu: Ameliyat ipliklerinde aranacak bir husus da doku reaksiyonu yapmamasıdır. Dikiş malzemesinin dokuda şiddetli bir reaksiyon yapması yaranın iyileşmesine zarar verir. Reaksiyon iplik kalınlığı ile artar. Rezorbe olan iplikler kuvvetli bir reaksiyona dolayısıyla poliferasyona(üreme) sebep olur. Rezorbe olmayan iplikler hafif de olsa bir iltihabi durum meydana getirirler (Gülgönül, 1991; Ulcay ve Karaca, 1993).

Doku reaksiyonu, yara içindeki ameliyat ipliği tarafından oluşturulan inflamator(iltihap) reaksiyondur. Ameliyat ipliği dikilmesinin 2-5'inci günlerinde en yüksek seviyede olan bu inflamator yara içinde bulunan dikiş materyalinin miktarına, tipine ve konfigürasyonuna bağlıdır. Dayanıklılığı ve düğüm emniyeti daha yüksek olan ameliyat ipliği kullanımı, yaranın ayrılma olasılığını azalttığı gibi, daha ince materyal kullanımı ve daha az düğüm atılmasını sağlayarak yara içinde bırakılan ameliyat ipliği miktarı azaltılır. Bu durumda doku reaksiyonunun ve dolayısıyla enfeksiyon komplikasyonlarının azalması sağlanır. Katgüt ve ipek gibi dayanıklılığı düşük olan doğal ameliyat ipliği materyallerinin en şiddetli reaksiyona neden olduğu, buna karşın mukavemeti en yüksek olan naylon ve polipropilen gibi sentetik materyallerin daha az reaksiyon oluşturdukları gösterilmiştir. Krome katgüt, normal katgüte göre daha az doku reaksiyonu oluşturur. En az doku reaksiyonu gösteren ameliyat ipliği cerrahi paslanmaz çeliktir (Gürdal, 1997).

6. Rezorpsiyon Kabiliyeti: Ameliyat ipliklerinin işlevi geçicidir. Yara kenarları pekiştiğinde ligatür(bağ) vazifesi yapmış olur. Cilt dikişleri alınabilir. Vücut içindeki ipliklerin de rezorpsiyonla kaybolması arzu edilen bir husustur. Sütür materyalinin yapısı, çapı, sterilizasyon türü ve kromlama gibi geçirdiği özel işlemler, hastanın yaşı ve bünye özellikleri rezorpsiyona etki eder. Çok kanlı dokularda rezorpsiyon süresi kısa yağlı dokularda ise uzundur. Bu nedenle rezorpsiyon zamanını net olarak ifade etmek mümkün değildir (Bozkurt ve Gülgönül, 1994).

7. Kapilarite: Lif boyunca, doku sıvılarının ve enfeksiyonun yara içine çekilmesine imkân veren bir özelliktir. Kapilaritesi giderilmemiş bir ameliyat ipliği yara dışındaki her türlü sıvıyı (kan, iltihap, bakteriler v.b) içeriye taşıyacaktır ki bu hiç de istenmeyen bir durumdur. Bu nedenle kapilaritesi yüksek olan ameliyat iplikleri çeşitli maddelerle (silikon, balmumu, teflon, polibutilat) kaplanarak sıvı absorpsiyonu düşürülür. Multifilament ameliyat iplikleri monofilamentlerden daha yüksek bir kapilariteye sahiptir (Gülgönül, 1991; Gürdal, 1997).

8. Yüzey Kaplaması: Kaplanmamış bir ameliyat ipliğinin yüzeyi bir düğüm atıldığında aşırı sürtünmeye yol açar. Sürtünme katsayısını artırmak ve yüzey düzgünlüğü sağlamak amacıyla kaplama yapılır. İnert(etkisiz) bir madde ile kaplanan dikiş materyallerinin sürtünmesi ve kapilaritesi azalır ve daha kolay düğüm atılması sağlanır (Yee, 1985; Ulcay ve Karaca, 1993' ten).

9. Boyanın Etkisi: Ameliyat iplikleri renksiz veya doğal renge kullanılabileceği gibi kan ve vücut sıvılarına bulaşarak görülmesinin zorlaştığı cerrahi operasyonlarda renkli olması istenir. Ameliyat iplikleri yüzey düzgünlüğünü ve nonkapilaritesini sağlayan kendine özgü yağlı maddelerle boyanmalıdır. Bu koruyucu boya kaplaması kan ve enzimlerden etkilenmez. Yaranın kapanmasının tüm evrelerinde yağ özelliklerini aynen muhafaza eder (Ulcay ve Karaca, 1993; Gülgönül, 1991).

10. Sterilizasyon: Sterilizasyonda amaç mikroorganizmaların üremesinin engellenmesidir. Sentetik ameliyat iplikleri genelde daha temiz olurken, ipek, keten, katgüt gibi doğal orijinli iplikler çok fazla sayıda bakteri içerir. Bu nedenle sterilizasyon şarttır. Bu yüzden tüm suture materyalleri sterilize edilmektedir. Ameliyat ipliği malzemesi sterilizasyon koşullarına karşı dayanıklı olmalıdır. Bazı suture materyalleri örneğin; keten ve ipeğin buhar ile sterilize edilmesi zararlıdır. Katgüt piştiği için otoklava konulmaz. Sentetik iplikler ise 120 °C ısıya dayanamazlar (Ulcay ve Karaca, 1993; Gülgönül, 1991).

Günümüzde sterilizasyon işlemi;

- 1 – Gama ışınması,
- 2 – Kobalt 60 ile ışınmak,
- 3 – Etilenoksit gazına maruz bırakmak,
- 4 – Buharlama, yolları ile yapılabilir.

Ameliyat ipliği sterilizasyonunda ısı ve kimyasal sterilizasyon yöntemleri denenmiş olmasına karşın günümüzde, etilen oksit ve gamma ışınları ile sterilizasyon yöntemleri en çok tercih edilen yöntemlerdir. Eskiden kullanılan yöntemlerden daha üstün olmalarına karşın bu yöntemlerin de bir takım dezavantajları mevcuttur. Etilen oksit ile sterilizasyon yapıldığında yeterli havalandırma sağlanmadığı takdirde ameliyat ipliği materyalleri içinde etilen oksit kalabilmektedir. Ancak etilen oksitle sterilize edilen malzemenin 48 saat hijyenik koşullarda havalandırılmasının etilen oksit atığı kalmasına engel olduğu gösterilmiştir. Gama ışınmasının ise ameliyat ipliğinin kimyasal ve fiziksel yapılarında bozulmaya neden olduğu ve sonuçta dayanıklılıklarını azalmasına yol açtığı ifade edilmektedir (Gürdal, 1997).

11. Paketleme: Dikiş malzemelerinin önceden paketlenmiş ve sterilize edilmiş olması istenir. Cerrahi katgüt ve Kollajen dışında, dikiş malzemeleri kuru olarak paketlenmektedir. Bükülebilirliği sağlamak için doğal eriyebilen malzemelerin paketlerine başta alkol ve su olmak üzere az miktarda sıvı enjekte edilir (Ulcay ve Karaca, 1993).

12. Düğüm Uzunluğu: Absorbe edilen ameliyat ipliklerine atılan düğümler, absorbe edilemeyenlere göre daha uzun tutulabilir. Absorbe edilebilen doğal orijinli bir ameliyat ipliği olan cerrahi katgütün uçları düğüme yaklaşık 6 mm mesafede kesilirken, ipek ve pamuğun uçları, yara içinde bırakılan yabancı madde miktarını en aza indirmek ve kas tepkisini azaltmak için düğüme yaklaşık 3 mm gibi bir mesafeden kesilir (Ulcay ve Karaca, 1993).

13. Biodegradasyon: Ameliyat ipliği biyodegrade olan ve degrade olmayanlar olmak üzere iki grupta toplanırlar. Biyodegrade olabilen ameliyat ipliği materyalleri genel olarak cilt altına yerleştirildikten sonra 60 gün içinde mukavemetini büyük oranda kaybederek kırılmaya başlayan materyaller olarak tanımlanır. Biyodegrade olabilen ameliyat iplikleri doğal veya sentetik kaynaklıdır. Katgüt ve krome katgüt gibi doğal kaynaklı ameliyat iplikleri enzimler ile degrade olurlar. Sentetik kaynaklı ameliyat iplikleri ise hidroliz ile degrade olurlar. Doğal veya sentetik kaynaklı degrade olmayan ameliyat iplikleri de vardır. Doğal kaynaklı ipek, keten ve paslanmaz çelik örnek verilebilir. Sentetik kaynaklılara polyester, poliamid ve polipropilen örnek verilebilir (Gürdal, 1997).

1.3.3. Ameliyat İpliklerinde Numaralandırma

Ameliyat iplikleri kullanılacakları yerlere göre çeşitli çap ve boylarda üretilirler. Yapılacak cerrahi işlemin cinsine ve kullanılacağı yere bağlı olarak ameliyat ipliği materyalinin uzunluğu farklı olabilir. Vücuttaki derin boşluklarda yapılan cerrahi girişimlerde uzun ameliyat iplikleri tercih edilirken, cilt dikişlerinde seçilen dikiş tekniğine bağımlı olmak üzere kısa ameliyat iplikleri tercih edilebilir (Gürdal, 1997).

Ameliyat ipliği çaplarının belirtilmesi amacı ile Amerika Birleşik Devletleri Farmakopisi (USP, United States Pharmacopoeia) ve Avrupa Farmakopisi (EP, European Pharmacopoeia) tarafından kabul edilmiş olan iki ayrı numaralandırma sistemi vardır. Konvansiyonel olarak kullanılan USP' ye göre ameliyat iplikleri en ince 12/0 ve en kalın 7 numara olmak üzere sınıflandırılmaktadır. İlk numara ne kadar büyükse materyal çapı o kadar küçüktür. Avrupa Farmakopisi ise ameliyat iplikleri metrik sisteme göre sınıflandırmaktadır (Gürdal, 1997).

EP standardı, USP standardındaki gibi sentetik absorbe edilebilen ameliyat iplikleri ile doğal absorbe edilebilen ameliyat ipliklerini birbirinden ayırmaz. Çizelge 1.3.'te USP ve EP numaralandırma sistemlerine göre ameliyat ipliklerinin numaralandırılması görülmektedir (Yee, 1985; Ulcay ve Karaca, 1993' ten);

Çizelge 1.3. USP ve EP 'ye göre Ameliyat İpliklerinin Numaralandırılması (Yee, 1985; Ulcay ve Karaca, 1993' ten).

USP Boyut Kodları		EP Boyut Kodları	Dikiş İpliği Çapı (mm)
Doğal Absorbe Edilen İplikler	Absorbe Edilmeyen ve Sentetik Absorbe Edilen İplikler	Absorbe Edilen ve Absorbe Edilmeyen İplikler	Min. - Max.
	11/0	0.1	0.01 – 0.019
	10/0	0.2	0.02 – 0.029
	9/0	0.3	0.03 – 0.039
	8/0	0.4	0.04 – 0.049
8/0	7/0	0.5	0.05 – 0.069
7/0	6/0	0.7	0.07 – 0.099
6/0	5/0	1	0.10 – 0.14
5/0	4/0	1.5	0.15 – 0.19
4/0	3/0	2	0.20 – 0.24
3/0	2/0	2.5	0.25 – 0.29
2/0	0	3	0.30 – 0.39
0	1	4	0.40 – 0.49
1	2	5	0.50 – 0.59
2	3	6	0.60 – 0.69
3	4	7	0.70 – 0.79
4	5	8	0.80 – 0.89
5	6	9	0.90 – 0.99
6	7	10	1.00 – 1.09

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

(**Gülgönül, 1991**), tarafından yapılan çalışmada, piyasadan iki yerli ve bir yabancı firmanın aynı numara özelliklerde piyasaya sürdüğü ipek ameliyat iplikleri üzerinde mukavemet ve elastisite deneyleri yapılarak ortaya çıkan durum kıyaslanmıştır.

1 no' lu yerli firma küçük işletme olup ürettiği ameliyat ipliklerinde genellikle ucu bağlı olarak tabir edilen kalitesiz ipek kullanmıştır. 2 no' lu yerli firma ise kapasite, teknoloji ve güvenilirlik olarak daha iyi olduğu için kullandığı ipek daha kalitelidir. 3 no' lu yabancı firma ise bu alanda Uluslar arası kabul gören bir firma olup teknoloji ve güvenilirlik olarak oldukça iyidir.

Yapılan çalışmalar neticesinde hammadde ve teknoloji kalitesinin ipek ameliyat ipliği üzerinde doğru orantılı olarak bir etki oluşturduğu tespit edilmiştir. Yani daha iyi teknoloji ve daha iyi hammaddeden daha iyi ameliyat ipliği eldesi olmuştur.

(**Köktürk, 1996**), tarafından yapılan çalışmada, ameliyat ipliği olarak kullanılmak üzere biyodegradable kopolimerler ve fiberlerin üretimi ve karakterizasyonu incelenmiştir.

(**Gürdal, 1997**), tarafından yapılan çalışmada, ameliyat ipliği üretiminde kullanılmak üzere monofilament polipropilen fiberler üretilmiştir. Monofilament fiber üretimi üç temel basamakta gerçekleştirilmiştir.

Birinci basamakta modifiye PP ekstruzyonla, tek delikli düze başlığı kullanılarak fiber formuna sokulmuştur. Fiber üretiminin ikinci basamağında, ilk basamakta elde edilen monofilament PP fiberlere istenilen çap ve mekanik özelliklere ulaşabilmek için çekip-uzatma işlemine tabi tutulmuştur. Fiberlerin mekanik özelliklerini tanımlamak üzere düğüm kopma dayanımı ve kopmada uzama değerleri tespit edilmiştir.

Üçüncü ve son basamak olan tavlama işleminde, tavlama birimine gergin olarak yerleştirilen fiber örnekleri erime sıcaklığının altında belirli sürelerde bekletilmiştir. Tavlama süresi ve sıcaklığının fiber özelliklerine etkileri araştırılmıştır. Yüksek mekanik güç ve istenilen uzama değerlerine ulaşmak için en uygun tavlama koşulları tespit edilmiştir.

Ameliyat ipliklerinde kullanılmak üzere en uygun koşullarda hazırlanan PP monofilament fiberler *in vivo* hayvan testlerine alınmıştır. TSE' nin ilgili standartlarında verilen değerler doğrultusunda elde edilen fiberlerin doku ile uyumlu oldukları ve herhangi bir yan etkilerinin olmadığı saptanmıştır.

(**Oran, 1999**), tarafından yapılan çalışmada, katgüt ameliyat ipliği üretiminde kullanılan koyun ince bağırsağı atıklarından enzimatik hidroliz yöntemi ile kollajen saflaştırılması ve bu kollajenden biyomateryal olarak kullanılmak üzere nonwoven matris eldesi çalışmaları yapılmıştır.

Elde edilen ürün Hemostatik keçe(felt) ile kıyaslanarak elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

(**Bayraktar, 1999**), yapılan çalışmada, İpek; Poliamid 6; Polyester; Polipropilen ameliyat ipliklerinin monofilament ve çapraz örgülü yapılarının bazı mekanik özellikleri üzerine etkileri incelenmiştir.

(**Gemci ve Ulcay, 2004**), tarafından yapılan çalışmada, farklı çaplardaki normal katgüt ve krome katgüt ameliyat ipliklerinin düğümlü kopma kuvvetleri ölçülmüştür.

Çalışmada; USP-1 (EP-5), USP-0 (EP-4), ve USP-4/0 (EP-2) kodlarında ve 75 cm boyunda, normal ve krome katgüt ameliyat ipliklerinin düğümlü kopma kuvvetleri N cinsinden ölçülmüştür. Ameliyat ipliklerine düğümler ipliğin ortasına gelecek şekilde tek ve basit düğümler atılmıştır. 21°C sıcaklık ve % 50 nem ortamında (Stuttgart Tekstil Lif ve Araştırma Enstitüsü Biyomedikal Laboratuvarı'ndaki tıbbi malzemeler için standart kullanılan koşullar), ASTM D3217-79 standardına göre Instron 4301 model bilgisayarlı mukavemet test cihazı kullanılarak ölçümler yapılmıştır.

Çalışmalar bitiminde varılan sonuç ise şöyle olmuştur; krom tuzlarının ölçülen iplik numaraları içinde, düğüm mukavemeti üzerine etkisi olmamakla birlikte iplik çapı ile olan değişim üzerine katkısı vardır. Fakat düğüm mukavemetini etkileyen en önemli faktör iplik çapıdır. Ameliyat sonrası biyolojik ortamda, krom tuzlarının vücuttaki proteolitik enzimlere karşı direnci arttırması beklenir. Böylece Krome Katgüt'ün vücutta absorbe olma süresi Normal Katgüt'lerinkinden daha fazla olması beklenir.

(**Gemci ve ark., 2009**), tarafından yapılan çalışmada normal katgüt ve krome katgüt ameliyat ipliklerinin antibiyotik ve ağrı kesicili izotonik serum fizyolojik ve saf izotonik serum fizyolojik içindeki düğümlü ve düğümsüz kopma kuvvetleri ölçülmüştür.

Çalışmada, krome katgüt ve normal katgüt ameliyat iplikleri; saf izotonik serum fizyolojik çözeltisi ve antibiyotik artı ağrı kesicili izotonik serum fizyolojik çözeltisi içerisinde 28 gün süre ile bekletilmiştir. Her iki tipteki ameliyat ipliği içinde düğümlü ve düğümsüz olmak üzere iki farklı şekilde numuneler kullanılmıştır.

Normal ve Krome Katgüt için hazırlanan düğümlü ve düğümsüz numunelerin her biri ayrı ayrı hem antibiyotik ve ağrı kesicili hem de antibiyotiksiz izotonik serum fizyolojik içerisinde 28 gün süre ile günlük mukavemet değerleri ölçülerek takip edilmiştir.

Yapılan çalışmalar neticesinde; antibiyotik ve ağrı kesici gibi her operasyonda kullanılan ilaçların katgüt ameliyat ipliğinin mukavemetine etkisi vardır. Bu etki mukavemeti düşürücü yönde olmuştur. Saf izotonik serum fizyolojik çözeltisi içindeki ameliyat ipliklerine oranla Antibiyotik+ağrı kesici ihtiva eden izotonik serum fizyolojik çözeltisi içindeki ameliyat ipliklerinde daha fazla mukavemet kaybı gözlemlenmiştir. Çözeltilerin normal katgüt üzerindeki etkisinin krome katgüt üzerindeki etkisinden daha fazla olduğu gözlemlenmiştir.

3. MATERYAL VE METOT**3.1. Materyal****3.1.1. Çalışmada Kullanılan Malzemeler**

1 - Tekmon Ameliyat İpliği (Poly(glycolide-co-caprolactone)): Sentetik, emilebilir, monofilament, steril cerrahi ameliyat ipliği. Sütür poly(glycolide-co-caprolactone)'dan imal edilmiştir. Poly(glycolide-co-caprolactone) kopolimeri antijen ve pirojen değildir ve emilim sırasında sadece hafif doku reaksiyonu ortaya çıkar.

Ampirik Formülü : (-O-CH₂-CH₂-OCH₂-CO-)n

USP: 5/0

EP: 1

Renk: Renksiz.

Kaplama: Kaplama malzemesi yok.

Doku Destek Süresi: 1. Haftada %65'den fazla

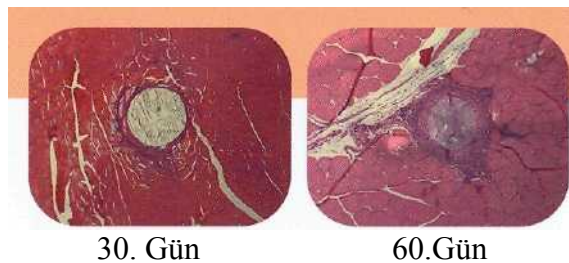
2. Haftada %30'dan fazla

Kullanım Alanları: Dermis/Subcuticular, Ligasyon, Periton, Mide, İnce Bağırsak, Kolon, Mesane, Uterus, Vajinal Kanal, Plastik Cerrahi.

Deneyde kullanılan emilebilir sentetik ameliyat ipliği örneğinin ticari etiketi Şekil 3.1.'de ve fare dokusundaki emilim sürecine ait görüntüler Şekil 3.2.'de görülmekte.



Şekil 3.1. Tekmon - Poly(glycolide-co-caprolactone) sentetik ameliyat ipliği ticari etiketi.



Şekil 3.2. Tekmon - Poly(glycolide-co-caprolactone) USP 3/0 farenin gluteal kasında implantasyon sonrası 30. ve 60. günlerdeki doku iyileşme görüntüleri (Doğsan, 2008).

2 - Normal Katgüt: Doğal, emilebilir, monofilament, steril cerrahi ameliyat ipliği.

USP: 2/0

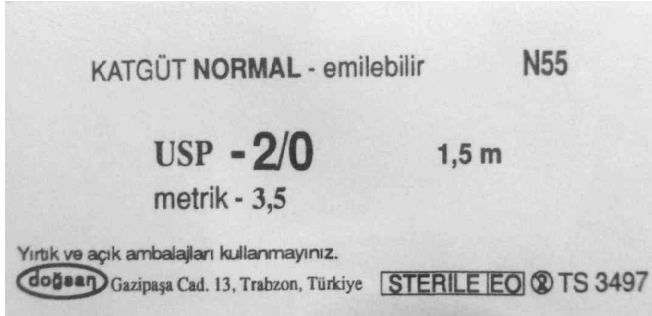
EP:2,5

Renk: Renksiz

Kaplama: Kaplama malzemesi yok.

Doku Destek Düresi: 4-5 gün

Deneyde kullanılan emilebilir doğal ameliyat ipliği örneğinin ticari etiketi Şekil 3.3.'te görülmekte.



Şekil 3.3. Normal katgüt ameliyat ipliği ticari etiketi.

3 - Tam Kan: Tam kan donörden alındıktan sonra hiçbir işlem uygulanmadan 63 ml antikoagülan eklenilen 450 ml' lik ana üründür. Ürünün hematokriti ortalama %36-37 olup 250 ml si plazma 200 ml ise eritrositten oluşur. Dört derecede saklanılan üründe trombositler iki günde fonksiyonlarını yitirir. Pıhtılaşma faktörleri de her geçen gün azalarak etkilerini kaybederler. Günümüzde tam kan çok nadiren transfüzyon amaçlı kullanılmaktadır daha çok kan ürünlerinin elde edildiği kaynak olarak kabul edilmektedir. Kullanımı masif kanama (dakikada 150ml/kg dan fazla olan kanamalar ve kan volümünün %25'inden fazlasının kaybı) exchange transfüzyonlar ve açık kalp cerrahisi ile sınırlıdır. Masif transfüzyonlarda 4, Exchange transfüzyonda 7 ve açık kalp cerrahisinde 2 günden daha kısa süreli kan tercih edilir (Celkan, 2004).

4 – Eritrosit Süspansiyon: Plazmasının 3/4' ü alınmış kana eritrosit süspansiyonu denilir. Eritrosit içinde bırakılan 60-90 ml plazma eritrosit metabolizması ve antikoagülasyonu için gerekli olan ortamı sağlamış olur. Bir ünite eritrosit süspansiyonu 200ml eritrosit içerir ve hematokriti %70-80 dir. Banka kanında saklama süresi ile hemoliz doğru orantılı olarak artar. Serbest hemoglobin düzeyi 1.gün 78 mg/L ve plazma potasyumu 5,1 mEq/L iken, 35. günde ise serbest hemoglobin 658 mg/L ve plazma potasyumu 78,5 mEq/l seviyesine ulaşır. Bu değerler normal böbrek fonksiyonları olan hasta için problem olmaz ancak özellikle yeni doğan gibi böbrek fonksiyonları tam olmayan hastalarda 7 günden daha taze olan kan tercih edilir (Celkan, 2004).

5 – Trombosit Süspansiyon: Trombosit süspansiyonları dünyada 25-30 yıldır kullanılmasına rağmen ülkemizde son 10 yıldır her geçen gün artarak kullanıma girmektedir. Aferez cihazlarının daha sık kullanımı trombosit elde edilmesini kolaylaştırmıştır. Random donör trombositleri kan alındıktan sonra 8 saat içinde tam kanın santrifüjasyonu ile elde edilir. Ortalama 50-70 ml olup 5-10X10¹⁰ trombosit içerir.

Aferez ile toplanan trombositlerin üstünlüğü tek donörden elde edilmesi, daha az lökosit içermesi, havuzlama olmadığı için bakteriyel kontaminasyon riskinin daha az olması ve 6-8 adet random trombosit miktarına denk olmasıdır. Trombosit hazırlandıktan sonra 20-24°C de sürekli sallanarak saklanır. Beş gün sonunda trombositler %20-25 canlılıklarını kaybeder. Trombosit vericileri diğer kan vericilerinden farklı olarak >150 000/ mm³ trombosit sayısına sahip, son 72 saat içinde aspirin almamış ve daha önce aferez ile trombosit alınmışsa en az 3 gün geçmiş olan donör özelliği göstermelidir. Trombosit hazırlanması ve kullanımı halen Türkiye şartlarında pahalı bir teknik olduğu için trombosit istekleri çok seçici olarak yapılmalıdır. Trombosit ortalama yaşam süresi 7-10 gündür. Transfüzyondan 4 gün sonra verilen trombositin %65'i tüketilmiş olacaktır (Celkan, 2004).

6 - Kan Plazması: Plazmaferez yada tam kanın şekilli elemanlarının santrifügasyonu ile elde edilir. İçinde tüm pıhtılaşma faktörleri, globulin ve albumin bulunur. Eğer plazma alındıktan sonra ilk 6 saat içinde dondurulursa buna taze donmuş plazma (TDP) denilir. Bu sayede pıhtılaşma faktör aktiviteleri azalmaz. Taze donmuş plazma kullanılacağı zaman çözülür ve 6 saat içinde 10-15 ml/kg dozunda kullanılır. Pıhtılaşma yada antikoagülan faktör eksikliklerinde kullanımı uygundur. Plazma genişletici yada protein replasmanı için kullanılması doğru değildir (Celkan, 2004).

7 - İzotonik NaCL Solüsyonu: Sodyum Klorür solüsyonları vücuttaki ekstrasellüler sıvı düzeyindedir. % 0.9 izotonik sodyum klorür çözeltisi hemen hemen bazı vücut sıvılarının osmotik basıncına denktir. Sodyum Klorür vücuda elektrolit ilavesi sağlar. Ekstrasellüler sıvıdaki sodyum, su dengesinin sağlanmasında, osmotik basıncın düzenlenmesinde, elektrolit düzeyinin ayarlanmasında majör katyon olarak rol oynar. Çok az miktarda klorür ile birleşerek asit-baz dengesini sağlayan bikarbonat düzeyini belirler.

8 - %30 Dekstroz Solüsyonu: Dekstroz kandaki glikoz konsantresini artırır ve kalori sağlar. Vücut proteinlerini ve nitrojen kaybını azaltabilir, glikojen depolanmasını artırır ve eğer yeterli doz verildiyse ketosisi önler veya azaltır.

9 - Destile Su: Kaynama kazanında, paslanmaz çelik ısıtıcılarla buhar haline getirilen suyun, soğutma suyunun dolaştığı serpantinde yoğunlaştırılmasıyla elde edilir. Destilasyon, ısıtma ve soğutma yoluyla iki ya da daha fazla maddenin sıvı ya da buhar karışımlarının saflaştırılması amacıyla küçük bileşenlere ayrılması işlemi olarak tanımlanır. Damıtma, kaynayan bir karışımın buharının, daha düşük bir kaynama noktasına sahip bileşenlerinde zenginleşeceği gerçeğine dayanır. Bu yüzden buhar soğuduğunda ve yoğuştuğunda, karışımın bu yeni hali daha çok uçucu bileşenler içerecektir.

3.1.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

1 – **Soğutucu:** +4°C deki saklamalar için ev tipi buzdolabı kullanıldı.

2 – **Hassas Terazi:** Tartımlar için Şekil 3.4.'te görülen Denver Instrument APX-200 model hassas terazi kullanıldı.



Şekil 3.4. Denver Instrument APX-200 model hassas terazi.

3 – **Mukavemet Test Cihazı:** Mukavemet ölçümleri için Şekil 3.5.'te görülen Messmer Testometric 220 M model mukavemet test cihazı kullanıldı.



(a)



(b)

Şekil 3.5. (a) Messmer Testometric 220 M model Mukavemet Test Cihazı. (b) Mukavemet Test Cihazı Kumanda paneli.

3.2. Metot**3.2.1. Deney Numunelerinin Hazırlanması**

Bu çalışmada kullanılacak ameliyat ipliği numuneleri; Sentetik ameliyat ipliği (Tekmon - Poly(glycolide-co-caprolactone)) ve doğal ameliyat ipliği (Normal Katgüt) yapılacak olan mukavemet test standardına (ASTM D3217-79) uygun olacak şekilde 6 cm uzunluğunda kesildiler. Kesilen tekmon numuneleri Şekil 3.6.'da görülmekte.

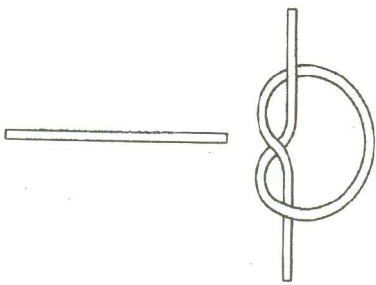
Tekmon için; 294 adet * 6 cm düğümlü ve 294 adet * 6cm düğümsüz,
Katgüt için; 294 adet * 6 cm düğümlü ve 294 adet * 6cm düğümsüz,

olmak üzere toplam 1176 adet numune hazırlandı.



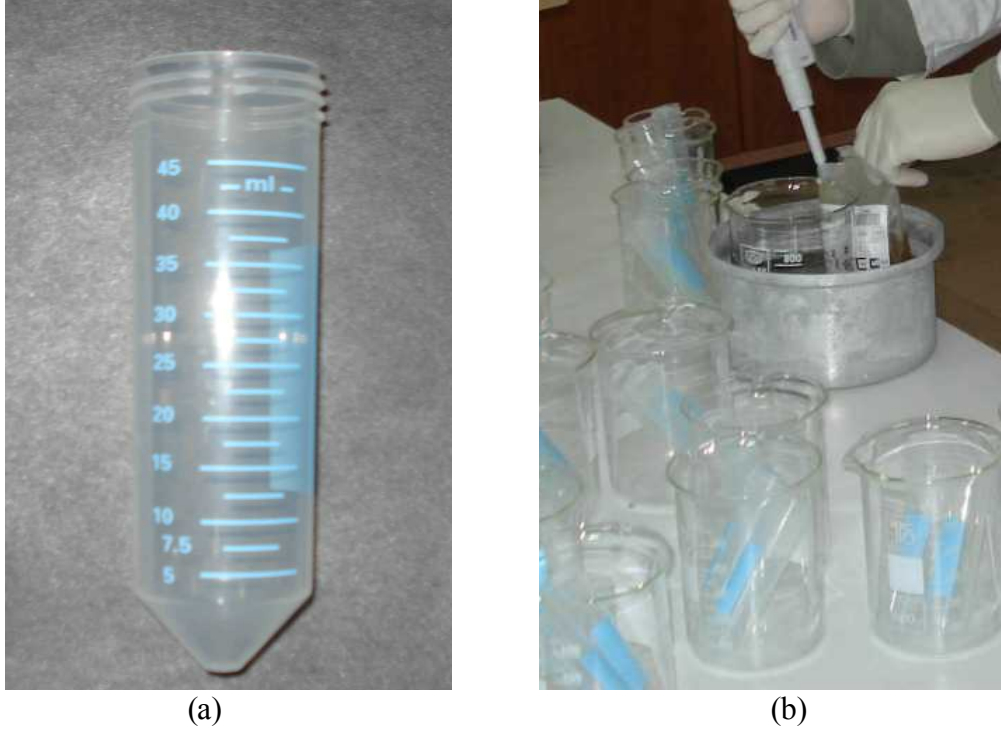
Şekil 3.6. Tekmon ameliyat ipliği numuneleri.

Düğümlü numuneleri hazırlarken, her bir numuneye tek bir düğüm atıldı ve düğümler ipliğin ortasına gelecek şekilde ayarlandı. Basit düğüm oluşumu Şekil 3.7.'de görülmekte.



Şekil 3.7. Basit düğüm oluşumu.

Ameliyat ipliği numuneleri hazırlanırken eř zamanlı olarak ekim yapılacak olan çözeltiler ortamları da hazırlandı. Çözeltilerin konulduğu tüp ve doldurma işlemleri Şekil 3.8.'te görölmekte.



Şekil 3.8. (a) Ekim yapılacak çözeltilerin konulacağı boş tüp. (b) Miktarları eşit olacak şekilde hazırlanan çözeltilerin tüplere aktarımı.

Ameliyat ipliklerinin ekimlerinin yapılacağı yedi farklı çözeltiler ortamı hazırlandı. Bu çözeltiler ortamları Tam Kan, Eritrosit Süspansiyon, Trombosit Süspansiyon, Kan Plazması, İzotonik NaCl Solüsyonu, %30 Dekstroz Solüsyonu ve Destile Su olarak belirlendi. Bu belirlemelerdeki amaç ise insan vücudunda var olan sıvıların ve hastalarda kullanılan serumların; ameliyat ipliklerinin mukavemet ve kütleleri üzerine etkilerini gözlemlemek.

Ekim yapılacak tüpler, +21°C ve +4°C olarak belirlenen iki farklı sıcaklık ortamında muhafaza edilerek gözlemler yapılacak. Normalde +21°C olarak ayarlanan sıcaklığın vücut sıcaklığı olan 36°C olması düşünöldü ancak 36°C sıcaklıkta çözeltilerin bir kısmının çok çabuk bozulma göstereceği bilindiği için bu düşünce uygulanamadı. Buna paralel olarak düşünölen +21°C sıcaklık ise hem ameliyathane sıcaklığı hem de Stuttgart Tekstil Lif ve Araştırma Enstitüsü Biyomedikal Laboratuvarı'ndaki tıbbi malzemeler için standart olarak kullanılan sıcaklık olması sebebi ile tercih edildi.

Sıcaklık farkının ameliyat ipliklerinin mukavemet ve kütle değerleri üzerindeki etkisini gözlemlemek için de +4°C sıcaklıkta gözlemler yapıldı. +4°C sıcaklık Tam Kan, Eritrosit Süspansiyon, Trombosit Süspansiyon ve Kan Plazması için uzun süreli saklamalarda kullanılan muhafaza sıcaklığı olması sebebi ile tercih edildi.

Ameliyat ipliği numunelerinin ve çözeltilerin hazırlanmasından sonra ekim işlemleri yapıldı. Ekim işlemi tamamlanan tüplerin ağızları kapatılarak beklemeye bırakıldı. İki farklı sıcaklık ortamı ve düğümlü-düğümsüz olarak ayrı ayrı ekimleri yapılan toplam 28 adet gözlem tüpü hazırlandı. Tüplere numune ekim işlemi Şekil 3.9.'da görülmekte.



Şekil 3.9. Ameliyat ipliği numunelerinin tüplerdeki çözelti içine ekimi.

3.2.2. Deneyin Yapılışı

Ekim işlemleri yapıldıktan sonra beklemeye bırakılan ameliyat ipliği numunelerinin iki gün ara ile ve toplam iki hafta süre ile kütle(gr), kopma kuvveti(N) ve kopma uzaması(mm) değerlerinin takipleri yapıldı. Tüp içerisinden alınan ameliyat ipliği numuneleri ilk olarak kurutma kâğıdı ile kısa süreli (30 sn) kurutma işlemine tabi tutuldular ve daha sonra tartımları yapıldı. Tüpten alınan ameliyat ipliği numunesi Şekil 3.10.'da görülmekte.



Şekil 3.10. Ameliyat ipliği numunelerinin tüp içerisinden alımı.

Tüp içerisinde alınan ameliyat ipliği numunelerinin kurutma ve tartım işlemleri Şekil 3.11.'de görülmekte.



(a)



(b)

Şekil 3.11. (a) Çözelti içerisinde çıkarılan numunelerin kurutma kâğıdı ile kurutulması. (b) Kısa süreli (30 sn) kurutmanın ardından hassas terazi ile numunelerin tartımı.

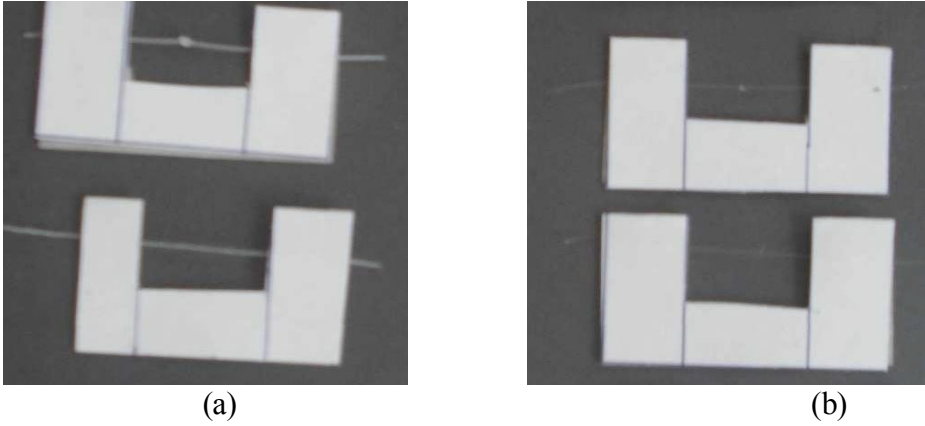
Tartım(gr) değerleri alınan ameliyat ipliği numuneleri, kopma kuvveti(N) ve kopma uzama(mm) değerlerinin ölçülebilmesi için hazırlandılar.

Mukavemet test cihazında ölçümleri yapılacak numunelerin cihaz çenesine yerleştirilebilmeleri için özel ölçülerde ve cihaz çenelerine uygun biçimde kesilmiş olan kartonlar arasına yerleştirilmeleri gerekmektedir. Numunelerin mukavemet test cihazı çenelerine yerleştirilebilmesi için hazırlanan karton şablonlar Şekil 3.12.'de görülmekte.



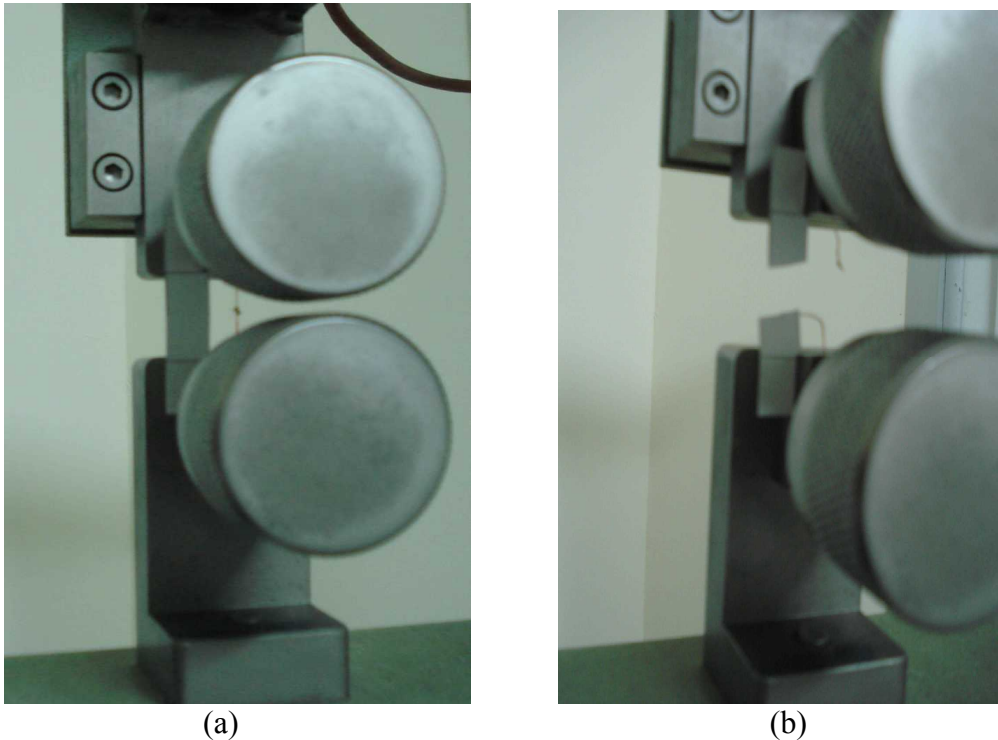
Şekil 3.12. Numunelerin Mukavemet Test Cihazı çenelerine yerleştirilebilmesi için hazırlanan karton şablonlar

Mukavemet test cihazı çenelerine yerleştirilmek üzere hazır hale getirilen ameliyat ipliği numuneleri Şekil 3.13.'te ve çenelerdeki görünüşleri de Şekil 3.14.'de görülmekte.



Şekil 3.13. Mukavemet test cihazına yerleştirilmek için hazırlanan ameliyat ipliği numuneleri. (a) Düğümlü ve düğümsüz katgüt numuneleri.(b) Düğümlü ve düğümsüz Tekmon numuneleri.

Ameliyat ipliği numunelerinin kopma kuvveti ve kopma uzaması değerleri ölçümünde ASTM D3217-79 standardı esas alındı. Bu standart doğrultusunda ayarlamalar yapıldıktan sonra ölçümler yapıldı[Load Range(N):100, Speed(mm/min.):50, Gauge Length(mm): 20]. İki hafta süre ile her bir çözelti ortamındaki ameliyat ipliği numuneleri için birer gün ara ile üçer adet ölçüm yapıldı. Sürenin iki hafta olarak belirlenmesindeki sebep bu süre zarfında her iki ameliyat ipliğinin de büyük oranda doku destek kabiliyetlerini kaybediyor olmalarıdır. Bu süre sonunda toplam 1176 adet numune teste tabi tutularak deney tamamlandı.



Şekil 3.14. (a) Koparma işlemi için cihaza yerleştirilen ameliyat ipliği numunesi. (b) Koparma işlemi sonrasında ameliyat ipliği numunesinin çeneler arasındaki görünümü.

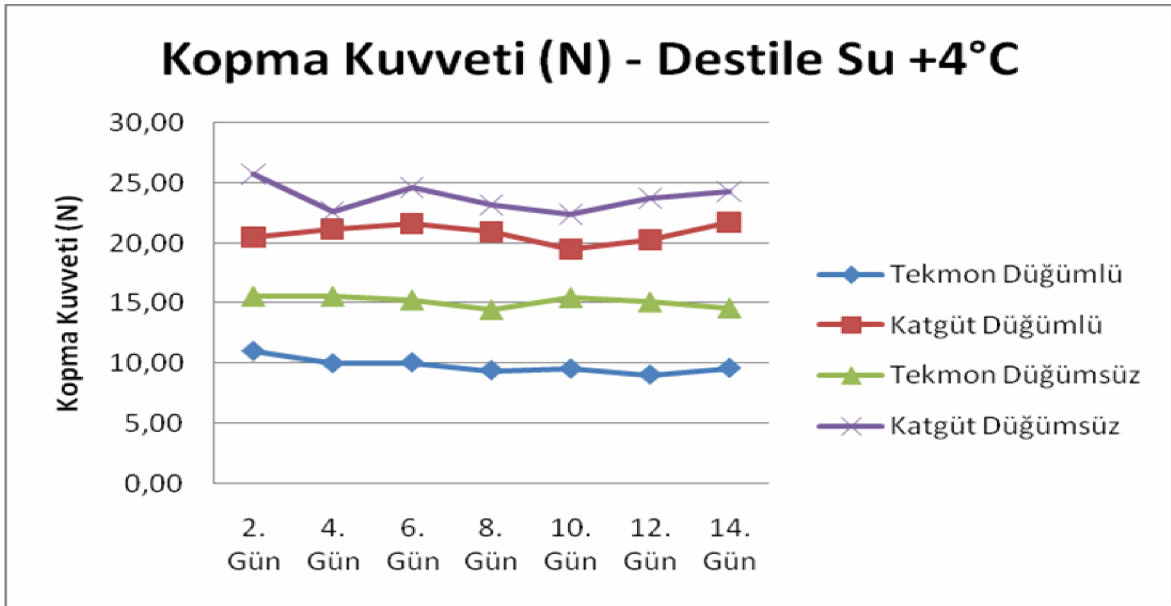
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Test Bulguları

4.1.1. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kopma Kuvveti Testi Bulguları

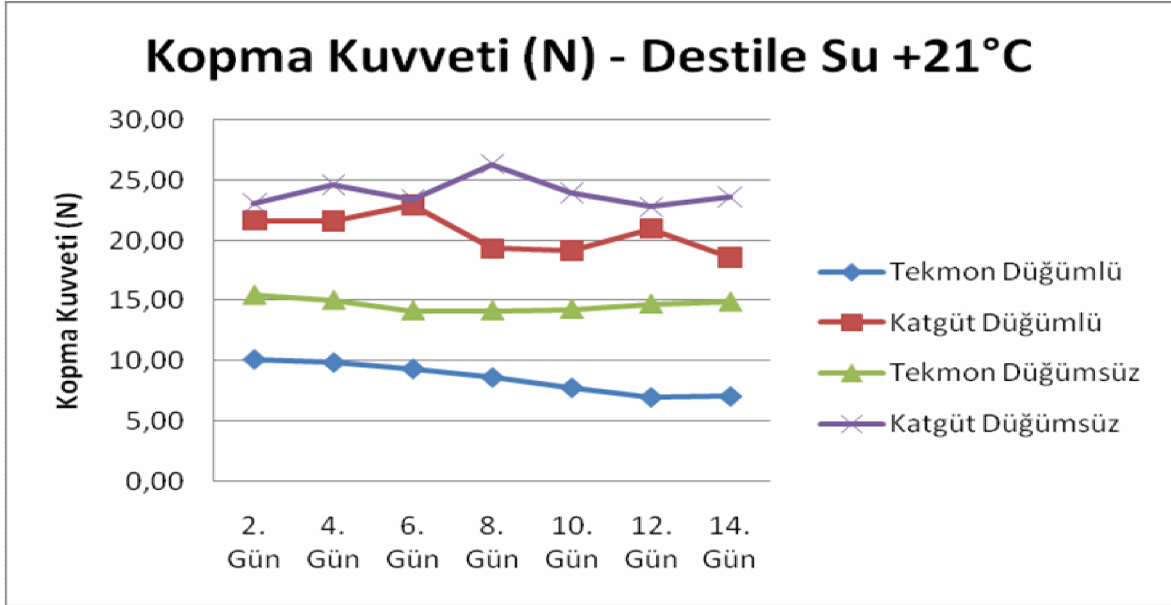
Şekil 4.1. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki destile su içerisinde bekletilen sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerine 14 gün boyunca 1'er gün ara ile yapılan düğümlü ve düğümsüz koparma testlerinde belirgin bir kopma kuvveti kaybı gözlenmemiştir.

Destile su içerisinde ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.



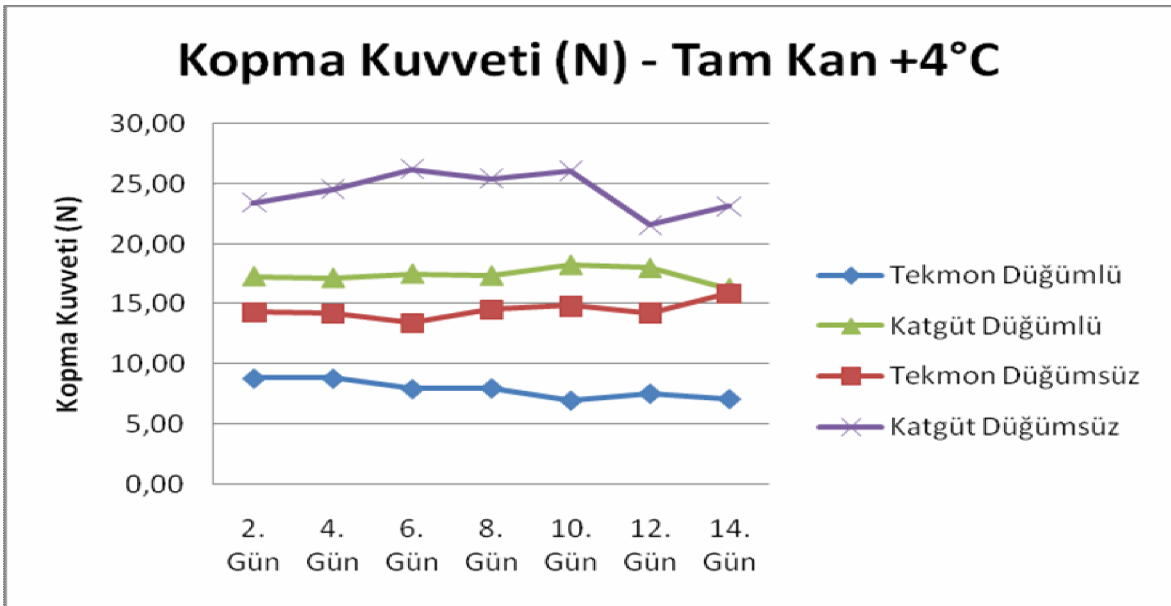
Şekil 4.1. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C)

Şekil 4.2. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki destile su içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



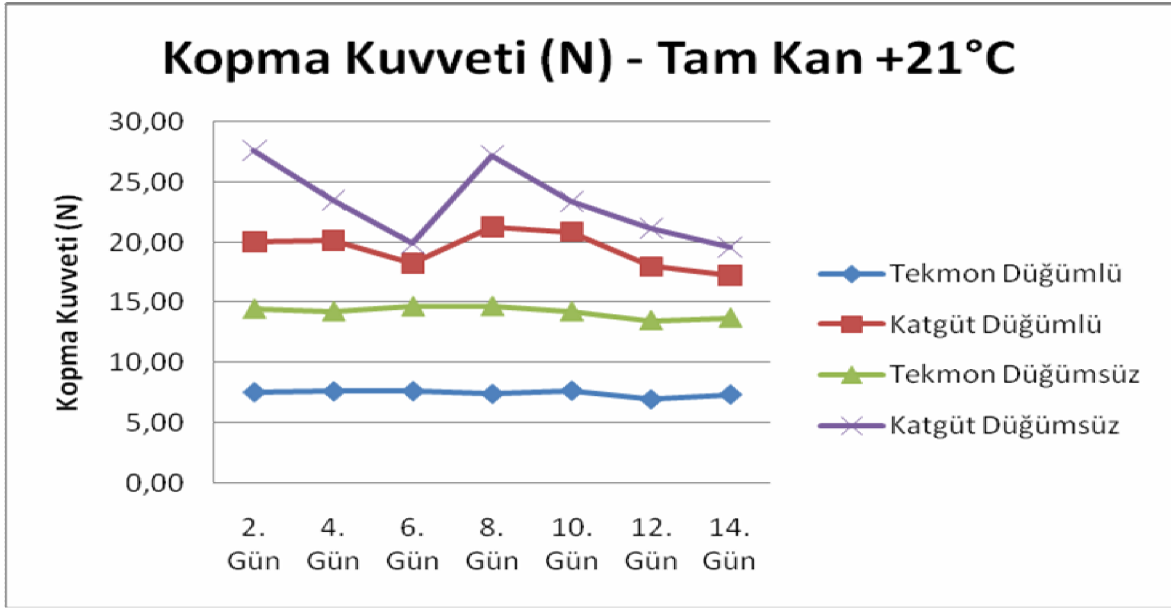
Şekil 4.2. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C)

Şekil 4.3. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki tam kan içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.



Şekil 4.3. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C)

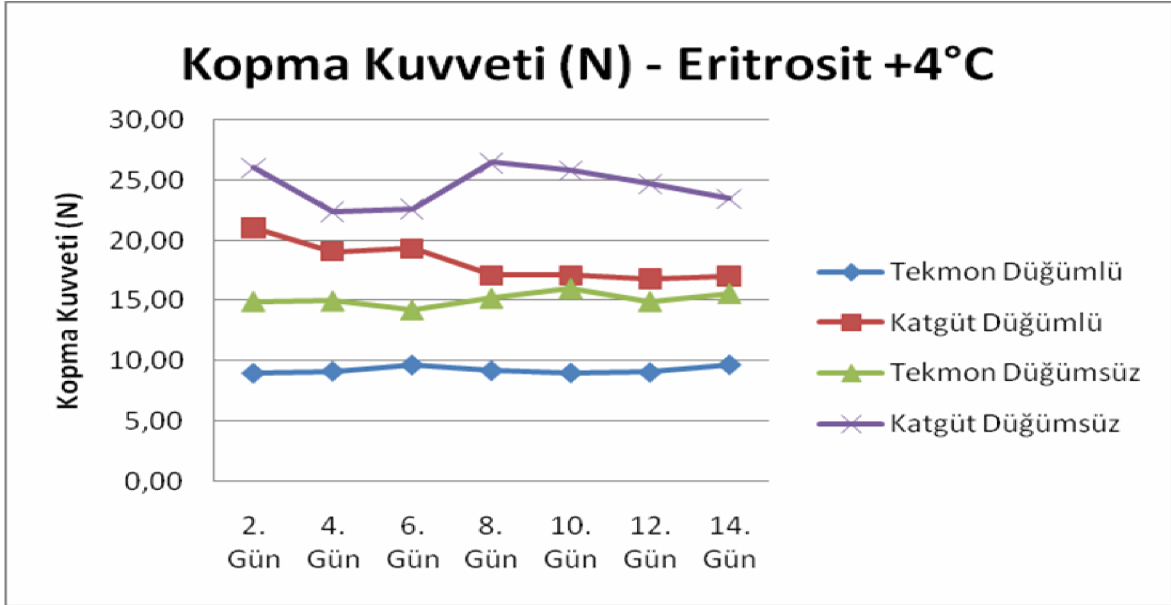
Şekil 4.4. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki tam kan içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



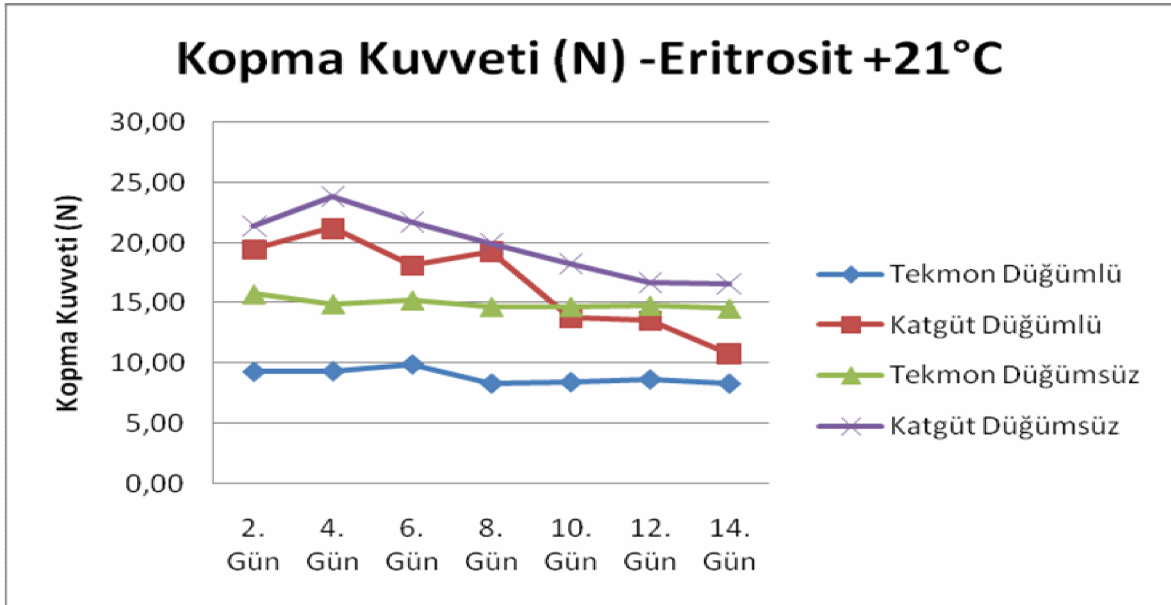
Şekil 4.4. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C)

Şekil 4.5. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki eritrosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.

Şekil 4.6. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki eritrosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

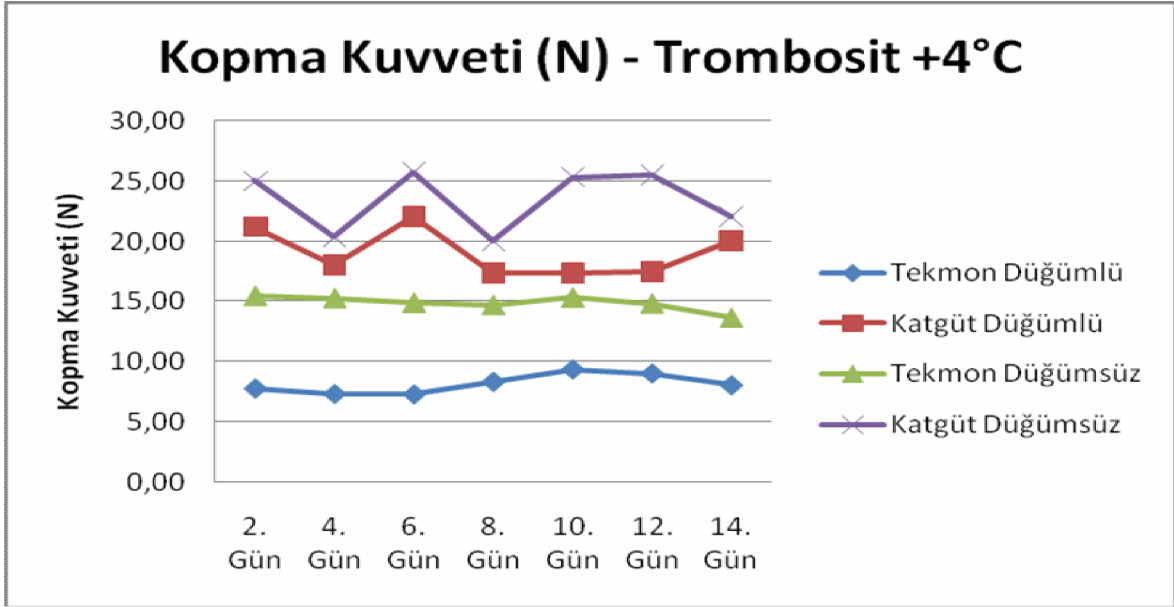


Şekil 4.5. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C)

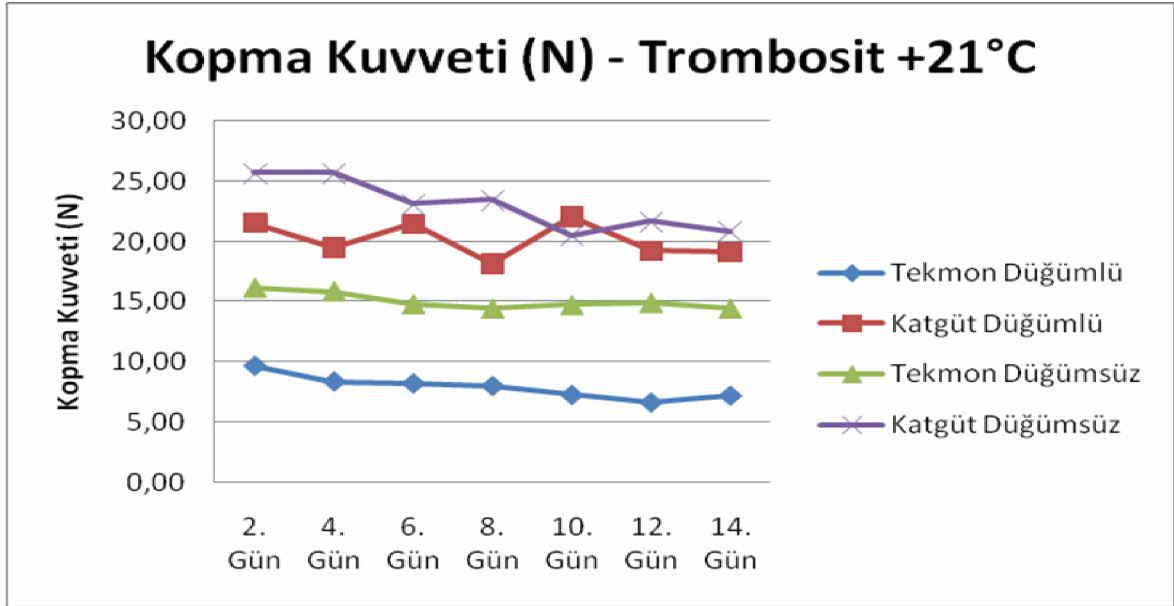


Şekil 4.6. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +21°C)

Şekil 4.7. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki trombosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.



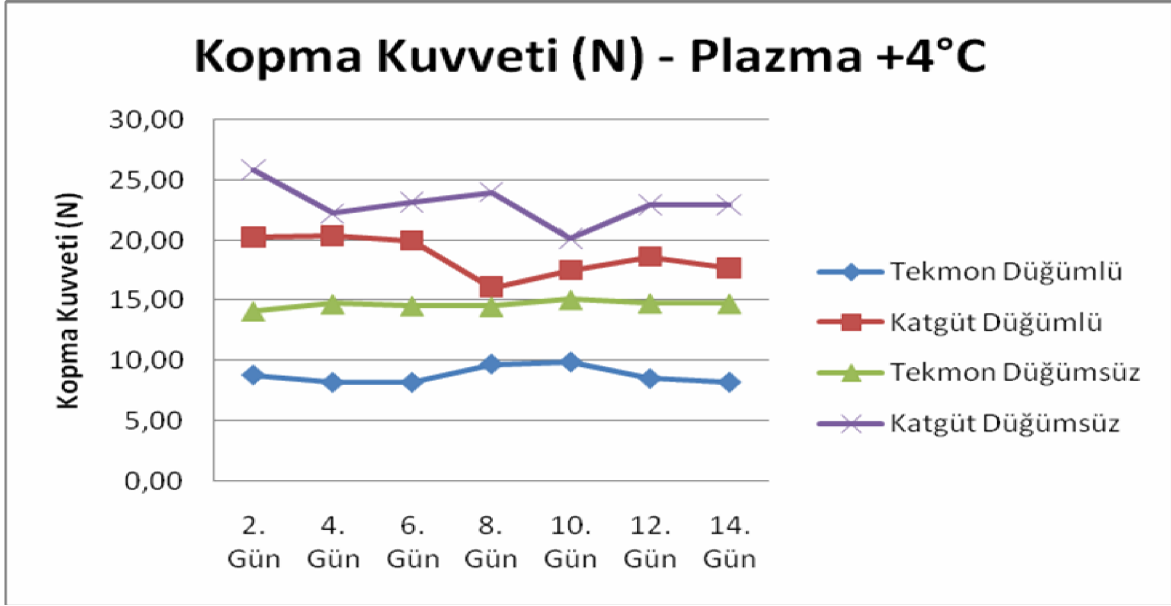
Şekil 4.7. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C)



Şekil 4.8. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C)

Şekil 4.8. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki trombosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görölmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğunu desteklemektedir.

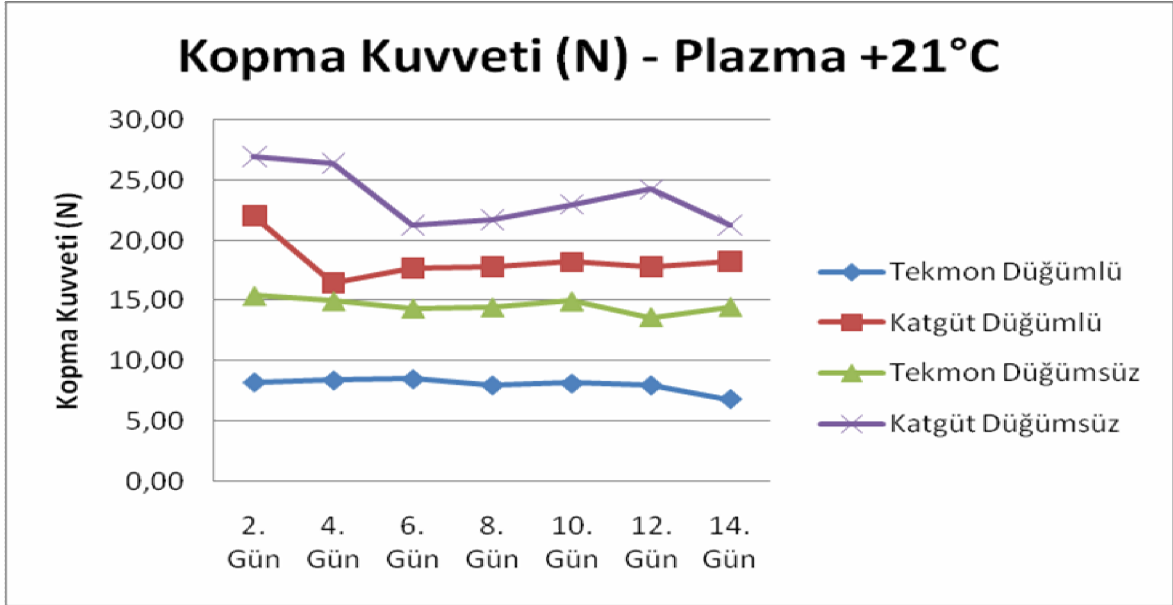
Şekil 4.9. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki kan plazması içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.



Şekil 4.9. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C)

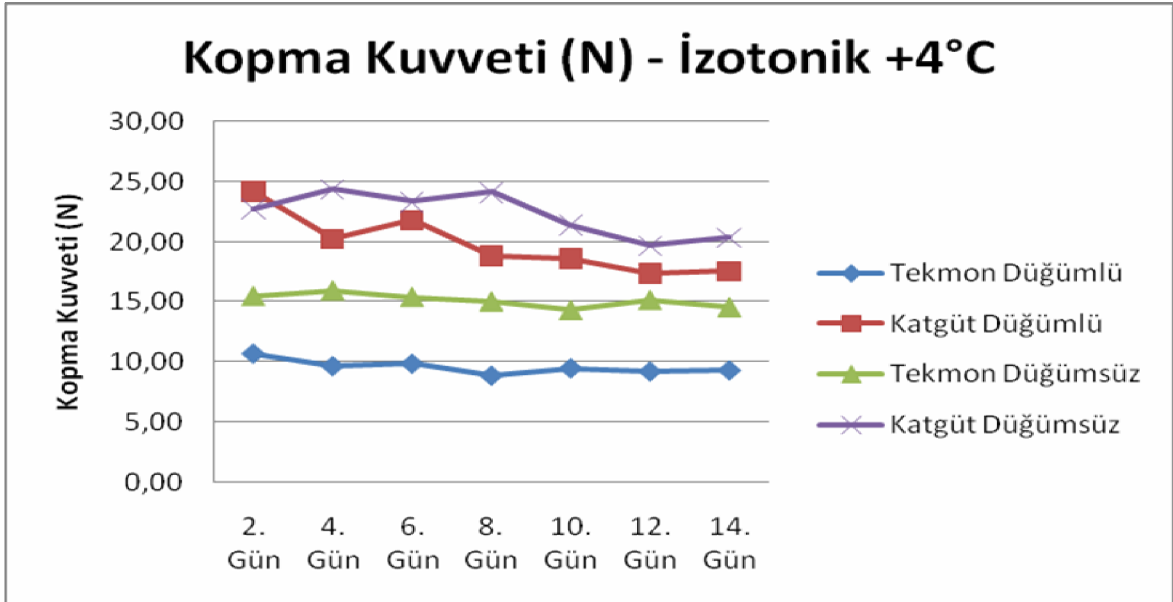
Şekil 4.10. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki kan plazması içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

Şekil 4.11. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki izotonik NaCL solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.

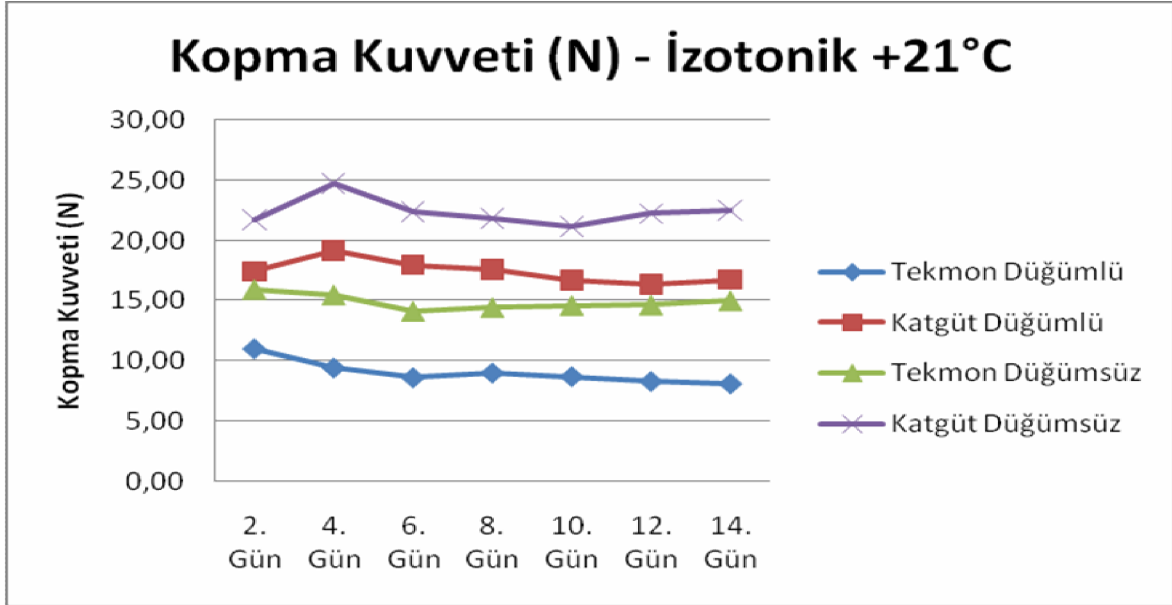


Şekil 4.10. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C)

Şekil 4.12. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki izotonik NaCl solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

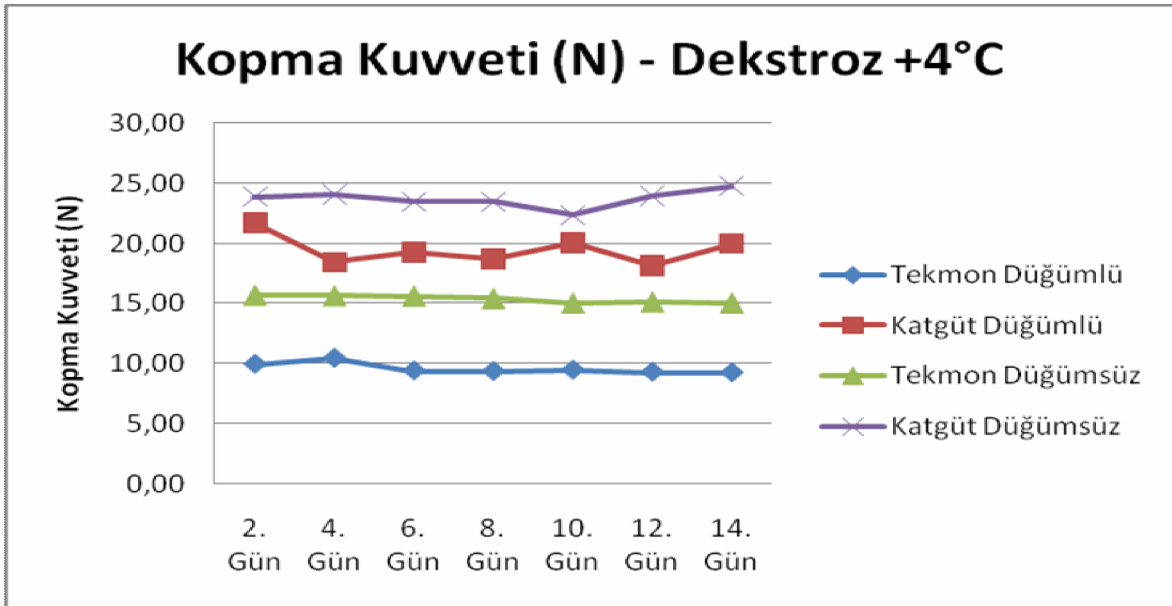


Şekil 4.11. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C)



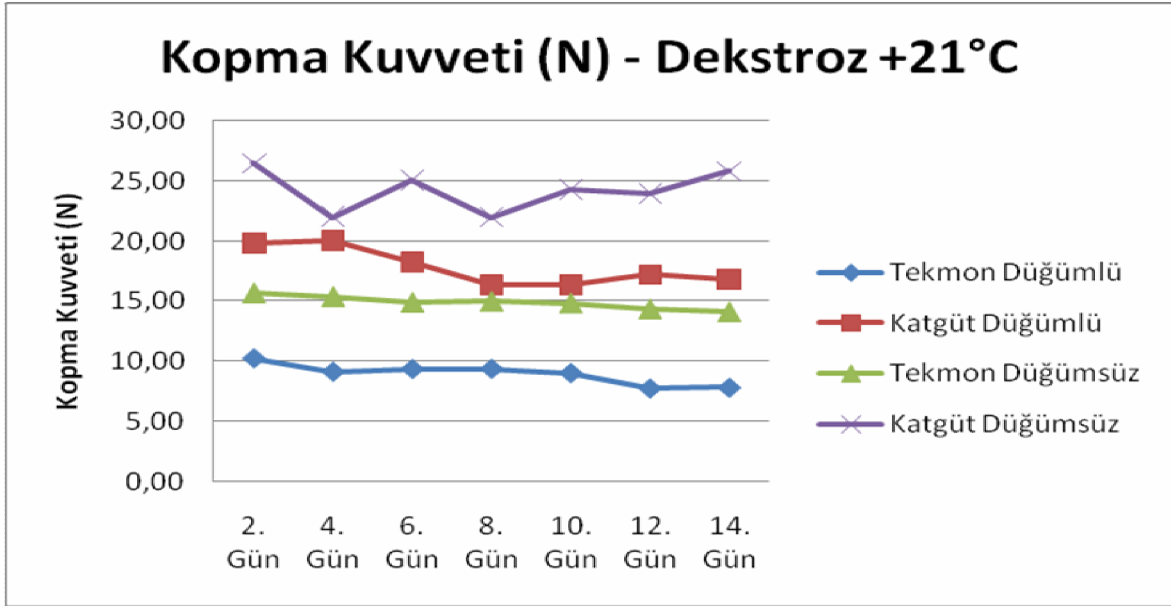
Şekil 4.12. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C)

Şekil 4.13. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki dekstroz solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma kuvveti kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden hem doğal ve hem de sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma kuvveti değerleri düğümsüz kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıkmıştır.



Şekil 4.13. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C)

Şekil 4.14. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki dekstroz solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma kuvveti kaybı az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma kuvveti kaybı üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın mukavemet kaybında etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



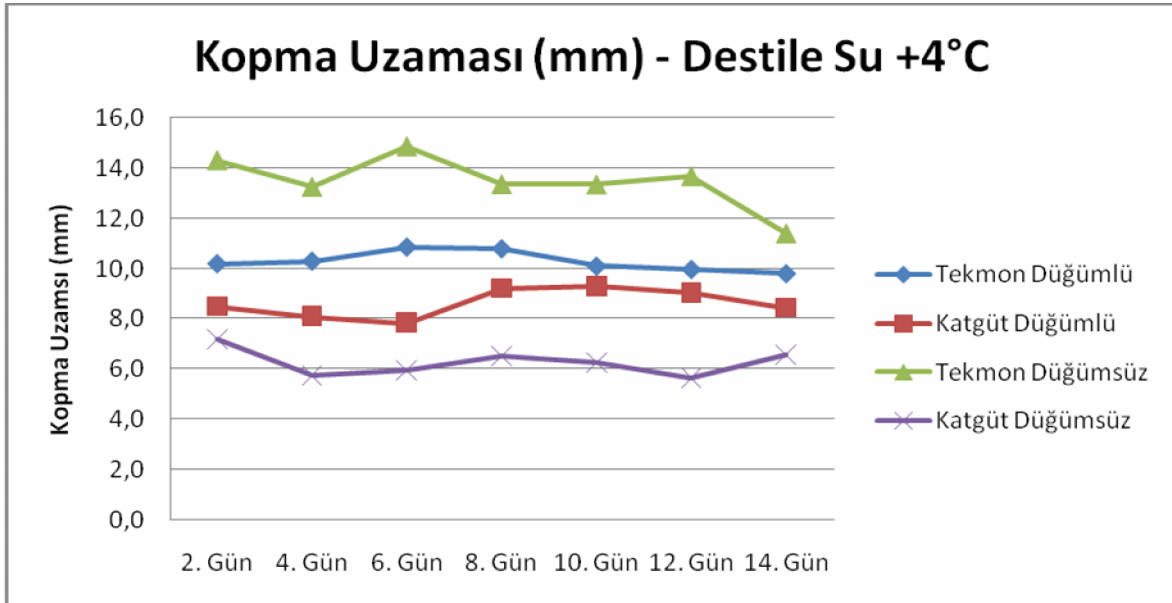
Şekil 4.14. Kopma Kuvveti (N) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C)

Grafikler genel olarak yorumlandığında şunlar söylenebilir, kopma kuvveti değerlerinin zamana bağlı değişimi; her iki tür ameliyat ipliği için de tüm farklı ortamlar içerisinde azalma yönünde gözlemlenmiştir. +21°C sıcaklıkta bekletilen numunelerin kopma kuvveti değerlerinin, +4°C sıcaklıkta bekletilen numunelerin kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir bu durum sıcaklık artışının kopma kuvveti değeri üzerinde etkili olduğu sonucu düşündürmüştür. Katgütün kopma kuvveti değerindeki zamana bağlı azalma oranı tekmona göre daha yüksektir. Her iki ameliyat ipliği numunesi için de düğümlü hallerindeki kopma kuvveti değerleri düğümsüz hallerine oranla daha düşüktür.

4.1.2. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kopma Uzama Testi Bulguları

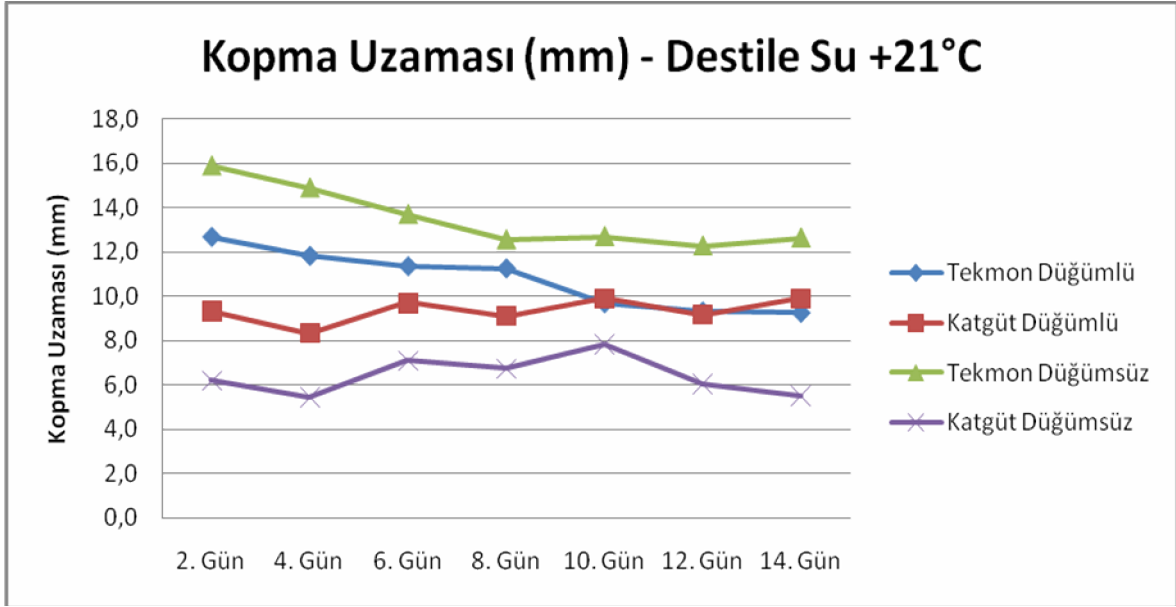
Şekil 4.15. incelendiğinde, sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerine 14 gün boyunca 1'er gün ara ile yapılan düğümlü ve düğümsüz kopma testlerinde belirgin bir kopma uzaması değer kaybı gözlenmemiştir. Kopma uzaması değerlerindeki değişimler, kopma kuvveti değerlerindeki değişimlerle doğru orantılı olarak değişim gösterdiği gözlemlenmiştir. Kopma uzaması değerini belirleyen en önemli etken mukavemetteki değişim oranıdır.

+4°C sıcaklıktaki destile su içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü kopma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılmamasının neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.15. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C)

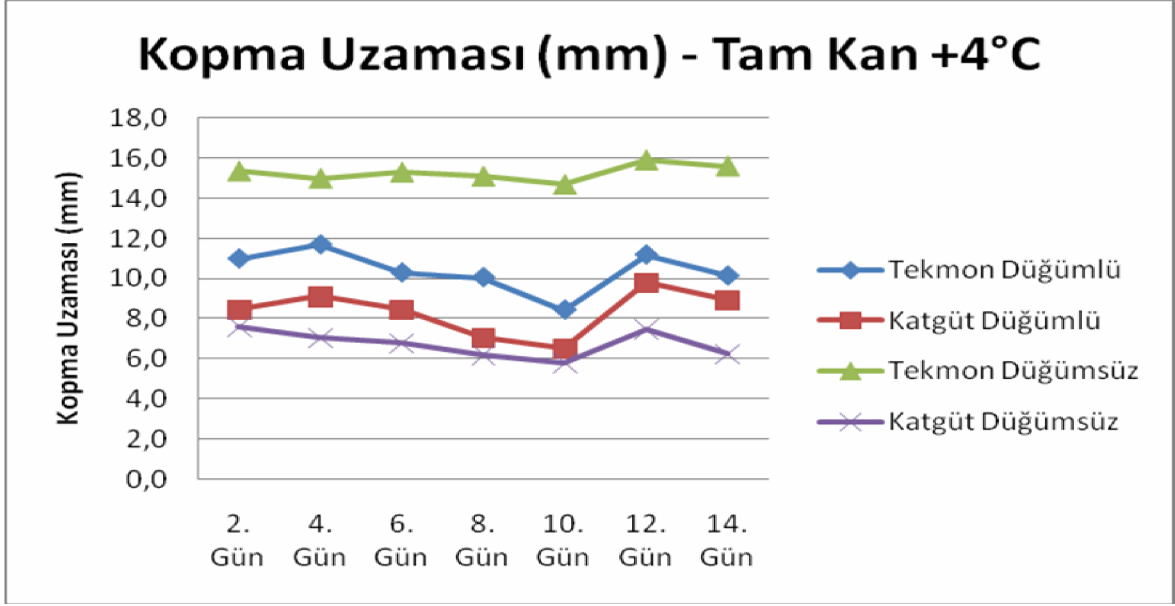
Şekil 4.16. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki destile su içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



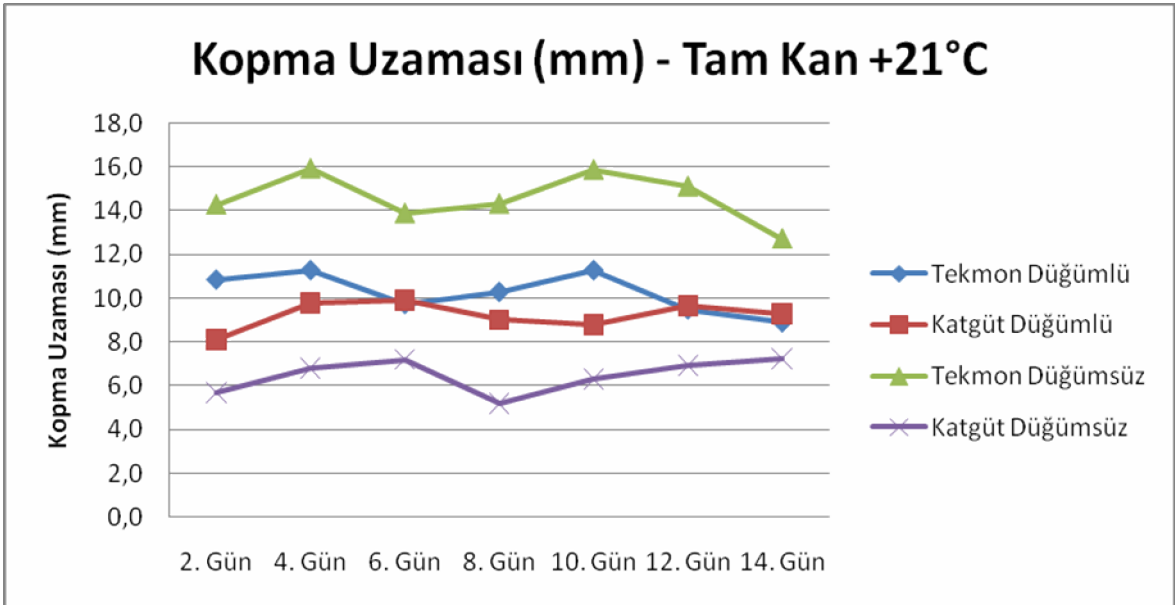
Şekil 4.16. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C)

Şekil 4.17. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki tam kan içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılamamasının neden olduğu düşünülmektedir.

Şekil 4.18. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki tam kan içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

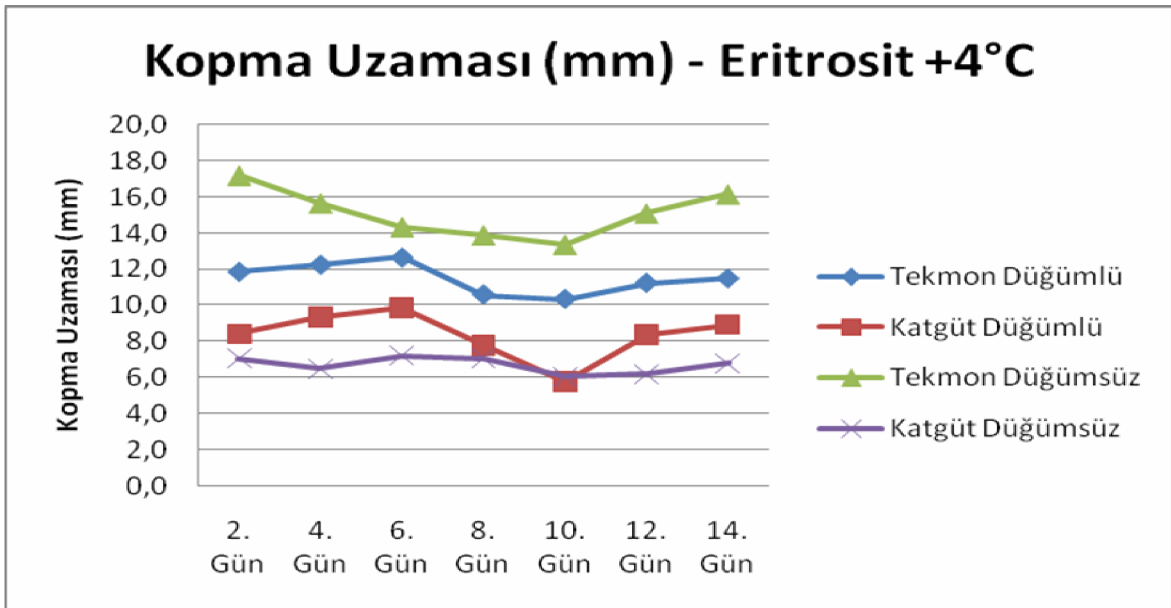


Şekil 4.17. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C)



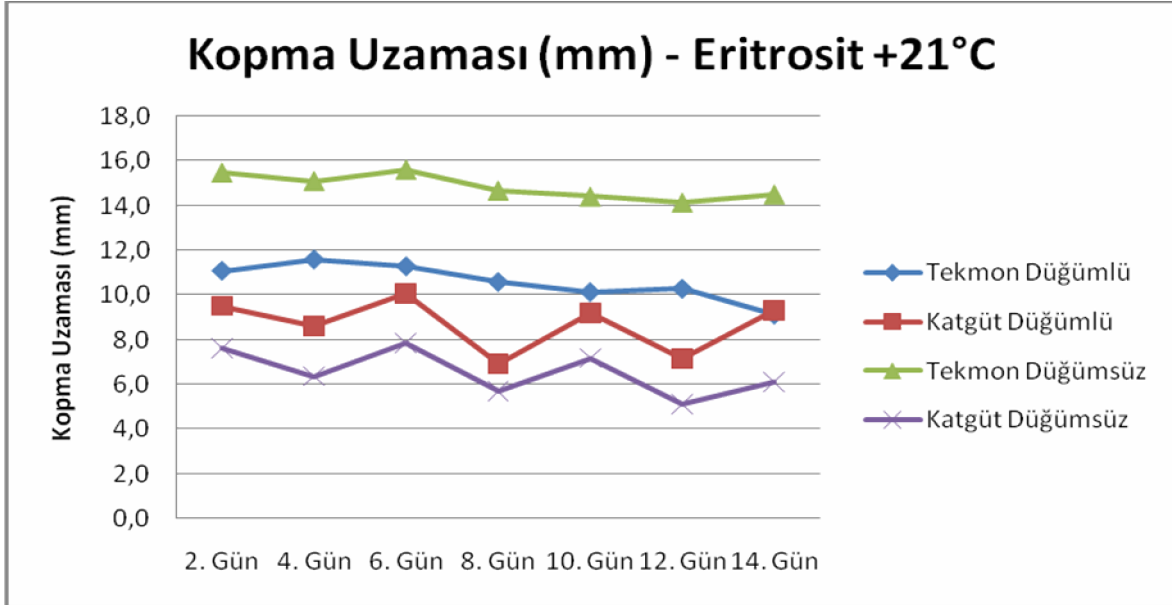
Şekil 4.18. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C)

Şekil 4.19. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki eritrosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılmamasının neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.19. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C)

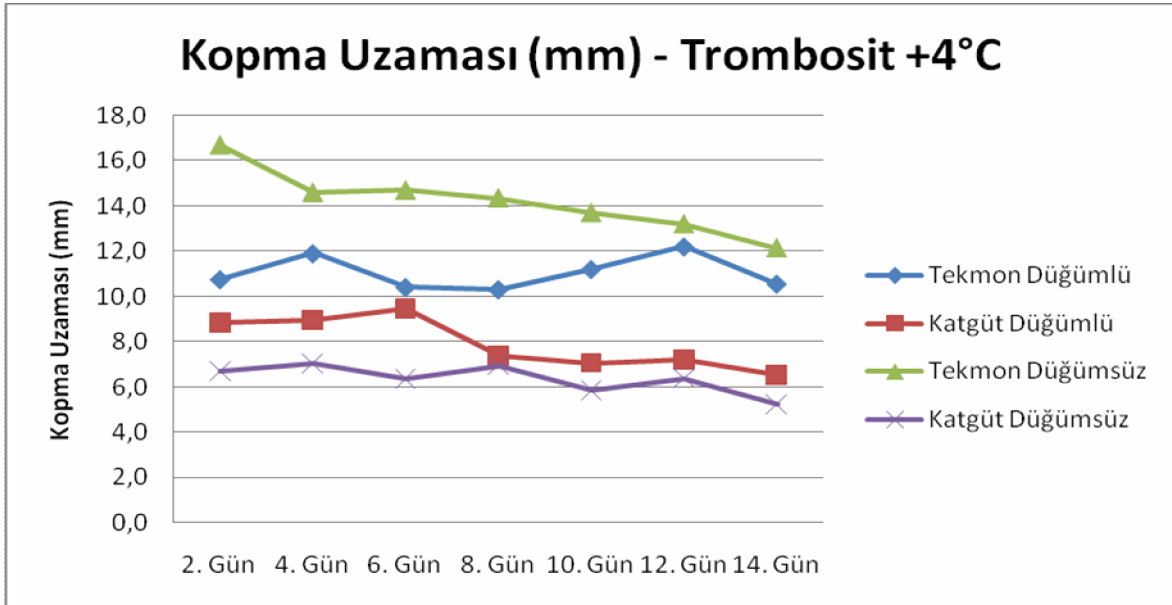
Şekil 4.20. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki eritrosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



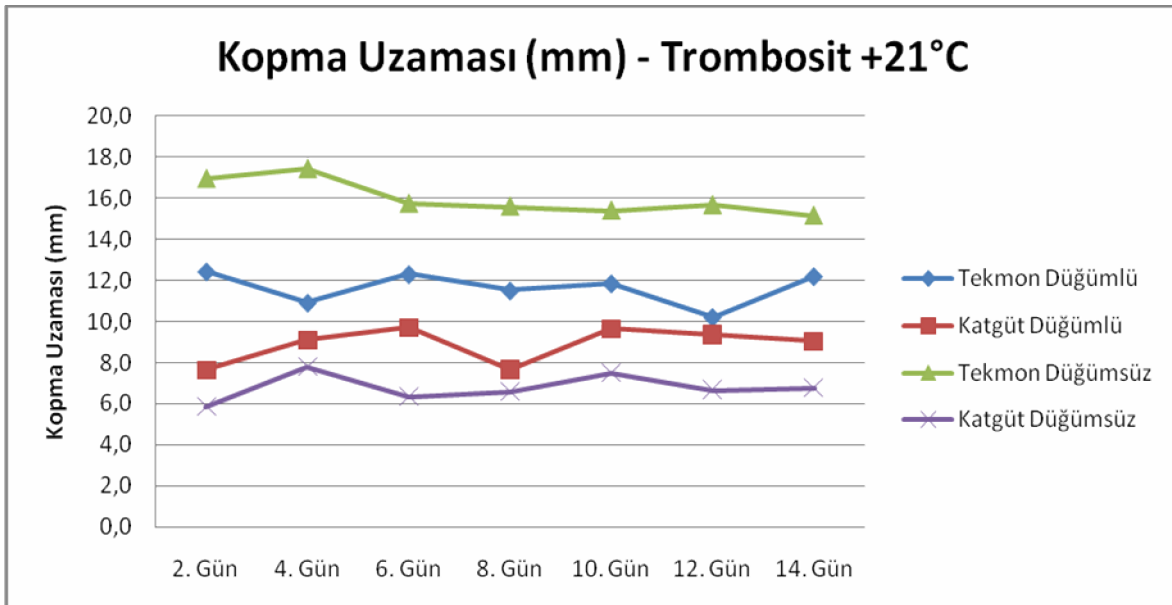
Şekil 4.20. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değışim grafiği (Eritrosit, +21°C)

Şekil 4.21. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki trombosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünölmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değeri düğümsüz kopma uzaması değeriyle daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranış göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değeriyle düğümsüzüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılamamasının nedeni olduğu düşünölmektedir.

Şekil 4.22. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki trombosit süspansiyon içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değışimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görölmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değeriyle azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

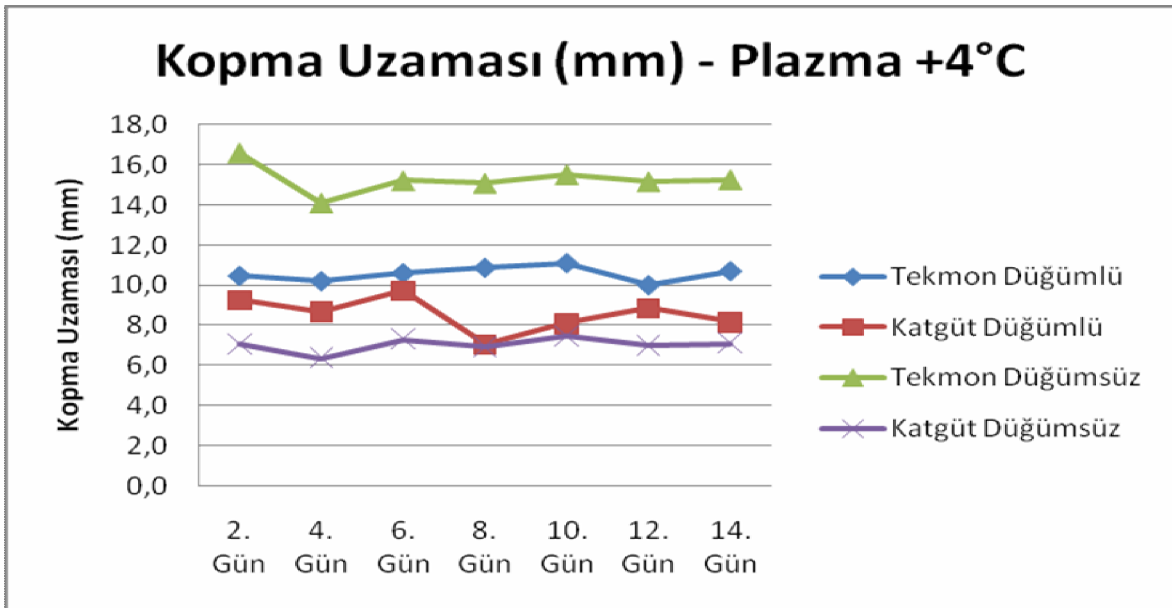


Şekil 4.21. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C)



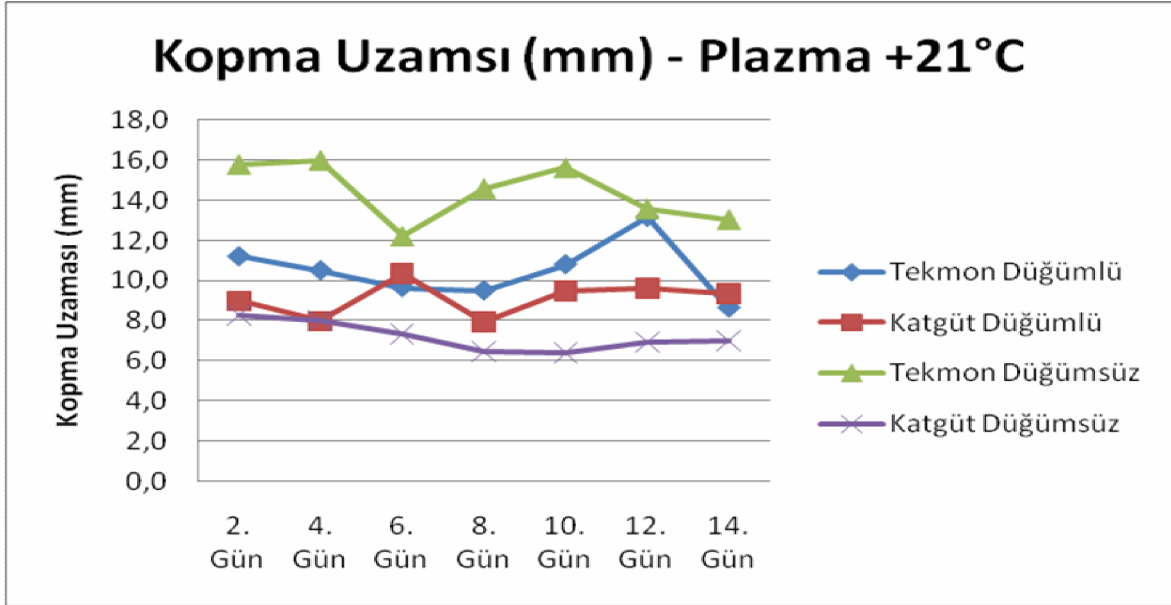
Şekil 4.22. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C)

Şekil 4.23. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki kan plazması içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılmamasının neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.23. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C)

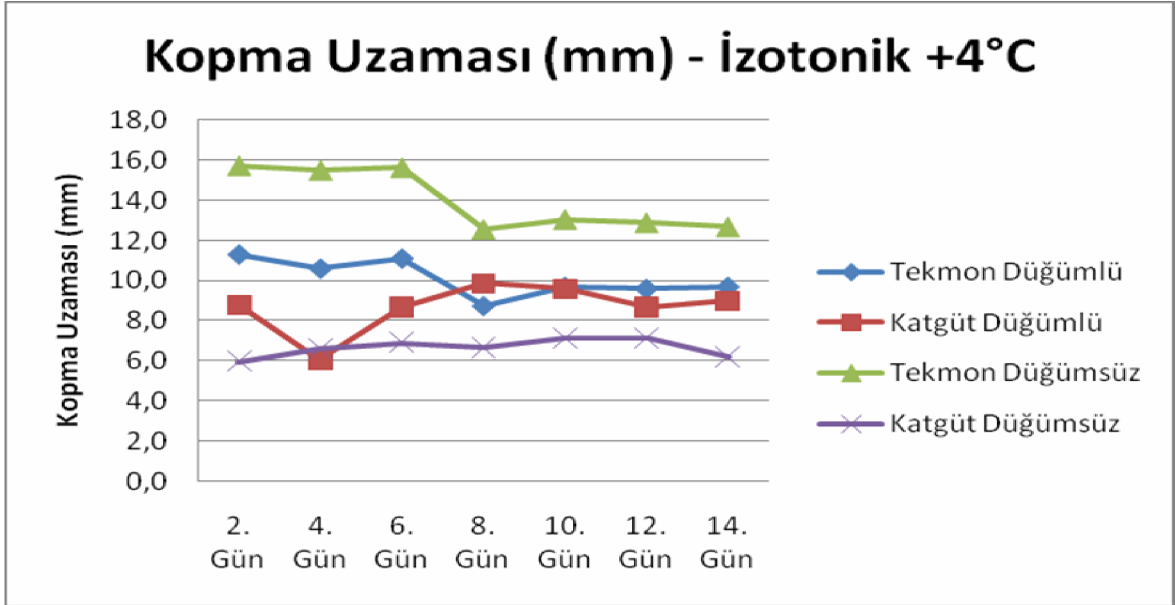
Şekil 4.24. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki kan plazması içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



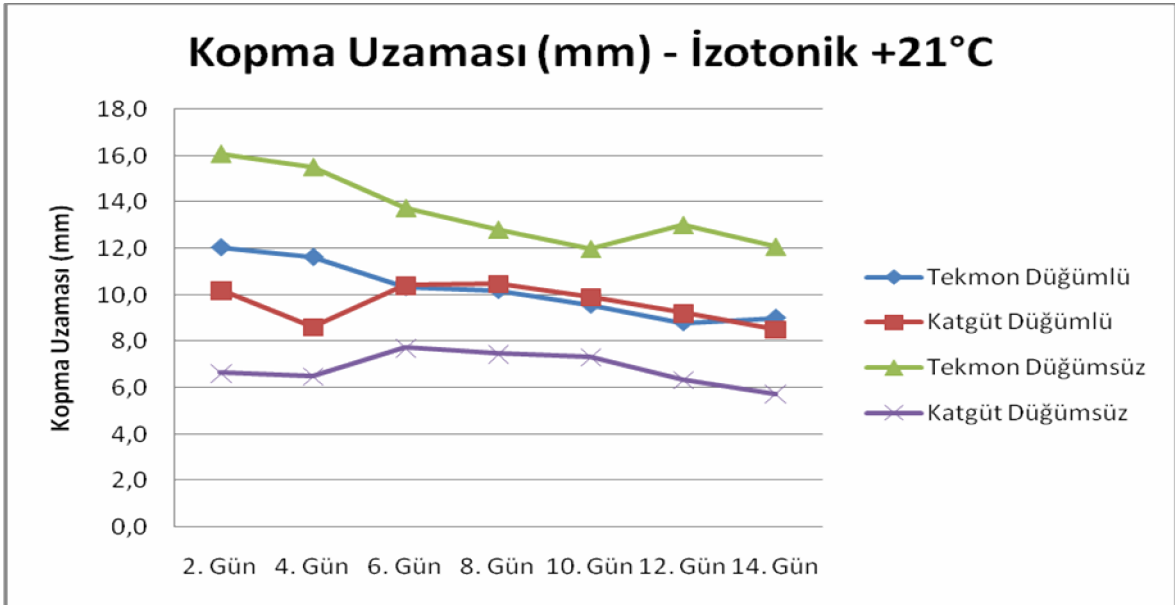
Şekil 4.24. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C)

Şekil 4.25. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki izotonik NaCl solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılamamasının neden olduğu düşünülmektedir.

Şekil 4.26. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki izotonik NaCl solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.

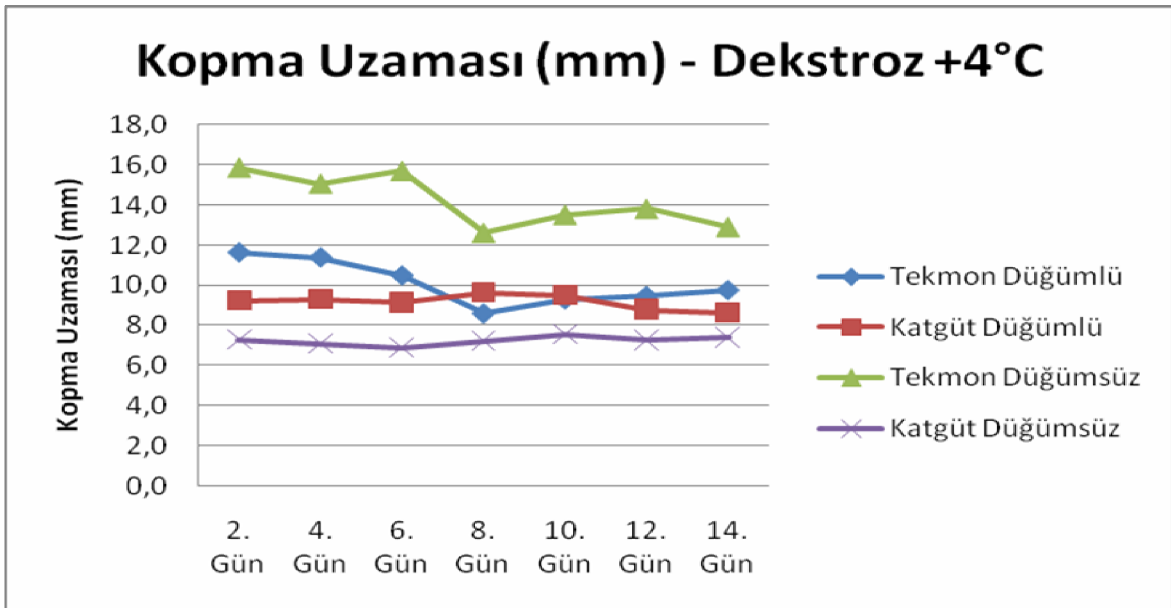


Şekil 4.25. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C)



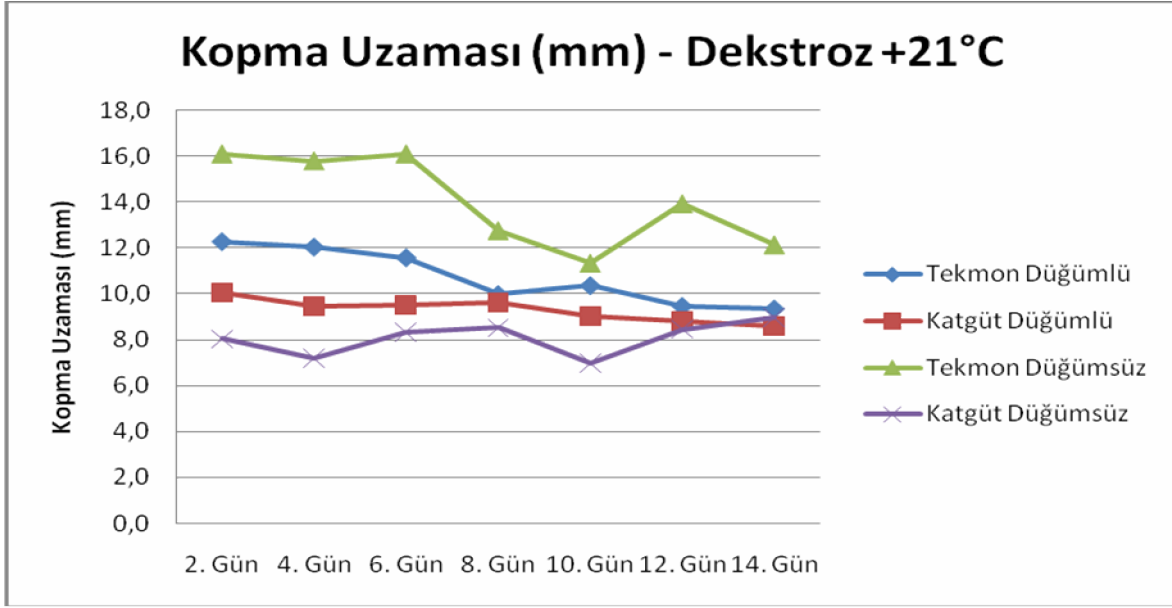
Şekil 4.26. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C)

Şekil 4.27. incelendiğinde, +4°C sıcaklıktaki dekstroz solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde hidroliz ve bozunma gibi mukavemet kaybına sebep olacak etkenlerin (sıcaklığın oldukça düşük olmasının da etkisiyle) gerçekleşmemesi veya çok uzun bir zaman gerektirmesinden dolayı belirgin bir kopma uzaması kaybı olmamasının beklenen bir durum olduğu düşünülmektedir. Ayrıca düğümlü koparma testlerinde düğüm noktalarında ipliğe fazladan bir kesme kuvveti etki etmektedir. Bu yüzden sentetik ameliyat ipliklerinde düğümlü kopma uzaması değerleri düğümsüz kopma uzaması değerlerinden daha düşük çıkmıştır. Doğal ameliyat ipliği katgütün de aynı davranışı göstermesi beklenirken burada farklı bir durum söz konusu olmuş ve katgütün düğümlü uzama değerlerinin düğümsüze oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu duruma kuru olarak düğüm atılan katgütün yine kuru olarak düğüm atılan tekmona oranla daha sert ve kalın yapıda olması nedeni ile düğümlerin daha sıkı atılmamasının neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.27. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C)

Şekil 4.28. incelendiğinde, +21°C sıcaklıktaki dekstroz solüsyonu içerisinde bekletilen ameliyat ipliklerinde de kopma uzaması değeri değişimi az olmakla birlikte +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha belirgin olarak azalma görülmektedir. Bu sonuçlar sıcaklığın kopma uzaması değeri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Bu durumun sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinde hem düğümlü ve hem de düğümsüz yapılan testlerde aynı şekilde meydana gelmesi sıcaklığın uzama değerinde azalmaya etkili olduğu sonucunu desteklemektedir.



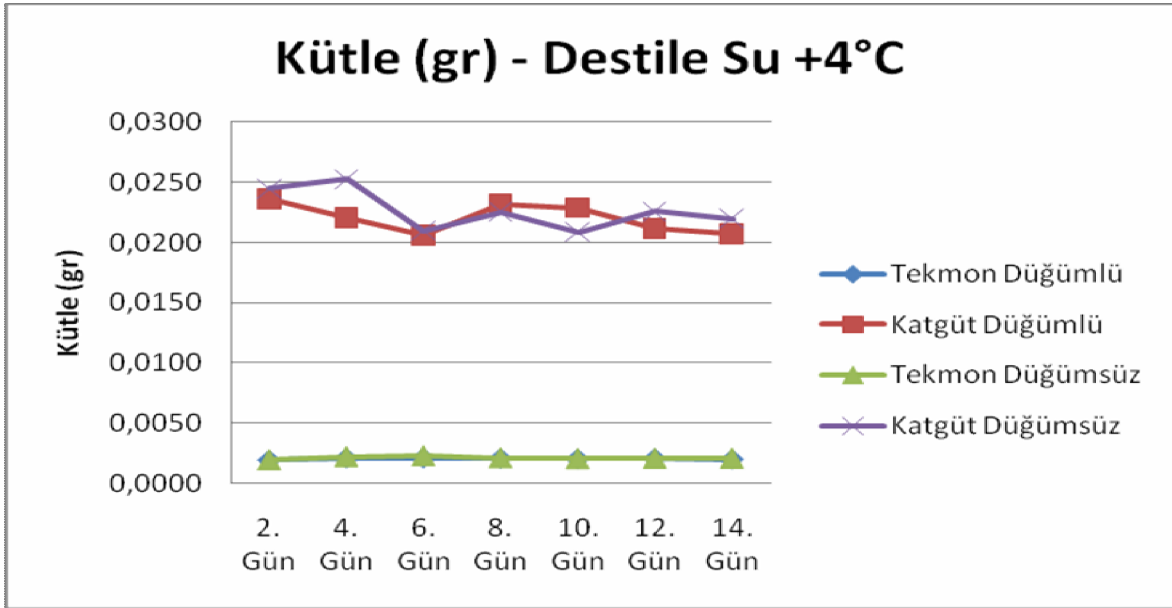
Şekil 4.28. Kopma Uzaması (mm) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C)

Genel olarak grafikler değerlendirildiğinde, kopma uzama değerlerinde zamana bağlı değişim tüm numuneler için azalma yönünde olmuştur. Tekmonun uzama değerleri katgüte oranla daha yüksektir bu durum sentetik yapıdaki tekmon için beklenen bir gözlemdir. Tekmonun düğümsüz haldeki uzama değerleri düğümlü haldeki değerlerinden daha yüksektir. Yine buda beklenen bir sonuçtur düğümlü numunelerin düğümden dolayı maruz kaldığı kesme kuvveti bu sonuca neden olmaktadır. Katgütte ise tersi bir durum söz konusu olmuştur, düğümlü haldeki katgütlerin uzama değerleri düğümsüz haldeki değerlerinden daha yüksek çıkmıştır. Bu beklenen bir durum değildir. Buna neden olarak daha sert ve kalın yapıdaki katgüte atılan düğümlerin yeterince sıkı olamaması düşünölmektedir. Ameliyat ipliklerinin tamamı için +4°C sıcaklıktaki kopma uzama değerleri +21°C sıcaklıktaki kopma uzama değerine oranla daha yüksektir. Yükselen sıcaklık değerinin kopma uzaması değerinde azalmaya neden olduğu sonucu çıkarılabilir.

4.1.3. Doğal ve Sentetik Ameliyat İpliklerine Ait Kütle Testi Bulguları

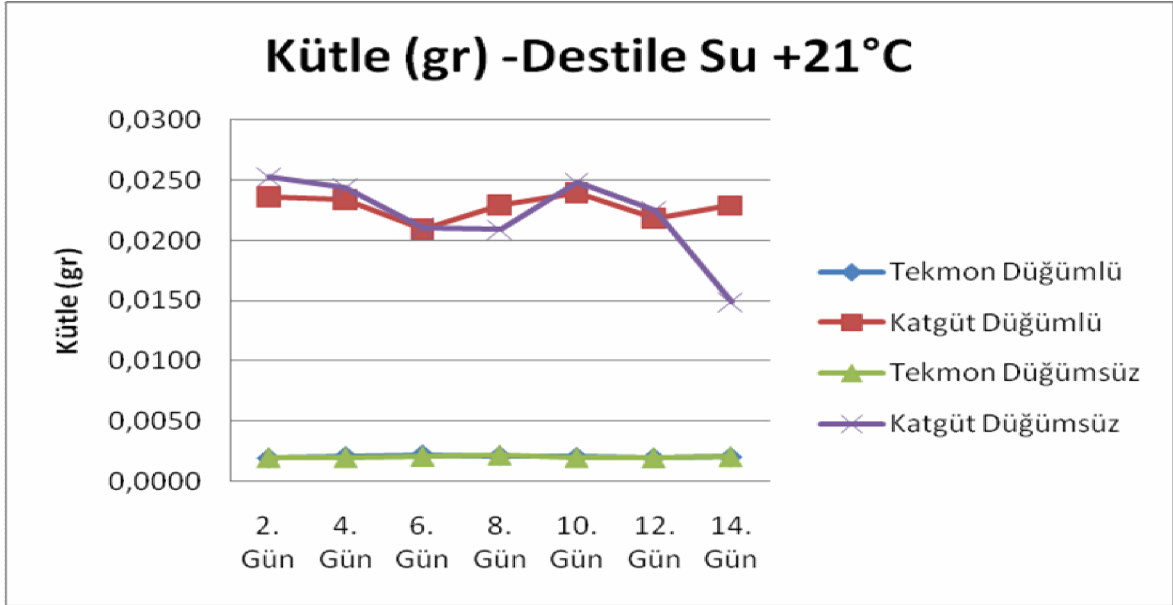
Sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerine ait kütle değerleri 14 gün boyunca 1'er gün ara ile yapılan tartımlar ile gözlemlendi.

Şekil 4.29. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta destile su içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.



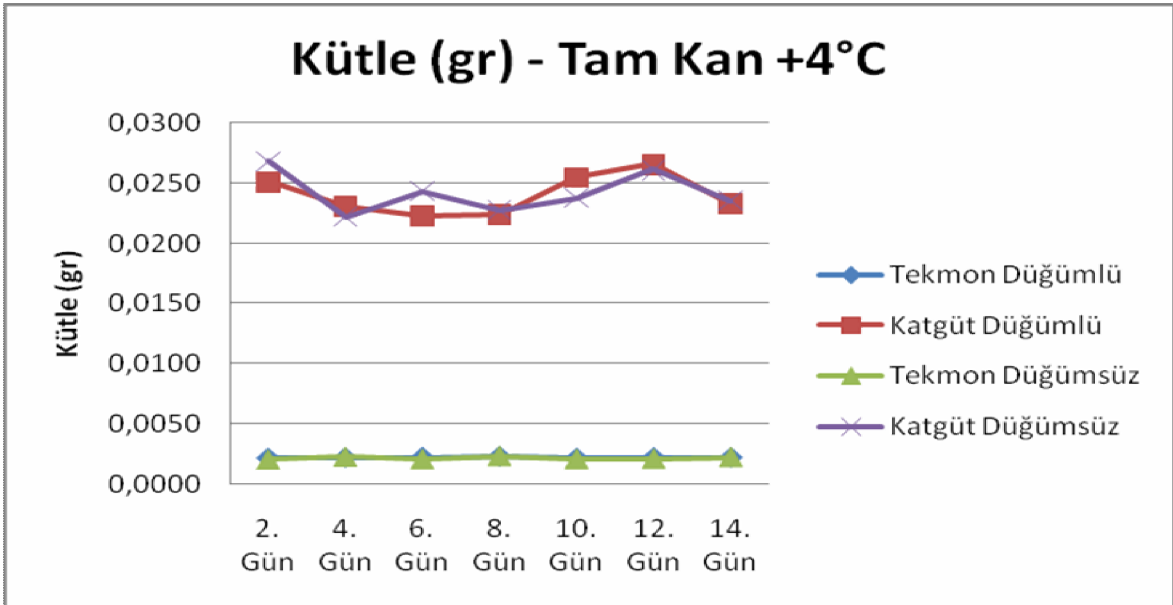
Şekil 4.29. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +4°C)

Şekil 4.30. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta destile su içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.



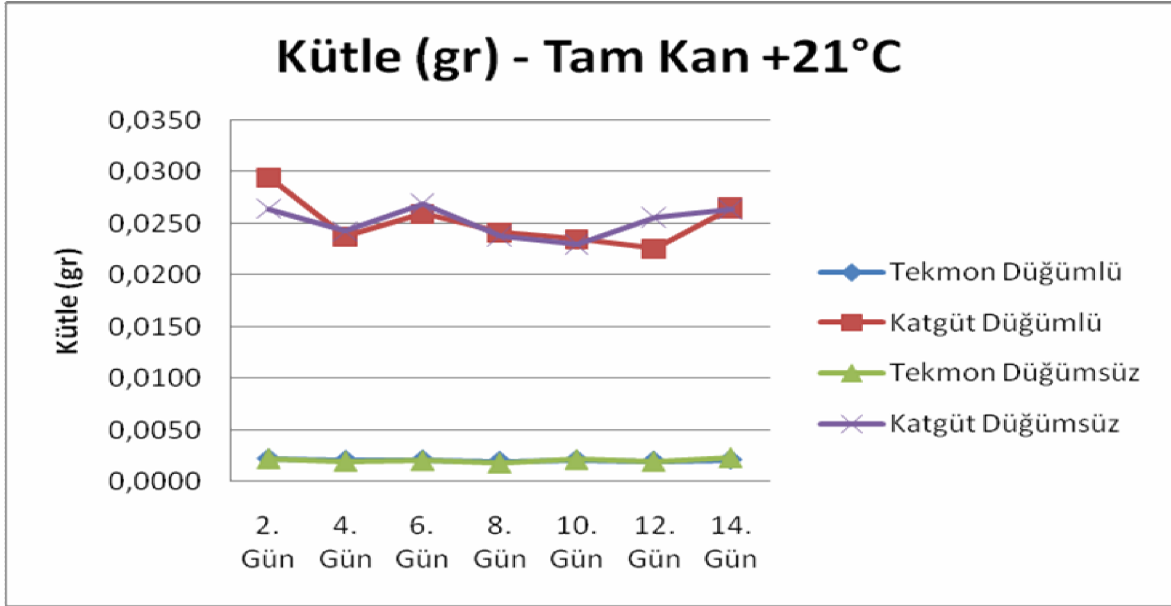
Şekil 4.30. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Destile Su, +21°C)

Şekil 4.31. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta tam kan içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.



Şekil 4.31. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +4°C)

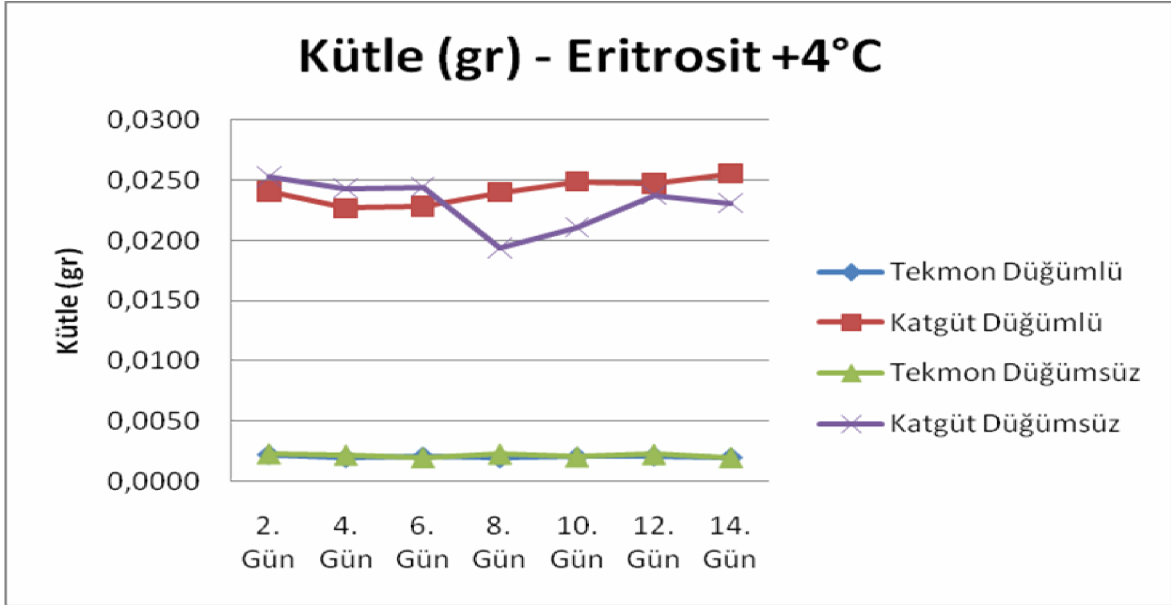
Şekil 4.32. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta tam kan içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.



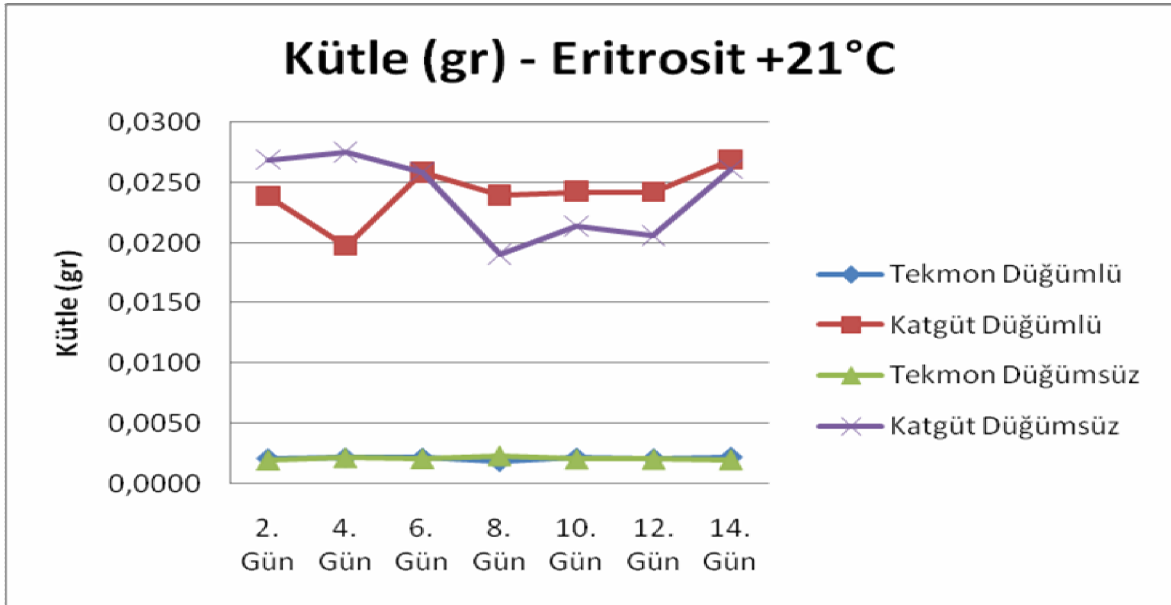
Şekil 4.32. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Tam Kan, +21°C)

Şekil 4.33. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta eritrosit süspansiyon içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.

Şekil 4.34. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta eritrosit süspansiyon içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.

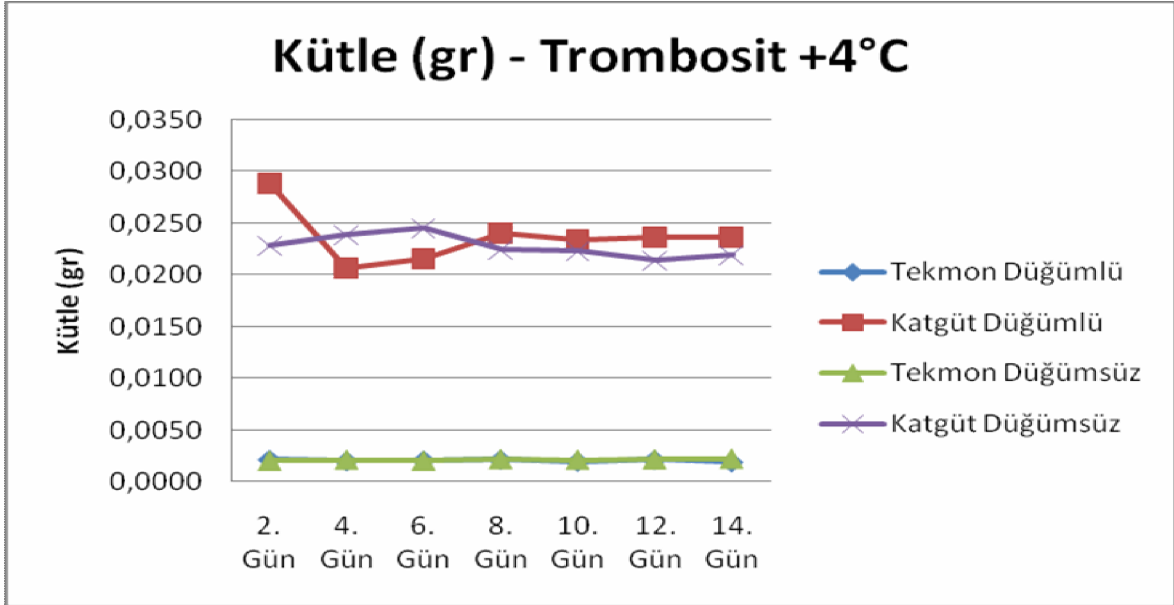


Şekil 4.33. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +4°C)



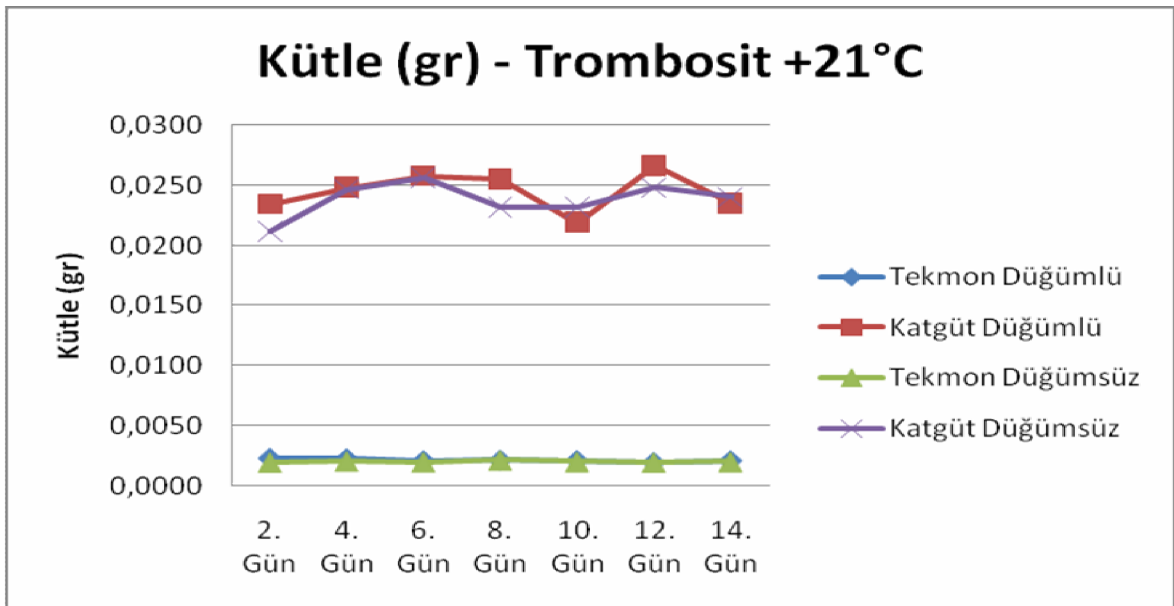
Şekil 4.34. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Eritrosit, +21°C)

Şekil 4.35. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta trombosit süspansiyon içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.



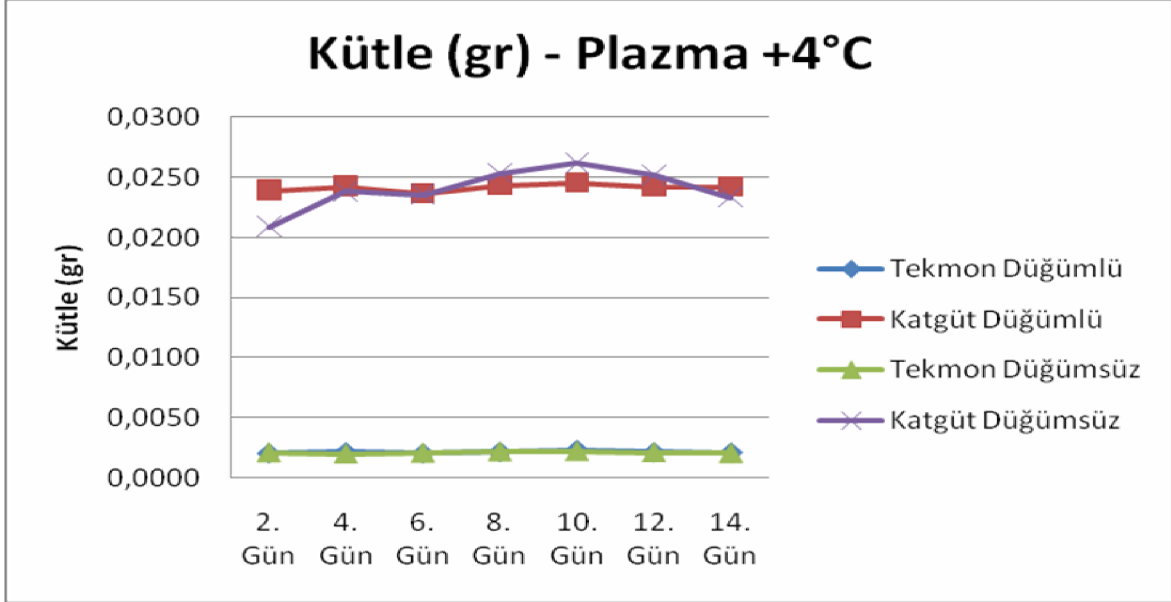
Şekil 4.35. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +4°C)

Şekil 4.36. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta trombosit süspansiyon içerisinde sentetik (tekmon) ve doğal (katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.



Şekil 4.36. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Trombosit, +21°C)

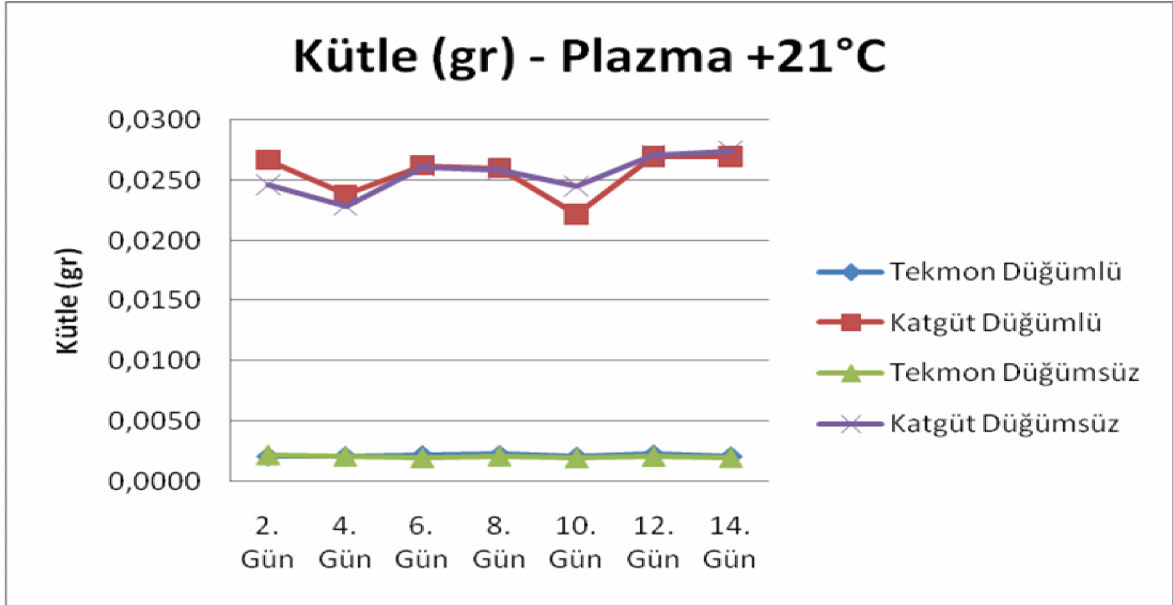
Şekil 4.37. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta kan plazması içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.



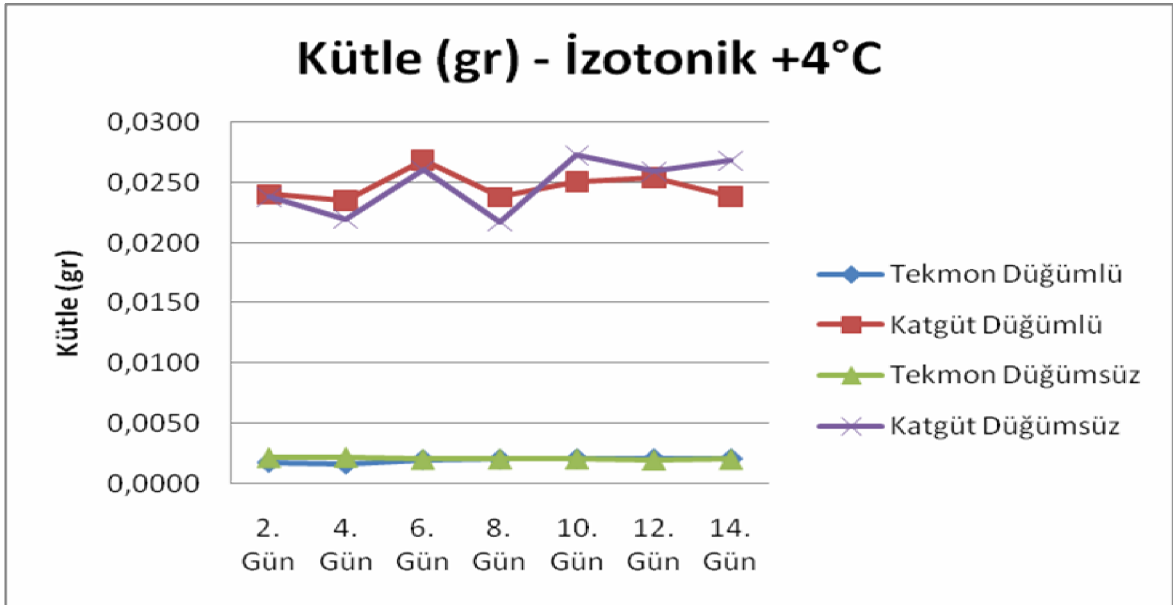
Şekil 4.37. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +4°C)

Şekil 4.38. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta kan plazması içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta beklenenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.

Şekil 4.39. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta izotonik NaCL solüsyonu içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.

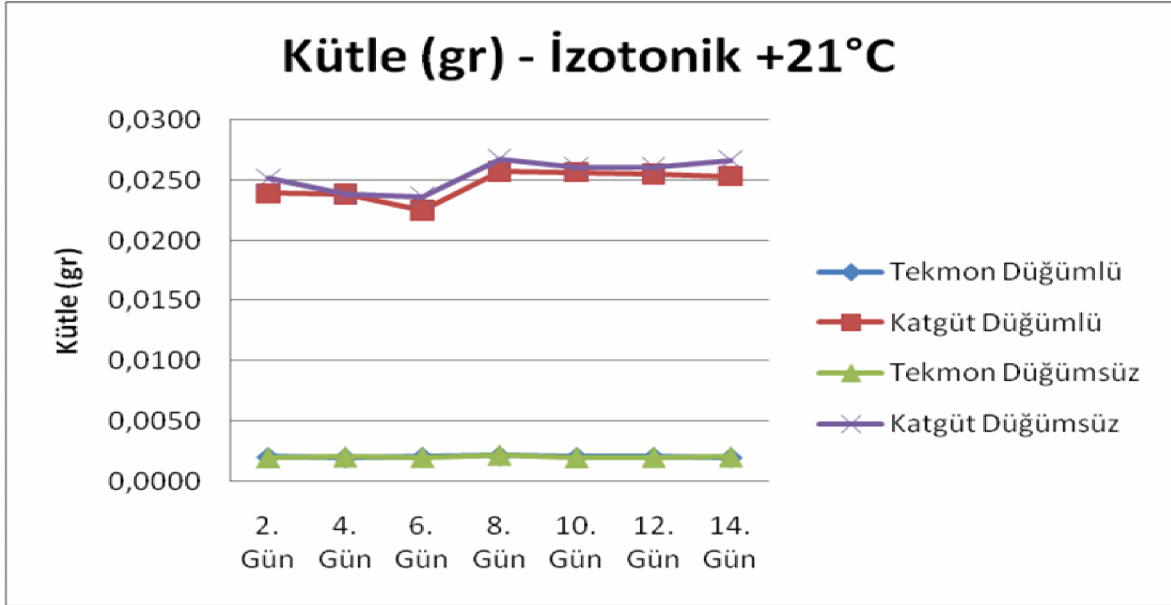


Şekil 4.38. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Plazma, +21°C)



Şekil 4.39. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +4°C)

Şekil 4.40. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta izotonik NaCL solüsyonu içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.

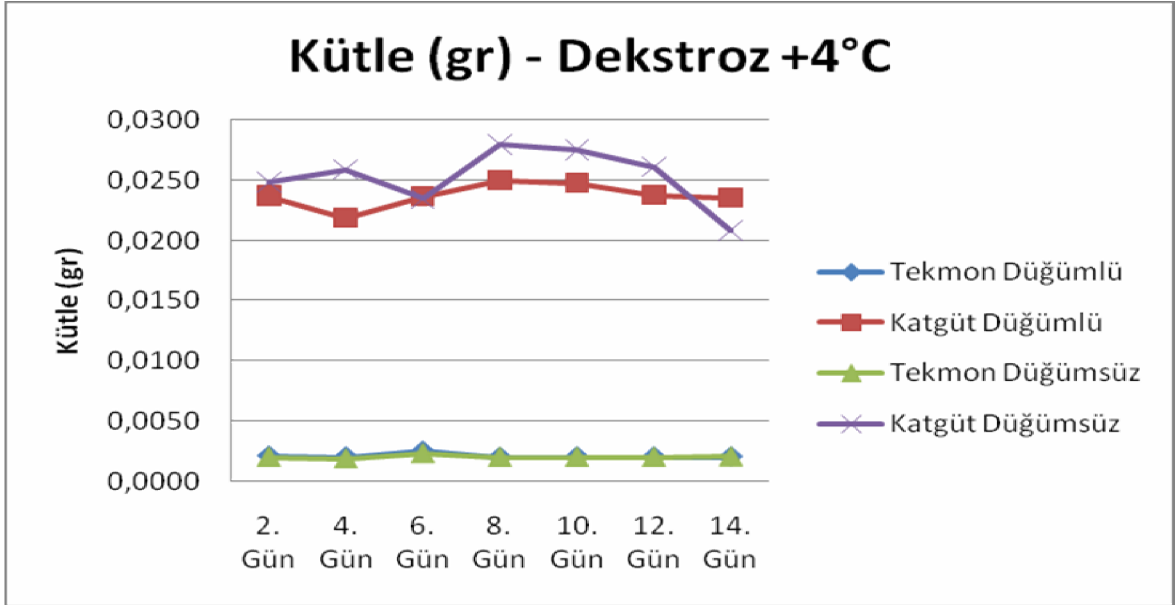


Şekil 4.40. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (İzotonik Serum, +21°C)

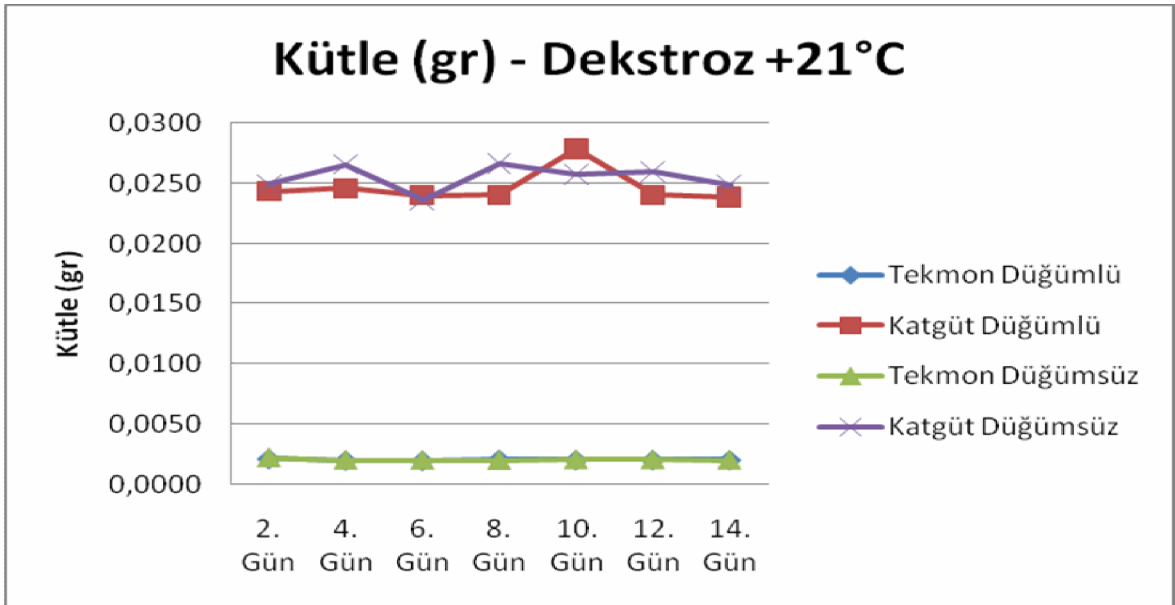
Şekil 4.41. incelendiğinde, +4°C sıcaklıkta dekstroz solüsyonu içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir.

Şekil 4.42. incelendiğinde, +21°C sıcaklıkta dekstroz solüsyonu içerisinde sentetik(tekmon) ve doğal(katgüt) ameliyat ipliklerinin zamana bağlı kütle değişimlerinin yok denilecek oranda olduğu gözlemlenmiştir. Tekmonun kütle değerinde hiçbir değişim gözlenmezken katgütteki değişimde ihmal edilecek oranda düşüktür. Bu aslında beklenen bu durum olmamakla birlikte doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı bir ortamda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korumaları ile açıklanabilir. +4°C sıcaklıkta bekletilenlerden daha farklı bir durum gözlenmemiştir. Sıcaklığın kütle kaybına bu şartlarda bir etkisinin olmadığı söylenebilir.

Genel olarak kütle değişim değerlerine bakıldığında, tekmon için bu değerlerin hiç değişmediği görülür katgütte ise çok az oranda değişimler görülmektedir. Bu oranlar ihmal edilebilir düzeydedir ve katgüt içinde kütle değişimi olmamıştır denilebilir. Bu durumda doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı ortamlarda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korudukları değerlendirilmesi yapılabilir. Sıcaklık farkından dolayı da herhangi bir değişim gözlenmemiştir. Bu şartlarda sıcaklığın kütle değişimine etkisi yoktur denilebilir.



Şekil 4.41. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +4°C)



Şekil 4.42. Kütle (gr) – Zaman değişim grafiği (Dekstroz Serum, +21°C)

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada; monofilament yapıdaki emilebilir doğal ameliyat ipliği normal katgüt ve monofilament yapıdaki poliglükolid emilebilir sentetik ameliyat ipliği tekmon örnekleri kullanılmıştır. Kopma Kuvveti(N), Kütle(gr) ve Kopma Uzama(mm) değerleri açısından kıyaslanmıştır.

Günümüzde bazı sağlıksal sakıncaları nedeni ile kullanılmayan emilebilir doğal ameliyat ipliği Normal Katgüt, çok uzun yıllar boyunca tercih edilen bir materyal olmuştur. Bu çalışmada, günümüzde kullanılan sentetik ameliyat ipliklerinin kullanımda olmayan doğal ameliyat iplikleri ile kıyaslanarak bize ne gibi avantaj yada dezavantajlar sağladığı hakkında bir fikir sahibi olunması amaçlanmıştır.

Vücuda implante edilen bir materyalin en sık maruz kalacağı başlıca maddeler, kan ve kan ürünleridir (eritrosit süspansiyon, trombosit süspansiyon, kan plazması). Aynı zamanda hastalara en sık verilen tıbbi sıvılar izotonik NaCl solüsyonları ve dekstroz solüsyonlarıdır. Ameliyat ipliklerinin bu sıvılar içerisinde +4°C ve +21°C sıcaklıklarda, düğümlü ve düğümsüz olarak 14 gün süre ile bekletilerek yapılan gözlemlerin sonuçları oldukça önemlidir.

Genel olarak kopma kuvveti değerlerine bakıldığında, kopma kuvveti değerlerinin zamana bağlı değişimi; her iki tür ameliyat ipliği için de tüm farklı ortamlar içerisinde azalma yönünde gözlemlenmiştir. +21°C sıcaklıkta bekletilen numunelerin kopma kuvveti değerlerinin, +4°C sıcaklıkta bekletilen numunelerin kopma kuvveti değerlerinden daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir bu durum sıcaklık artışının kopma kuvveti değeri üzerinde etkili olduğu sonucu düşündürmüştür. Katgütün kopma kuvveti değerindeki zamana bağlı azalma oranı tekmona göre daha yüksektir. Her iki ameliyat ipliği numunesi için de düğümlü hallerindeki kopma kuvveti değerleri düğümsüz hallerine oranla daha düşüktür.

Genel olarak kütle değişim değerlerine bakıldığında, tekmon için bu değerlerin hiç değişmediği görülür katgütte ise çok az oranda değişimler görülmektedir. Bu oranlar ihmal edilebilir düzeydedir ve katgüt içinde kütle değişimi olmamıştır denilebilir. Bu durumda doku enzimlerinin ve vücut salgılarının etkili olmadığı ortamlarda ameliyat ipliklerinin parçalanmayıp kütlelerini korudukları değerlendirilmesi yapılabilir. Sıcaklık farkından dolayı da herhangi bir değişim gözlenmemiştir. Bu şartlarda sıcaklığın kütle değişimine etkisi yoktur denilebilir.

Genel olarak kopma uzama değerlerine bakıldığında, kopma uzama değerlerinde zamana bağlı değişim tüm numuneler için azalma yönünde olmuştur. Tekmonun uzama değerleri katgüte oranla daha yüksektir bu durum sentetik yapıdaki tekmon için beklenen bir gözlemdir. Tekmonun düğümsüz haldeki uzama değerleri düğümlü haldeki değerlerinden daha yüksektir. Yine buda beklenen bir sonuçtur düğümlü numunelerin düğümden dolayı maruz kaldığı kesme kuvveti bu sonuca neden olmaktadır. Katgütte ise tersi bir durum söz konusu olmuştur, düğümlü haldeki katgütlerin uzama değerleri düğümsüz haldeki değerlerinden daha yüksek çıkmıştır. Bu beklenen bir durum değildir. Buna neden olarak daha sert ve kalın yapıdaki katgüte atılan düğümlerin yeterince sıkı olamaması düşünülmektedir. Ameliyat ipliklerinin tamamı için +4°C sıcaklıktaki kopma uzama değerleri +21°C sıcaklıktaki kopma uzama

değerine oranla daha yüksektir. Yükselen sıcaklık değerinin kopma uzaması değerinde azalmaya neden olduğu sonucu çıkarılabilir.

Sonuçlar gösterdi ki, halen kullanımda olan emilebilir sentetik ameliyat ipliği örneği, günümüzde kullanımdan kaldırılan emilebilir doğal ameliyat ipliği örneğinin sergilediği tüm faydalı davranışları sergileyebilmektedir. Bunun yanı sıra daha az doku reaksiyonu, daha fazla mukavemet, üretim kolaylığı ve hijyen açısından sağladığı faydalardan dolayı da avantajlar sağlamıştır.

KAYNAKLAR

BAYLAN, E.E. 2006. Tıbbi Alanlarda Kullanılan Nonwoven(Dokusuz Yüzey) Tasarımları, Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, Kahramanmaraş.

BAYRAKTAR KARACA, E. 1999. İpek; Poliamid 6; Poliester; Polipropilen Ameliyat İpliklerinin Monofilament ve Çapraz Örgülü (trez) Yapılarının Bazı Mekanik Özellikleri Üzerine Etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, Bursa.

BAYRAKTAR KARACA, E., ŞENGÖNÜL, A. 1997. Tıbbi Tekstiller, Tekstil-Teknik Dergisi, s. 79-83.

BAŞER, İ., USTA, İ., ÖZYAZGAN, V. 1995. Tıpta Kullanılan Tekstil Materyalleri, Tekstil-Teknik Dergisi, Sayı 124, s. 97-100 ve sayı 125, s. 97-98.

BOZKURT, Y., GÜLGÖNÜL, L. 1994. Ameliyat İpliklerinin Sınıflandırılması, Kullanım Alanları, Aranılan Özellikleri ve Üretim Yöntemleri, Tekstil-Teknik Dergisi, Şubat, s. 24-30.

BYRNE, C. 2000. Teknik Tekstiller Piyasası – Genel Bakış (A.R. HORROCKS, S.C. ANAND editörler. H. KADOĞLU, 1.bölümün tercümesi, I. TARAKÇIOĞLU tercüme koordinatörü). Teknik Tekstiller El Kitabı - The Textile Institute-Türk Tekstil Vakfı, Meta Matbaası, İzmir, s. 1-27.

CANOĞLU, S., YÜKSELOĞLU, S.M. 2003. Sağlık Tekstilleri 1: Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Tekstiller, http://bolum.tekstilder.org/index2.php?option=com_docman&task=doc_view&gid=23&Itemid=41 – (10.02.2009).

CELKAN, T. 2004. Kan ve Kan Ürünlerinin Kullanımı ve Sorunlar, XIII. TPOG Ulusal Pediatrik Kanser Kongresi, Hemşire Programı, Nevşehir.

CİRELİ, A., KILIÇ, B., SARIŞIK, M., OKUR, A. 2007. Tıbbi Tekstiller ve Test Yöntemleri, Paketleme Malzemelerinde TSE Standartları, 5. Ulusal Sterilizasyon Dezenfeksiyon Kongresi, Antalya, s. 153-168.

GEMCİ, R., ULCAY, Y. 2004. Ameliyat İplikleri Tipleri Özellikleri ve Krome Katgüt ile Normal Katgüt Arasındaki Mukavemet Farkları, Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, Cilt 9, Sayı 2, s. 95-105.

GÜLGÖNÜL, L. 1991. Türkiye’de Kullanılmakta Olan Ameliyat İpliklerinin Özellikleri, Üretimleri ve Sorunları Üzerine Bir Araştırma, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, İzmir.

GÜRDAL, B.E. 1997. Polipropilen Ameliyat İpliklerinin Üretim ve Karakterizasyonu, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Ana Bilim Dalı Yüksek Mühendislik Tezi, Ankara.

İTKİB, 2005. Teknik Tekstiller Üzerine Genel ve Güncel Bilgiler, İTKİB Genel Sekreterliği Ar-Ge ve Mevzuat Şubesi, İstanbul.

KÖKTÜRK, G. 1996. Ameliyat İpliği Olarak Kullanılmak Üzere Biyodegradable Kopolimerler ve Fiberlerin Üretimi ve Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara.

ORAN, E. 1999. Kollajen Bazlı Biyomateryaller, Yüksek Mühendislik Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Anabilim Dalı, Ankara.

ÖZDİZDAR, A. 2004. Teknik Tekstil Sektör Araştırması, İstanbul Ticaret Odası, İstanbul.

RİGBY, A.J., ANAND, S.C. 2000. Tıbbi Tekstiller (A.R. HORROCKS ve S.C. ANAND editörler). Çeviri: M.E. ÜREYEN (I. TARAĞÇIOĞLU çeviri koordinatörü). Teknik Tekstiller El Kitabı, Türk Tekstil Vakfı, META Matbaası, İzmir, s. 446-463.

UÇAR, S. 2006. Teknik/Akıllı Tekstiller ve Tasarımda Kullanımları, Yüksek Lisans Tezi, Mimar Sinan Güzel Sanatlar Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Tekstil ve Moda Tasarımı Ana Sanat Dalı Tekstil ve Moda Tasarımı Programı, İstanbul.

ULCAY, Y., KARACA, E. 1993. Ameliyat İpliklerinin Gelişimi, Hammaddeleri ve Özellikleri, Tekstil-Teknik Dergisi.

YÜKSELOĞLU, S.M., CANOĞLU, S. 2003. Sağlık ve Hijyen Alanında Kullanılan Nonwoven Kumaşlar, Kimya Teknolojileri Dergisi, Sayı 29.

EKLER

Ek Çizelge 1. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak destile su içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

Tekmon Destile Su	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0020	0,0020	0,0020	0,0020	11,05	15,60	10,12	15,51	10,2	14,3	12,7	15,9
2	0,0021	0,0022	0,0021	0,0020	10,01	15,59	9,87	15,07	10,3	13,3	11,8	14,9
3	0,0021	0,0023	0,0023	0,0021	10,09	15,29	9,35	14,19	10,9	14,9	11,33	13,7
4	0,0021	0,0021	0,0022	0,0022	9,43	14,49	8,65	14,17	10,8	13,4	11,2	12,6
5	0,0021	0,0021	0,0021	0,0020	9,57	15,49	7,80	14,30	10,1	13,3	9,7	12,7
6	0,0021	0,0021	0,0020	0,0020	9,06	15,13	7,02	14,74	10,0	13,7	9,3	12,3
7	0,0020	0,0021	0,0021	0,0021	9,62	14,63	7,09	14,92	9,8	11,4	9,2	12,63
Katgüt Destile Su	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0236	0,0244	0,0236	0,0252	20,53	25,76	21,66	23,06	8,5	7,2	9,3	6,2
2	0,0220	0,0252	0,0234	0,0244	21,18	22,64	21,59	24,63	8,1	5,8	8,3	5,4
3	0,0206	0,0209	0,0209	0,0210	21,53	24,59	22,97	23,40	7,8	6,0	9,7	7,1
4	0,0232	0,0225	0,0229	0,0209	20,92	23,17	19,34	26,32	9,2	6,5	9,1	6,7
5	0,0229	0,0209	0,0240	0,0248	19,50	22,36	19,16	23,95	9,3	6,3	9,9	7,9
6	0,0212	0,0226	0,0218	0,0225	20,32	23,70	21,01	22,79	9,0	5,7	9,2	6,0
7	0,0207	0,0220	0,0229	0,0149	21,69	24,30	18,605	23,58	8,4	6,6	9,90	5,50

Ek Çizelge 2. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak tam kan içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

Tekmon Tam Kan	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0022	0,0021	0,0022	0,0022	8,87	14,34	7,58	14,48	11,0	15,4	10,9	14,3
2	0,0022	0,0023	0,0021	0,0020	8,87	14,18	7,66	14,27	11,7	15,0	11,3	16,0
3	0,0022	0,0021	0,0021	0,0020	8,00	13,44	7,665	14,69	10,3	15,3	9,75	13,9
4	0,0023	0,0024	0,0020	0,0018	8,05	14,56	7,44	14,70	10,1	15,1	10,3	14,3
5	0,0022	0,0021	0,0021	0,0021	7,04	14,84	7,71	14,26	8,5	14,7	11,3	15,9
6	0,0022	0,0021	0,0020	0,0020	7,62	14,27	6,99	13,52	11,2	15,9	9,5	15,1
7	0,0022	0,0023	0,0021	0,0023	7,17	15,89	7,39	13,74	10,15	15,6	8,9	12,73
Katgüt Tam Kan	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0251	0,0268	0,0295	0,0264	17,29	23,42	20,00	27,60	8,5	7,6	8,1	5,7
2	0,0231	0,0222	0,0237	0,0242	17,16	24,55	20,10	23,50	9,1	7,0	9,8	6,8
3	0,0223	0,0243	0,0260	0,0269	17,51	26,22	18,23	19,90	8,5	6,8	9,9	7,2
4	0,0224	0,0227	0,0241	0,0237	17,36	25,43	21,25	27,20	7,1	6,2	9,0	5,2
5	0,0255	0,0237	0,0235	0,0230	18,24	26,07	20,83	23,35	6,5	5,8	8,8	6,3
6	0,0266	0,0261	0,0226	0,0256	17,97	21,55	17,98	21,17	9,8	7,5	9,7	6,9
7	0,0233	0,0236	0,0265	0,0264	16,30	23,12	17,23	19,60	8,9	6,2	9,27	7,23

Ek Çizelge 3. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak eritrosit süspansiyon içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

Tekmon Eritrosit	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0022	0,0023	0,0021	0,0020	9,03	14,975	9,27	15,76	11,9	17,2	11,1	15,47
2	0,0020	0,0022	0,0022	0,0022	9,18	15,00	9,32	14,92	12,3	15,7	11,6	15,1
3	0,0021	0,0020	0,0022	0,0021	9,70	14,28	9,88	15,25	12,7	14,4	11,30	15,6
4	0,0020	0,0023	0,0019	0,0024	9,23	15,23	8,30	14,70	10,6	13,9	10,6	14,7
5	0,0021	0,0021	0,0022	0,0021	9,05	16,02	8,42	14,70	10,4	13,4	10,2	14,4
6	0,0021	0,0023	0,0021	0,0021	9,09	14,98	8,64	14,78	11,3	15,1	10,3	14,1
7	0,0020	0,0020	0,0023	0,0021	9,72	15,61	8,30	14,54	11,5	16,2	9,2	14,50
Katgüt Eritrosit	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0241	0,0253	0,0239	0,0269	21,03	26,04	19,45	21,41	8,5	7,1	9,5	7,6
2	0,0227	0,0243	0,0198	0,0276	19,05	22,38	21,22	23,85	9,4	6,5	8,6	6,4
3	0,0228	0,0244	0,0258	0,0259	19,29	22,64	18,13	21,73	9,9	7,2	10,05	7,9
4	0,0240	0,0194	0,0240	0,0191	17,04	26,46	19,27	20,00	7,8	7,1	6,9	5,7
5	0,0249	0,0211	0,0243	0,0214	17,06	25,83	13,73	18,28	5,8	6,1	9,2	7,2
6	0,0247	0,0238	0,0242	0,0206	16,76	24,72	13,51	16,78	8,4	6,2	7,2	5,1
7	0,0255	0,0231	0,0269	0,0261	17,00	23,49	10,76	16,62	9,0	6,8	9,30	6,10

Ek Çizelge 4. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak trombosit süspansiyon içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

Tekmon Trombosit	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0021	0,0020	0,0023	0,0020	7,81	15,53	9,71	16,20	10,8	16,7	12,4	17,0
2	0,0020	0,0021	0,0023	0,0021	7,35	15,33	8,42	15,9	11,9	14,6	10,9	17,4
3	0,0021	0,0020	0,0021	0,0020	7,31	14,95	8,26	14,81	10,4	14,7	12,30	15,7
4	0,0021	0,0022	0,0022	0,0022	8,36	14,76	8,05	14,43	10,3	14,4	11,5	15,6
5	0,0020	0,0021	0,0022	0,0021	9,40	15,40	7,30	14,73	11,2	13,7	11,9	15,4
6	0,0021	0,0022	0,0020	0,0020	9,06	14,89	6,68	14,93	12,2	13,2	10,2	15,7
7	0,0019	0,0022	0,0021	0,0021	8,08	13,69	7,25	14,44	10,6	12,1	12,2	15,15
Katgüt Trombosit	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0289	0,0228	0,0234	0,0212	21,18	25,00	21,55	25,64	8,8	6,7	7,65	5,9
2	0,0207	0,0238	0,0248	0,0247	18,02	20,37	19,47	25,68	9,0	7,1	9,1	7,8
3	0,0216	0,0245	0,0257	0,0256	22,03	25,73	21,46	23,11	9,5	6,4	9,7	6,3
4	0,0240	0,0224	0,0255	0,0232	17,32	20,00	18,12	23,45	7,4	7,0	7,7	6,6
5	0,0235	0,0223	0,0219	0,0232	17,36	25,33	22,08	20,50	7,1	5,9	9,65	7,5
6	0,0237	0,0214	0,0266	0,0248	17,43	25,45	19,22	21,66	7,2	6,4	9,4	6,7
7	0,0237	0,0219	0,0235	0,0240	20,03	22,04	19,11	20,83	6,5	5,2	9,03	6,77

Ek Çizelge 5. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak kan plazması içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

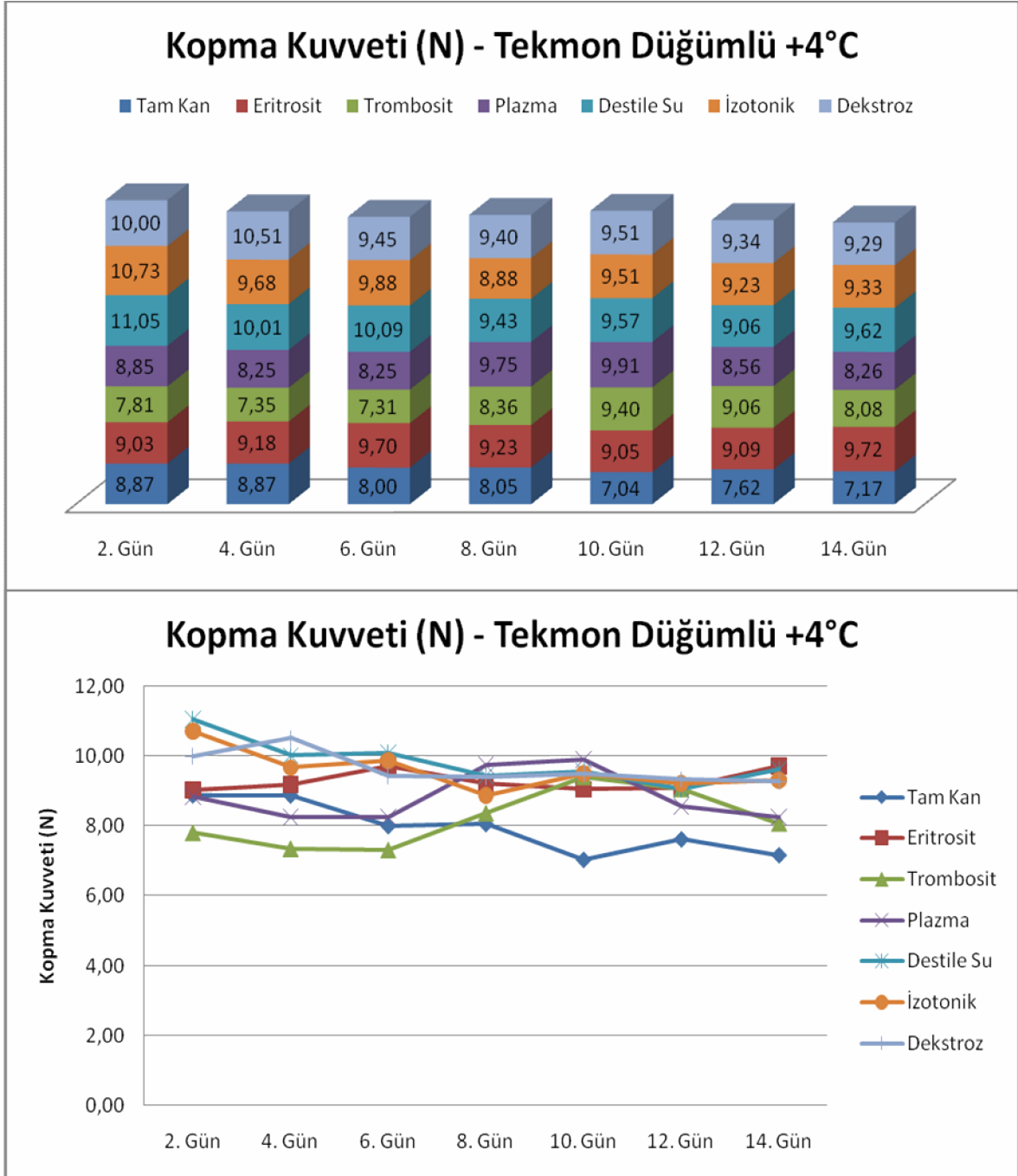
Tekmon Plazma	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0021	0,0021	0,0021	0,0023	8,85	14,15	8,25	15,43	10,5	16,6	11,2	15,8
2	0,0022	0,0020	0,0021	0,0022	8,25	14,75	8,41	14,97	10,2	14,1	10,5	16,0
3	0,0021	0,0021	0,0022	0,0020	8,25	14,58	8,51	14,35	10,6	15,2	9,67	12,2
4	0,0022	0,0022	0,0023	0,0022	9,75	14,53	8,00	14,45	10,9	15,1	9,5	14,6
5	0,0024	0,0022	0,0021	0,0020	9,91	15,11	8,15	14,96	11,1	15,5	10,8	15,6
6	0,0022	0,0022	0,0023	0,0021	8,56	14,82	8,00	13,62	10,0	15,2	13,15	13,6
7	0,0021	0,0021	0,0021	0,0021	8,26	14,78	6,84	14,49	10,7	15,3	8,7	13,03
Katgüt Plazma	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0239	0,0209	0,0267	0,0246	20,27	25,88	22,08	27,00	9,3	7,1	9,0	8,3
2	0,0243	0,0238	0,0238	0,0229	20,38	22,23	16,51	26,42	8,7	6,4	8,0	8
3	0,0237	0,0236	0,0262	0,0261	19,95	23,18	17,71	21,28	9,7	7,3	10,4	7,4
4	0,0243	0,0253	0,0260	0,0259	16,09	23,99	17,85	21,73	7,1	6,9	8,0	6,5
5	0,0246	0,0262	0,0221	0,0245	17,49	20,12	18,25	23	8,1	7,5	9,5	6,4
6	0,0242	0,0252	0,0270	0,0271	18,61	22,97	17,83	24,26	8,9	7,0	9,6	7,0
7	0,0242	0,0234	0,0269	0,0274	17,71	22,94	18,31	21,27	8,2	7,1	9,35	7,00

Ek Çizelge 6. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak izotonik NaCl solüsyonu içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

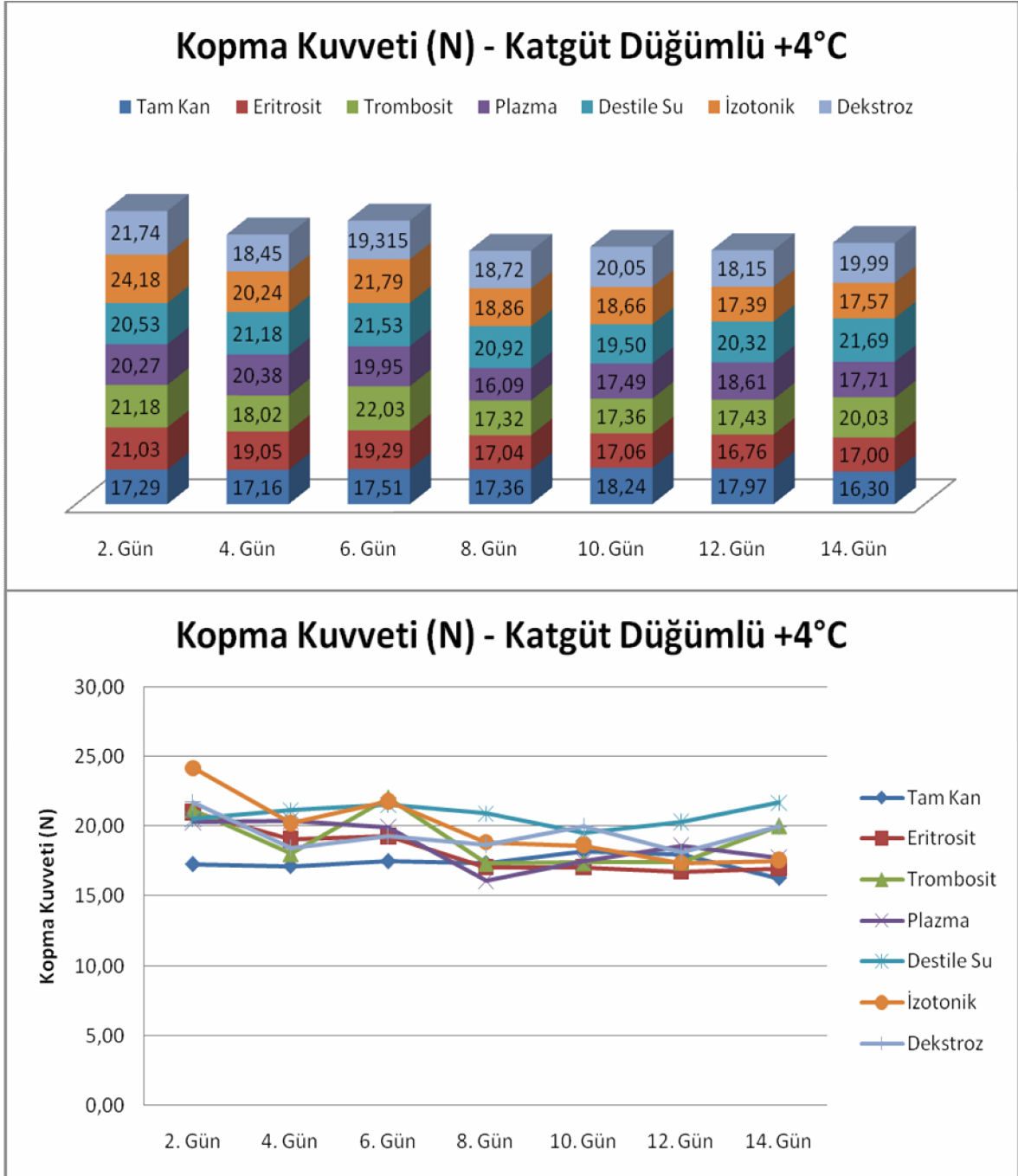
Tekmon İzotonik	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0018	0,0022	0,0021	0,0020	10,73	15,50	10,99	15,90	11,3	15,7	12,1	16,1
2	0,0017	0,0022	0,0020	0,0021	9,68	15,96	9,43	15,45	10,6	15,5	11,6	15,5
3	0,0020	0,0021	0,0021	0,0020	9,88	15,41	8,64	14,09	11,1	15,6	10,33	13,7
4	0,0021	0,0021	0,0022	0,0022	8,88	15,04	9,02	14,40	8,8	12,5	10,2	12,8
5	0,0021	0,0021	0,0021	0,0020	9,51	14,31	8,73	14,58	9,7	13,0	9,6	12,0
6	0,0021	0,0020	0,0021	0,0020	9,23	15,16	8,34	14,60	9,6	12,9	8,8	13,0
7	0,0021	0,0021	0,0020	0,0021	9,33	14,56	8,15	14,96	9,7	12,7	9,0	12,07
Katgüt İzotonik	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0240	0,0238	0,0239	0,0251	24,18	22,72	17,44	21,73	8,8	6,0	10,2	6,6
2	0,0235	0,0220	0,0238	0,0239	20,24	24,35	19,17	24,75	6,1	6,6	8,6	6,5
3	0,0269	0,0260	0,0225	0,0236	21,79	23,31	17,98	22,41	8,7	6,9	10,4	7,7
4	0,0238	0,0218	0,0257	0,0268	18,86	24,08	17,61	21,84	9,9	6,7	10,5	7,5
5	0,0251	0,0272	0,0257	0,0261	18,66	21,39	16,75	21,15	9,6	7,1	9,9	7,3
6	0,0254	0,0259	0,0255	0,0261	17,39	19,67	16,36	22,23	8,7	7,1	9,2	6,3
7	0,0238	0,0268	0,0253	0,0267	17,57	20,32	16,75	22,52	9,0	6,2	8,50	5,73

Ek Çizelge 7. Tekmon ve katgüt ameliyat ipliklerinin farklı sıcaklıklarda düğümlü ve düğümsüz olarak dekstroz solüsyonu içindeki kütle, kopma kuvveti ve uzama değerleri.

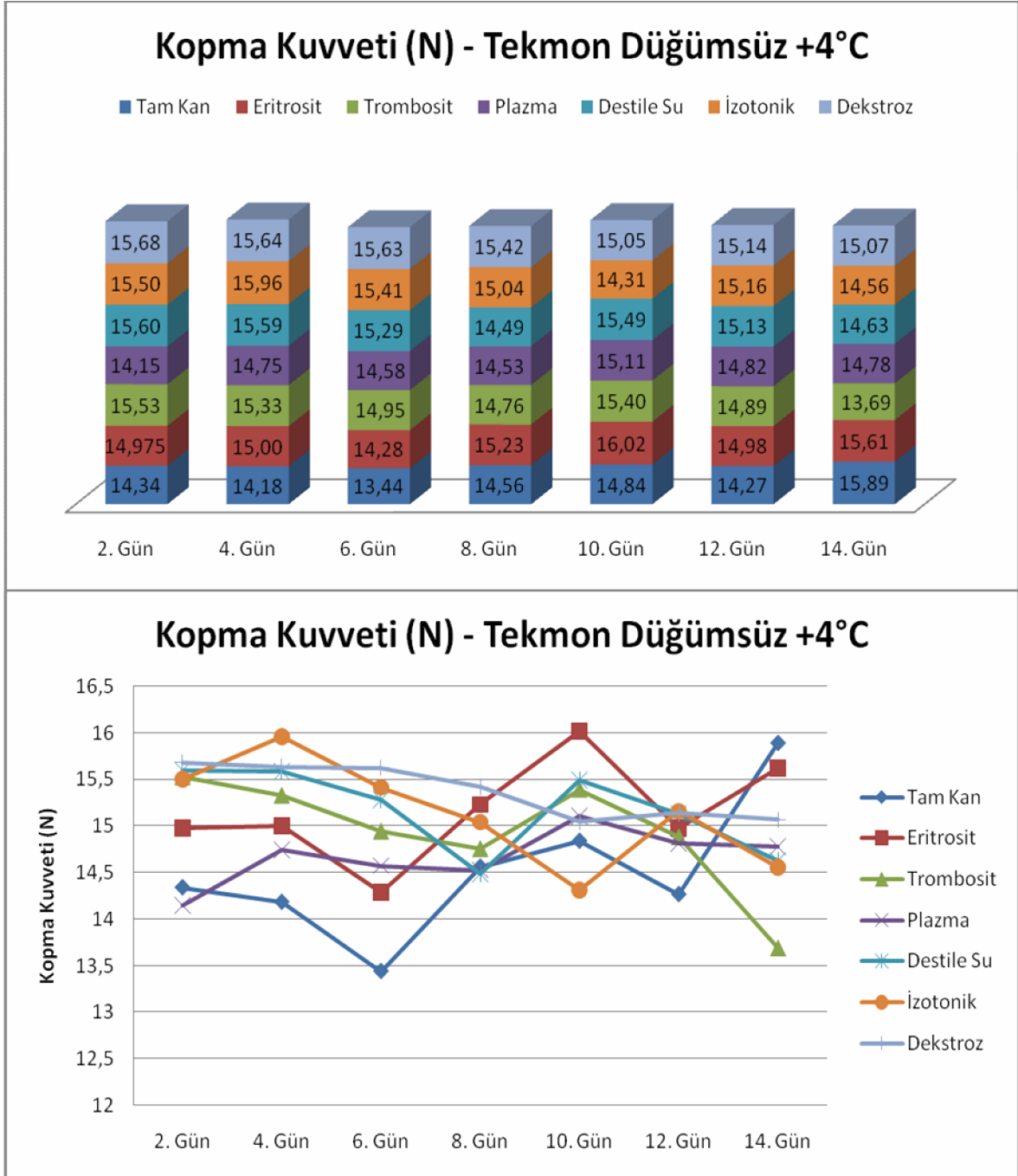
Tekmon Dekstroz	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon		Tekmon	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0021	0,0021	0,0022	0,0023	10,00	15,68	10,27	15,69	11,7	15,9	12,3	16,1
2	0,0021	0,0019	0,0020	0,0021	10,51	15,64	9,15	15,38	11,4	15,1	12,0	15,8
3	0,0025	0,0024	0,0020	0,0021	9,45	15,63	9,39	14,92	10,5	15,7	11,6	16,1
4	0,0020	0,0021	0,0021	0,0020	9,40	15,42	9,40	15,00	8,6	12,6	10,0	12,8
5	0,0021	0,0021	0,0021	0,0021	9,51	15,05	9,04	14,85	9,3	13,5	10,4	11,4
6	0,0021	0,0021	0,0021	0,0021	9,34	15,14	7,75	14,36	9,5	13,8	9,5	13,9
7	0,0021	0,0021	0,0021	0,0021	9,29	15,07	7,82	14,13	9,8	12,9	9,3	12,15
Katgüt Dekstroz	Kütle (gr)				Kopma Kuvveti (N)				Uzama (mm)			
	Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt		Katgüt	
	4 C		21 C		4 C		21 C		4 C		21 C	
	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz	Düğümlü	Düğümsüz
1	0,0237	0,0248	0,0243	0,0249	21,74	23,88	19,84	26,46	9,3	7,3	10,1	8,05
2	0,0219	0,0259	0,0246	0,0265	18,45	24,08	20,08	22,00	9,3	7,1	9,5	7,2
3	0,0236	0,0235	0,0240	0,0236	19,315	23,45	18,24	25,09	9,2	6,9	9,5	8,3
4	0,0250	0,0280	0,0240	0,0266	18,72	23,48	16,35	21,98	9,6	7,2	9,6	8,5
5	0,0248	0,0275	0,0279	0,0257	20,05	22,35	16,38	24,29	9,5	7,6	9,1	7,0
6	0,0238	0,0261	0,0240	0,0260	18,15	23,97	17,21	23,94	8,8	7,3	8,8	8,5
7	0,0236	0,0208	0,0238	0,0248	19,99	24,78	16,83	25,83	8,7	7,4	8,60	9,00



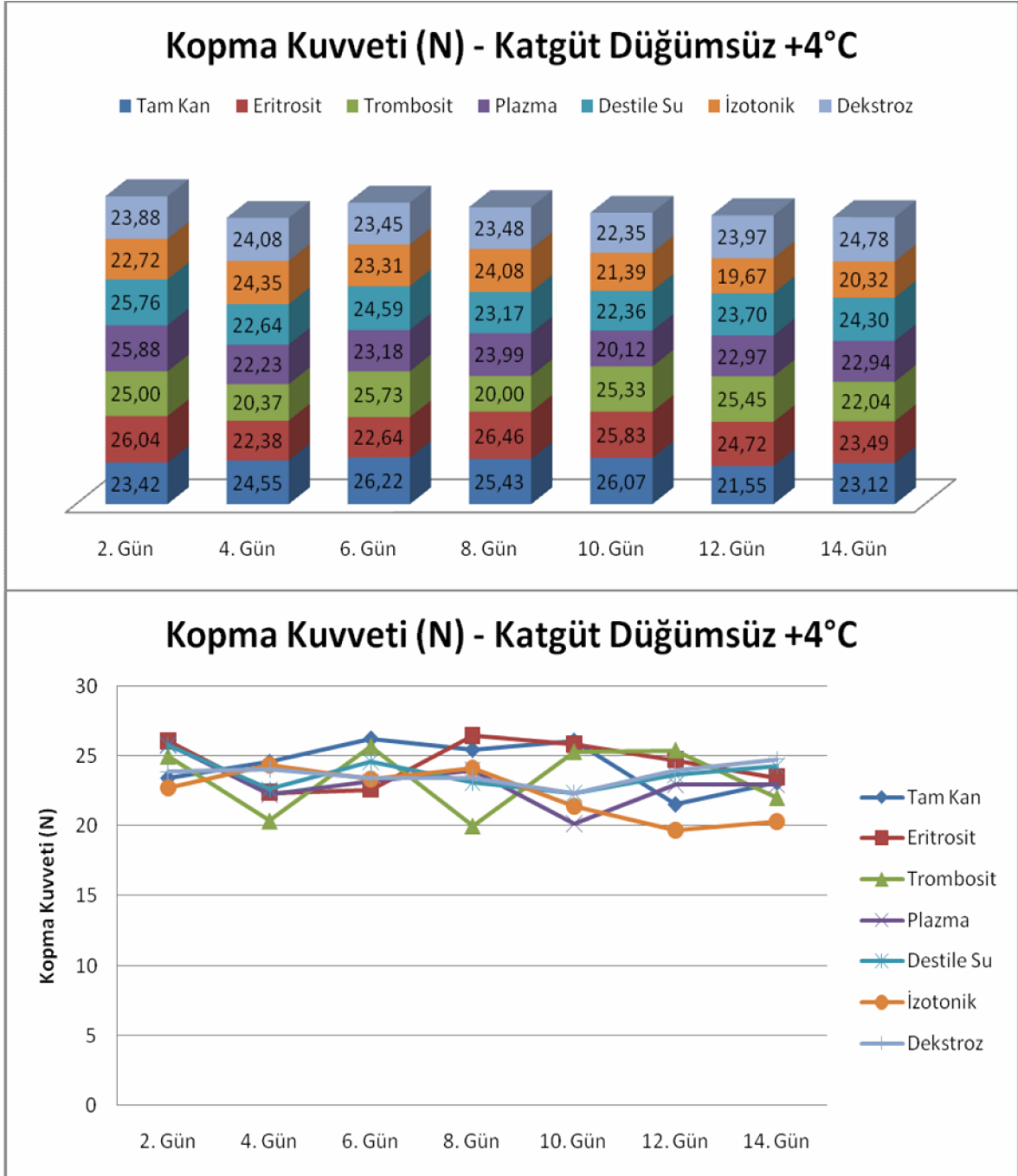
Ek Şekil 1. Tekmon düğümlü ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



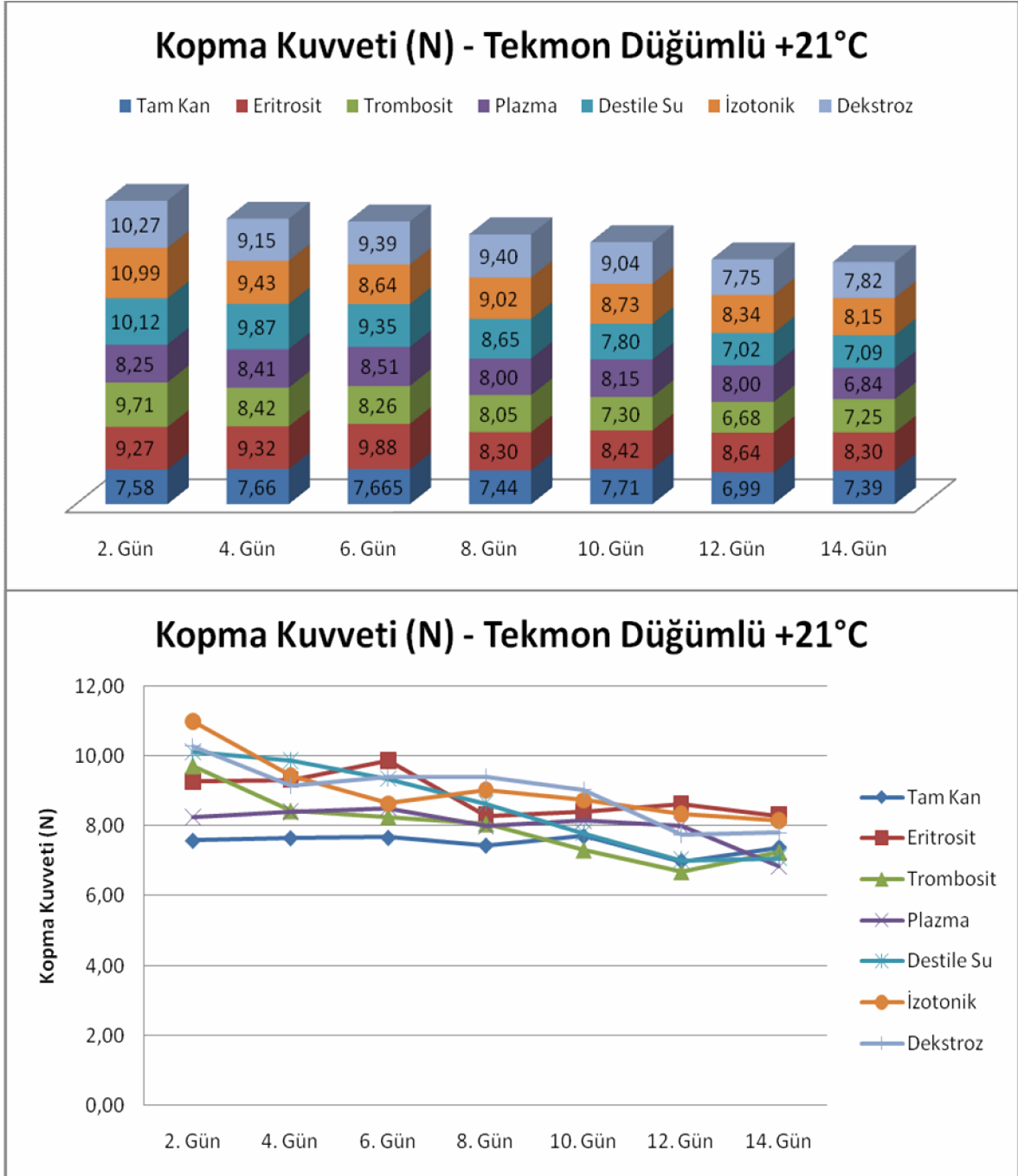
Ek Şekil 2. Katgüt düğümlü ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



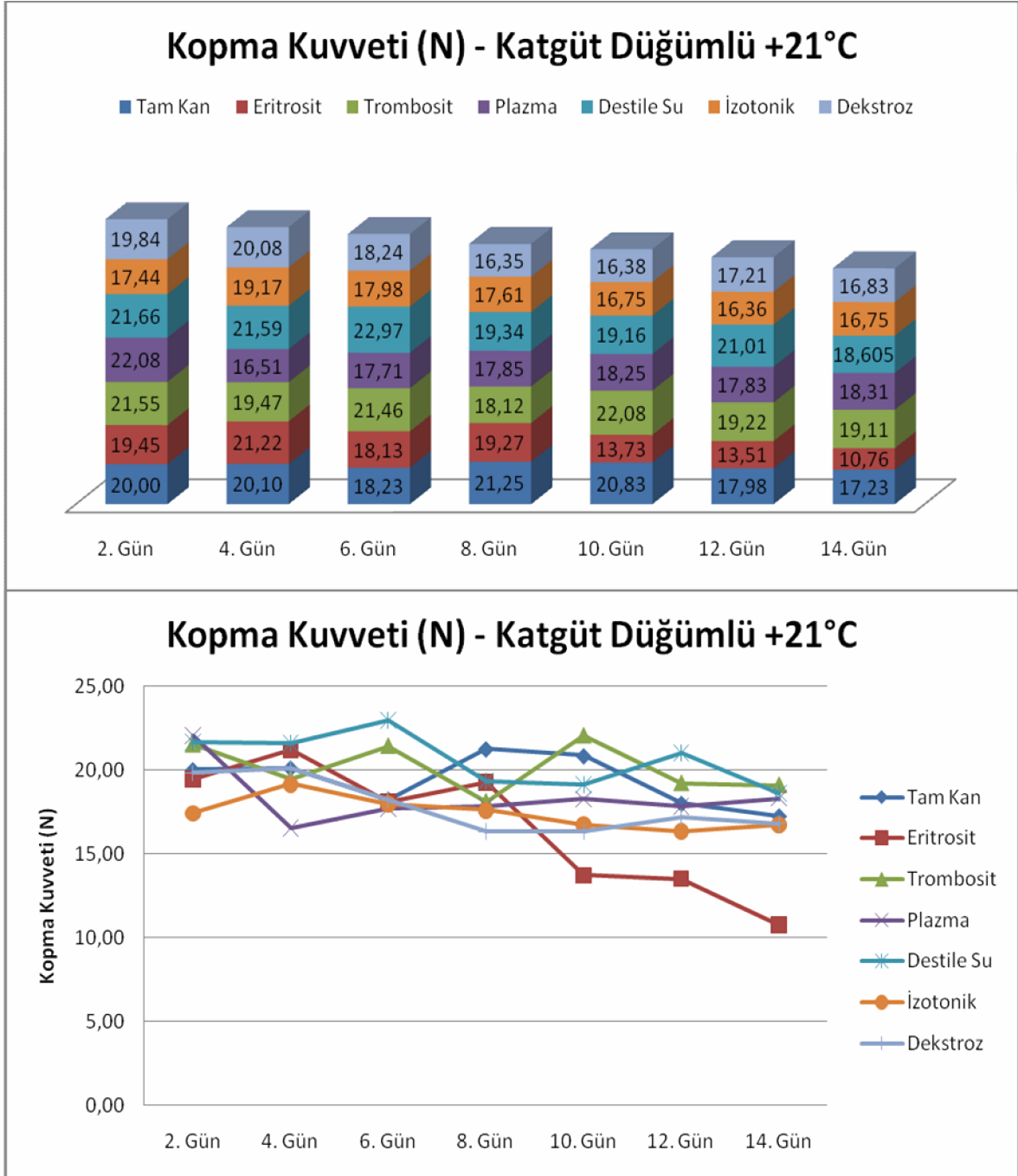
Ek Şekil 3. Tekmon düğümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



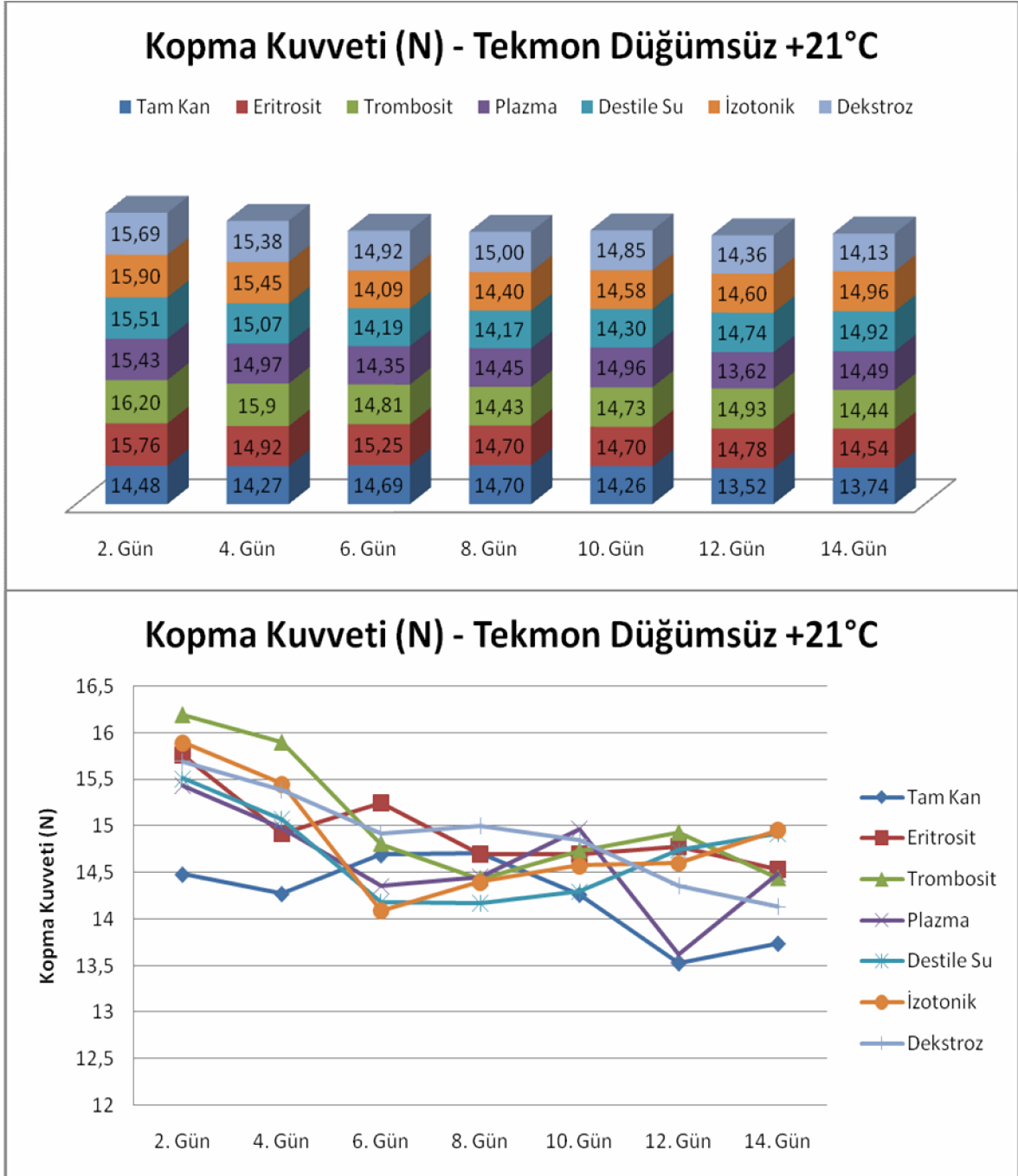
Ek Şekil 4. Katgüt düğümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +4°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



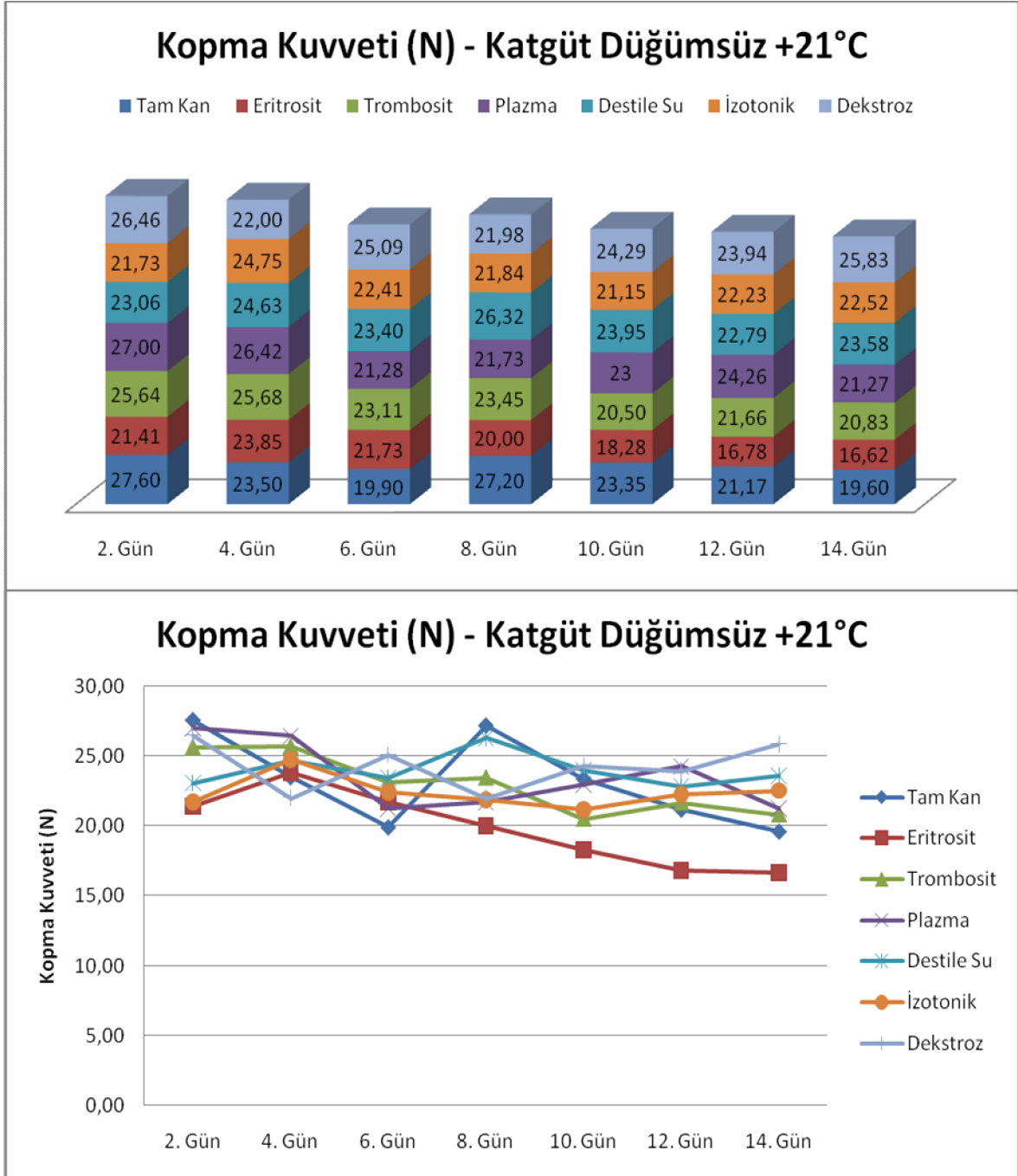
Ek Şekil 5. Tekmon düğümlü ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değışim miktarları.



Ek Şekil 6. Katgüt düğümlü ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



Ek Şekil 7. Tekmon düğümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.



Ek Şekil 8. Katgüt düğümsüz ameliyat ipliği numuneleri için +21°C de tüm ortamlardaki kopma kuvveti değişim miktarları.

ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Çorum/Sungurlu' da dünyaya geldi. İlk, Orta ve Lise eğitimlerini Kahramanmaraş/Afşin' de tamamladı. Lisans eğitimini 2005 yılında Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Tekstil Mühendisliği Bölümünde tamamladı. Yine aynı yıl Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisans öğrencisi olarak eğitime başladı ve halen burada eğitimine devam etmektedir. Evli ve bir kız çocuğu babasıdır.