

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KİMYASAL ÇEKTİRME İŞLEMİNİN PET ESASLI YAPAY DAMARLARIN DİNAMİK YORULMA DAVRANIŞINA ETKİSİ

Ahmet Fatih IŞIK

Prof.Dr. Yusuf ULCAY
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA-2011
Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Ahmet Fatih IŞIK tarafından hazırlanan "KİMYASAL ÇEKTİRME İŞLEMİNİN PET ESASLI YAPAY DAMARLARIN DİNAMİK YORULMA DAVRANIŞINA ETKİSİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/~~oy çokluğu~~ ile Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı' nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ/~~DOKTORA TEZİ~~** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Yusuf ULCAY

Başkan : Prof. Dr. Yusuf ULCAY
U.Ü. Mühendislik-Mimarlık Fakültesi,
Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Prof.Dr. Muhiddin CAN
U.Ü. Mühendislik-Mimarlık Fakültesi,
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Şule ALTUN
U.Ü. Mühendislik-Mimarlık Fakültesi,
Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Kadri ASLAN
Enstitü Müdürü
/ /2011

U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

22.07.2011

Ahmet Fatih IŞIK

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KİMYASAL ÇEKTİRME İŞLEMİNİN
PET ESASLI YAPAY DAMARLARIN
DİNAMİK YORULMA DAVRANIŞINA ETKİSİ

Ahmet Fatih IŞIK

Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Yusuf ULCAY

Temel tekstil yapıları olan dokuma ve örme kumaşlar, kardiyak akış esnasında kanın transfer edilmesine yardım eden mekanik özelliklere sahip olmaları nedeniyle yapay damar – gref üretiminde kullanılmaktadırlar. Mevcut greflerde çoğu durumda ana malzeme olarak poliester kullanılmaktadır. Bu nedenle, gref performansındaki değişiklikler lif ve/veya iplikteki yapısal farklılıklar nedeniyle olmaktadır. Yapay damarlar dokuma veya örme makinalarında üretildikten sonra çektirme - büzdürme, kıvrım verme ve sterilizasyon gibi işlemlere tabi tutulmaktadırlar. Bu çalışmada farklı lif inceliklerinde aynı lineer yoğunluğa sahip ipliklerle dokunmuş tekstil yüzeylerine kimyasal büzdürme işlemi uygulanmıştır. Ham ve büzdürülmüş tekstil yüzeylerine uygulanan mukavemet ve su geçirgenliği testleri sonucunda malzemelerin genel karakteristikleri elde edilmiştir. Yük kontrollü yorulma cihazıyla ipliklerin ne kadar bir çapsal genleşmeye maruz kalacağı tespit edilmiştir. Bu verilere bağlı olarak, kimyasal büzdürme ile su geçirgenliğinde yapılan iyileşmenin yapay damarların mekanik özelliklerine ve dinamik yorulma davranışına etkisi değerlendirilmiştir.

Anahtar kelimeler: Yapay damar, poliester, kimyasal çektirme - büzdürme, su geçirgenliği, dinamik yorulma

2011, viii + 73 sayfa

ABSTRACT

MSc Thesis

EFFECT OF CHEMICAL COMPACTION
ON DYNAMIC FATIGUE BEHAVIOUR OF
PET BASED VASCULAR GRAFTS

Ahmet Fatih IŞIK

Uludağ University
Graduate School of Natural And Applied Sciences
Department of Textile Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Yusuf ULCAY

Vascular grafts are made of basic textile structures such as woven or knitted fabrics because of their vessel like mechanical properties which helps to transfer the blood during cardiac pulse. In many cases polyester is used as a main material. Therefore, differences in performances are due to structures of yarn and fabric. Vascular grafts are compacted, crimped and sterilized after removal from knitting machines or looms. In this study chemical compaction was applied to the polyester fabrics woven with same lineer density yarns in different fiber finenesses. General characteristics of raw and compacted textile structures were determined by tensile and water permeability tests. Dilation of yarns were obtained with a controlled-load fatigue tester. Results were evaluated in order to determine the effect of water permeability improvement by chemical compaction on mechanical properties and fatigue behaviour of vascular grafts.

Keywords: Vascular graft, polyester, chemical compaction, water permeability, dynamic fatigue

2011, viii + 73 pages.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim için beni cesaretlendiren ve hayatımda yeni bir sayfanın açılmasına vesile olan değerli hocam Prof.Dr.Yusuf Ulcay'a bu tez çalışmasının hazırlanmasındaki maddi ve manevi katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Değerli eşim Mehtap IŞIK'a her zaman verdiği destek ve çok defa oğlum Yusuf Eren IŞIK'la tek başına ilgilenmek zorunda kalarak yaptığı fedakarlıktan dolayı teşekkür ederim. Eğitime verdikleri değerden ve beni yetiştirirken yaptıkları fedakarlıklardan ötürü ailemin bütün fertlerine çok teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasında yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Prof.Dr. Recep EREN'e, Doç.Dr. Şule ALTUN'a ve Öğr.Gör.Dr. Lütfullah DAĞKURS'a içimdeki öğrenme ve paylaşma duygularını tekrar canlandırdıkları için teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, bu çalışmada kullanılan numune kumaşların oluşturulmasındaki destek ve yardımlarından dolayı, Tekstil Yük. Müh. Olcay TOK'a, KOÇER ailesine, ADAK Tekstil A.Ş.'ye ve Bursa'nın kara tezgah dokuma ustalarından Şeref ve kardeşi Hasan ustaya çok teşekkür ederim.

22.07.2011

Ahmet Fatih IŞIK

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET i
ABSTRACT ii
TEŞEKKÜR iii
İÇİNDEKİLER iv
ÇİZELGELER DİZİNİ vi
ŞEKİLLER DİZİNİ vii

1. GİRİŞ 1

2.KAYNAK ARAŞTIRMASI 3

2.1. Kan Damarları 3
2.1.1 Atardamarlar 3
2.1.2. Kılcal Damarlar 4
2.1.3. Toplardamarlar 4
2.1.4. Kan ve Kan Akışı 6
2.2. Yapay Damar İmplantasyonu ile İlgili Kardiyovasküler Hastalıklar 8
2.3. Yapay Tekstil Damarları 10
2.3.1. Yapay Damarların Tarihçesi 10
2.3.2. Yapay Damarlardan Beklenen Özellikler 11
2.3.3. Yapay Damarlarda Kullanılan Materyaller 12
2.3.3.1. Poliester – PET 12
2.3.3.2. Politetrafloretilen – PTFE 14
2.3.3.3. PET, PTFE ve Diğer Greflerin Karşılaştırılması 14
2.3.4. Yapay Damarlarda Kullanılan Tekstil Yapıları 18
2.4. Yapay Damarların Üretim Teknolojisi 20
2.4.1. Büzdürme – Çektirme 20
2.4.1.1. Termal Büzdürme - Çektirme 20
2.4.1.2. Kimyasal Büzdürme - Çektirme 21
2.4.2. Kıvrım Verme 23
2.4.3 Sterilizasyon 25
2.5. Yorulma 26
2.5.1. Yorulmanın Tanımı 26
2.5.2 Yorulma Analizi 27
2.5.3 Polimerik Malzemelerde Yorulma 27
2.5.4 Yapay Damarlarda Yorulma 32

3. MATERYAL VE METOD 34

3.1. Materyal 34
3.1.1. Kullanılan Tekstil Yüzeyi 34
3.1.2. Kullanılan Solvent ve Şişirme Ajanları 35
3.2. Metod 35
3.2.1. Kimyasal Büzdürme İşlemleri 35

3.2.2. Numunelere Uygulanan Testler....36
3.2.2.1. Lif Çapı Ölçümü 36
3.2.2.2. Su Geçirgenlik Testleri....37
3.2.2.3. İplik Mukavemet Testleri 39
3.2.2.4. İplik Yorulma Testleri....40
3.2.3. Sonuçların Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Model 41

4. BULGULAR VE TARTIŞMA....44

4.1. Ham İplik ve Kumaşlara Ait Test Sonuçları....44
4.2. Kimyasal Büzdürme İşlemi Görmüş Kumaşlara Ait Test Sonuçları....46
4.2.1. Lif Çapı Ölçüm Sonuçları....50
4.2.2. Su Geçirgenliği Ölçüm Sonuçları....53
4.2.3. İplik Mukavemet Testi Ölçüm Sonuçları....56
4.2.4. İplik Maksimum Uzama Testi Ölçüm Sonuçları 59
4.2.5. İplik Yorulma Testi Ölçüm Sonuçları....62

5. SONUÇLAR.... 67
KAYNAKLAR.... .70
ÖZGEÇMİŞ .... .74

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1. 3 tip grefin farklı kısımlarındaki iç çap değişimi……17

Çizelge 2.2. Yapay Damarlarda Kullanılan Tekstil Yapıları……..…18

Çizelge 2.3. Çeşitli liflerin eksenel yorulma kopma değerleri ……...32

Çizelge 3.1. Kumaş ve iplik özellikleri……...34

Çizelge 3.2. Kullanılan Solvent ve Şişirme Ajanlarının Özellikleri……..…35

Çizelge 4.1. Ham iplik ve kumaşlara ait test sonuçları……..…44

Çizelge 4.2. Metilen klorit ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları…….…….46

Çizelge 4.3. Metilen klorit ve triklorasetik asit karışımı ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları……47

Çizelge 4.4. Kloroform ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları……...48

Çizelge 4.5. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları……..49

Çizelge 4.6. Lif çapı için varyans analizi ve SNK testi tablosu……..52

Çizelge 4.7. Su Geçirgenliği için varyans analizi ve SNK testi tablosu…….…….55

Çizelge 4.8. Mukavemet için varyans analizi ve SNK testi tablosu……58

Çizelge 4.9. Maksimum uzama için varyans analizi ve SNK testi tablosu……..…61

Çizelge 4.10. İplik yorulma testi sonuçları ve regrasyon denklemleri……....63

Çizelge 4.11. İplik yorulma testi için varyans analizi ve SNK testi tablosu……...65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Porozite – Kollajen Doku Büyüme İlişkisi……..…….2
Şekil 2.1. Atardamar Tabakaları …….……..3
Şekil 2.2. Kan Dolaşım Sistemi …….……..4
Şekil 2.3. Toplardamar Tabakaları …….……..5
Şekil 2.4. Damardaki Akım - OHM kanununa göre……..7
Şekil 2.5. Aterosklerosize neden olan plak oluşumu…….……8
Şekil 2.6. Arterin tıkanmasına neden olan trombus oluşumu ……..…….9
Şekil 2.7. Yapay damar yerleşimi ile aort anevrizması tamiri……..….9
Şekil 2.8. PET'in Yapısal Formülü……...…..13
Şekil 2.9. Atardamar, toplardamar ve greflerin basınç ile esneme oranları...……15
Şekil 2.10. İmplantasyon süresince gref açıklık oranları ……..…..16
Şekil 2.11. PU / DMF solüsyonu içine daldırılan cam çubuk üzerindeki atkılı örme tüp kumaş……..….17
Şekil 2.12. Çift katlı bezayağı dokuma deseni……..…...19
Şekil 2.13. Kimyasal büzdürme yapılmış tüp formunda dokuma grefler……..…….22
Şekil 2.14. Kıvrım verme işlemi uygulanmış örme gref…….....23
Şekil 2.15. Yorulma davranışı bölgeleri ……...…..27
Şekil 2.16. Muhtelif gerilimlerde test hızı değişimi ile PE numunenin sıcaklık artışı…28
Şekil 2.17. Nylon yorulma testinde kopuş dağılımı ……...……29
Şekil 2.18. Nylon 66 lifinin zıt uçlarının görünümü……....30
Şekil 2.19. Eksenel yorulmada çatlak başlangıcı ve lif boyunca çatlak uzaması……...30
Şekil 2.20. Poliester lifte sıfır yük ile kopma yükünün %65'i arasında 50 Hz 83.000 döngüde yükleme sonrası soyulması ve poliester lifin son durumda kopuşu ……..….31
Şekil 3.1. Kimyasal Büzdürme Sistemleri…….….36
Şekil 3.2. 36 filaman ham ipliğin fotoğrafı……..……..37
Şekil 3.3. Su geçirgenliği ölçüm düzeneği …….38
Şekil 3.4. Dinamik Yorulma Test Cihazı Şematik Gösterimi……..…..40
Şekil 3.5. Dinamik Yorulma – Yük ve Uzama Kaydı…….……41

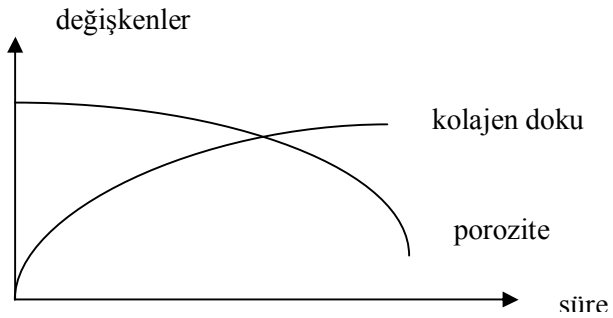
Şekil 4.1. Ham ipliklere ait mukavemet, uzama ve lif çapı grafiği……..…..44
Şekil 4.2. Ham kumaşlara ait su geçirgenlik grafiği……45
Şekil 4.3. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim…...50
Şekil 4.4. Metilen Klorit ve Triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin çaplarındaki değişim……..……...50
Şekil 4.5. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim……....51
Şekil 4.6. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim……51
Şekil 4.7. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki Değişim……....53
Şekil 4.8. Metilen Klorit ve Triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim……..…...53
Şekil 4.9. Kloroform ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim……..…54
Şekil 4.10. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim……...…54
Şekil 4.11. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi…….56
Şekil 4.12. Metilen Klorit ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi……...….57
Şekil 4.13. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi……...…57
Şekil 4.14. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi……58
Şekil 4.15. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri……..…….59
Şekil 4.16. Metilen klorit ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri…….60
Şekil 4.17. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri…60
Şekil 4.18. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri…….61
Şekil 4.19. 144 filaman ham ipliğe uygulanan yük aralığı…….…….62
Şekil 4.20. 144 filaman ham ipliğin salınım sayısı ile uzamadaki değişimi……...63
Şekil 4.21. Kimyasal çektirme yapılmış ipliklerin yorulma uzama değerleri…….65

1. GİRİŞ

Damar sistemimizde meydana gelen hastalıkların sayısının gittikçe artması yapay damarların (gref) geliştirilmesinin gerekliliğini ortaya koymuştur. Kendi vücudumuzdan veya diğer türlerden alınan canlı damarların kullanımlarının ve strerilizasyonlarının zor oluşu, istenildiği anda ve istenilen ebatlarda tedarik edilememeleri gibi nedenler yapay damarlar üzerinde yapılan çalışmaları hızlandırmıştır. Polietilen teraftalat (PET) ve genişletilmiş politetrafloroetilen (e-PTFE) sentetik grefler, atardamarların rekonstrüksiyonlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar (Guidoin ve ark. 1993, Motwani ve Topol 1998).

Sentetik kumaşlardan yapılan greflerde bazı komplikasyonlar gözlemlenmektedir. Daha önceki çalışmalar da en sık karşılaşılan başarısızlıkların çapsal genleşme - dilatasyon, anevrizma, anostomotik kopma, gözenek ve birleşme yerlerindeki kanama ve enfeksiyon nedenleri ile olduğunu göstermiştir. Bu tür başarısızlıkların çoğu kısmen veya tamamen canlı damar ile gref arasındaki mekanik uyumsuzluklar özellikle de komplians uyumsuzlukları nedeni ile olmaktadır. Biyolojik damarların komplians uyumunun mevcut greflere göre daha iyi olduğu bilinen bir gerçektir. Çoğu gözenekli polimerik yapay damar iskeleti implantasyonundan sonraki ilk dönemde rijitlikleri nedeniyle komplians uyumsuzluğu göstermiştir. Komplians uyumsuzluğu arttıkça gref açıklığı azalmaktadır. Bu durumun greflerin uzun dönemdeki başarısızlıklarının belirlenmesinde önemli olabileceği düşünülmüştür.

Yapay damarların biyolojik ortamda fonksiyonlarını yerine getirebilmesi için biyouyumluluk, biyobozunabilirlik, komplians ve gözeneklilik gibi özelliklere sahip olması gerekmektedir. Bunlardan gözeneklilik (porozite) her tür grefin üretimi esnasında kontrol edilen bir özelliktir. Yapay damar implantasyondan sonra kanamayı engelleyecek ancak kolajen dokunun büyümesine izin verecek bir gözenekliliğe sahip olmalıdır (Pourdeyhimi ve Wagner 1986). Kanama porozitesi ile kollajen doku oluşumunun zamanla değişimi şekil 1.1.'de gösterilmiştir



Şekil 1.1. Porozite – Kollajen Doku Büyüme İlişkisi

Yapay damarlar üretildikten sonra büzdürme, kıvrım verme ve sterilizasyon gibi işlemlere tabi tutulurlar. Mevcut uygulamada gözeneklilik kimyasal veya ısıl büzdürme ile kontrol edilmektedir. Örme greflerde büzdürme işlemi zorunlu olarak yapılmaktadır. Büzdürme ile moleküler düzen, oryantasyon derecesi ve kristalinitede oluşan değişimler, çekme mukavemeti ve uzama da önemli değişikliklere neden olmaktadır .

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

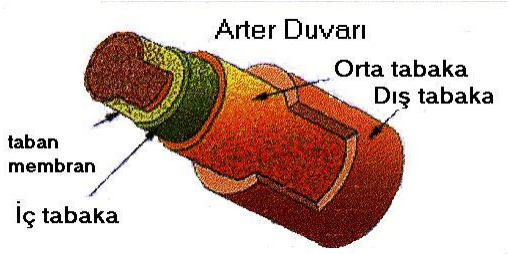
2.1. Kan Damarları

Kan damarları, kanın vücuda dağıtıldığı kanallardır. Damarlar kalpte başlayan ve biten iki kapalı sistemden oluşur. Sistemlerden biri olan akciğere ait damarlar, kanı sağ karıncıktan akciğere ve sol kulakçığa taşır. Diğer sistem, kanı sol karıncıktan vücudun bütün dokularına ve daha sonra da sağ kulakçığa taşır. Görev ve yapılarına bağlı olarak damarlar; atardamarlar, kılcal damarlar ve toplardamarlar olarak sınıflandırılır (Guyton 1986).

2.1.1. Atardamarlar

Atardamarlar kanı kalpten taşıyan damarlardır. Akciğer atardamarları (pulmoner), oksijen oranı az olan kanı sağ karıncıktan akciğerlere taşır. Diğer atardamarlar (sistemik) da oksijen oranı yüksek olan kanı sol karıncıktan vücut dokularına taşır. Kan, karıncıktan artercik denilen mikroskobik atardamarlara kadar dallanabilen, geniş elastik atardamarlar içinden pompalanır. Artercikler, doku kılcalları içinde kan akışını dengelemekte rol oynar. Toplam kan hacminin %10'u sistemik atardamarlar içinde bulunur.

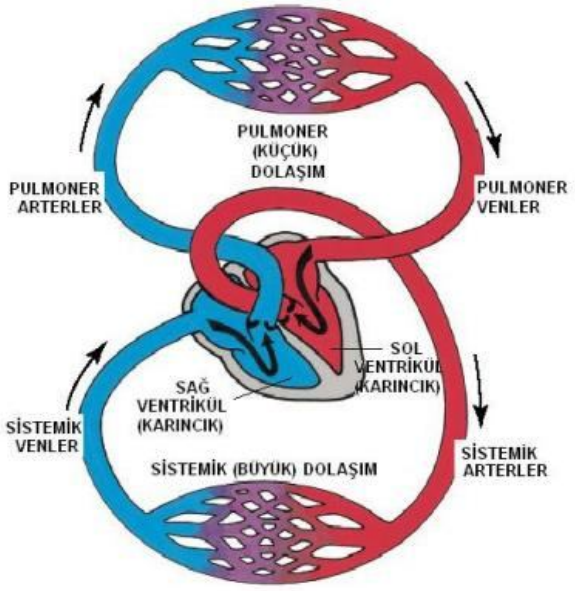
Atardamar duvarı 3 tabakadan oluşur (Şekil 2.1). En iç tabaka (Tunica Intima), elastik liflerden oluşmuş zarla kaplı bağlayıcı dokuyla çevrelenmiş basit bir Squamous Epithelium'dur. Orta tabaka (Tunica Media), düz kaslı en kalın tabakadır. Damara destek sağlamakla kalmaz aynı zamanda, kan akış ve basıncını dengelemek için damar çaplarını değiştirir. Dış tabaka (Tunica Externa), damarı çevreleyen dokuya bağlar. Bu tabaka, değişen miktardaki elastik ve kolajen liflerle birlikte birleştirici dokudur. Birleştirici doku, Tunica Media'ya yakın olduğu yerlerde daha yoğundur.



Şekil 2.1. Atardamar Tabakaları (http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr, 2011)

2.1.2. Kılcal Damarlar

Kılcal damarlar, kanı kalpten taşıyan atardamarlar ve kanı kalbe taşıyan toplardamarlar arasında bağlantı oluşturan en küçük ve çok sayıdaki kan damarlarıdır (Şekil 2.2). Kılcal damarların en önemli görevi kan ve doku hücreleri arasında madde değişimidir. Vücut dokularının aktiviteleriyle birlikte kılcal damar dağılımı değişir. İskelet kasları, karaciğer, böbrek gibi dokular daha fazla kılcal damar alana sahiptir. Çünkü bunlar aktiftir ve oksijen ve besin kaynağına ihtiyaç duyarlar. Birleştirici dokular, daha az besin ve oksijen kaynağına ihtiyaç duyarlar. Toplam kan hacminin %5'i sistematik kılcal damarlar içinde, kalan %10'u da akciğer içindedir. Arteriollerin kapilerleri oluşturmak için dallandığı yerlerdeki düz kas hücreleri arteriollerden kapilerlere kan akışını düzenler.

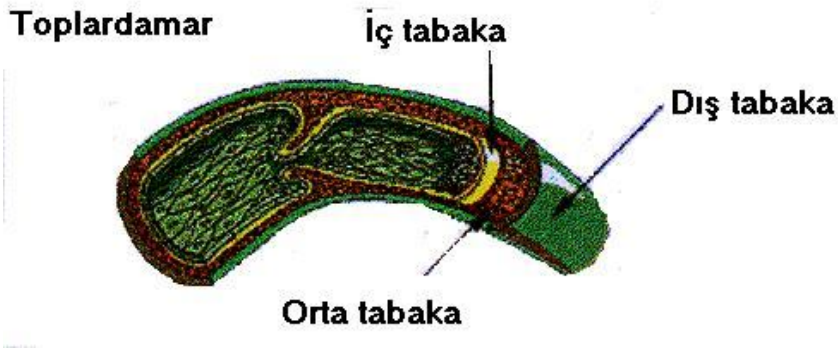


Şekil 2.2. Kan Dolaşım Sistemi (http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr, 2011)

2.1.3. Toplardamarlar

Toplardamarlar kanı kalbe taşırlar. Kan kılcal damarlardan geçtikten sonra en küçük toplardamara, toplardamarcığa geçer. Toplardamarcıktan sonra kalbe ulaşana kadar daha geniş toplardamarlardan geçer. Akciğer devrinde, akciğer toplardamarları kanı akciğerden sol kulakçığa taşır. Bu kan yüksek oranda oksijen taşır. Sistemik

toplardamarlar, kanı vücut dokularından sağ kulakçığa taşır. Bu kanda oksijen oranı azdır. Çünkü oksijen doku hücrelerinde metabolik faaliyetlerde kullanılmıştır.



Şekil 2.3. Toplardamar Tabakaları (http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr, 2011)

Toplardamar duvarları da atardamarlar gibi üç tabakadan oluşur (Şekil 2.3). Bütün tabakalar olmasına rağmen daha az düz kas ve birleştirici doku içerir. Bu durum toplardamar duvarlarını atardamar duvarlarından daha ince yapar. Bu, toplardamarlarda atardamarlara göre daha az basınç olmasından kaynaklanır. Toplardamar duvarları daha ince ve daha az rijit olduğundan daha fazla kan tutar. Toplam kan hacminin %70'i toplardamarda bulunur. Orta ve geniş toplardamarlar, toplardamara ait kapakçıklara sahiptir. Bunlar kanın kalbe akışını sağlayan semilunar (yarım ay) kapakçıklara benzer. Toplardamara ait kapakçıklar kol ve bacaklarda kanın yerçekimi etkisiyle geri akmasını engeller.

Kan damarlarının bu tabakalı yapısı bütün ağ boyunca değişir ve tabaka kalınlıkları sabit değildir. Kalitatif mikroskobik gözlemler arteryel duvarın doğasında bulunan heterojenliği ve anisotropiyi göstermiştir. Kollajen ve elastin lifleri anisotropik malzemelerdir. Buradan, damarların mekanik özelliklerinin tabaka kompozisyonuna bağlı olduğu gibi liflerin anisotropisine de bağlı olduğu anlaşılmaktadır.

Arterler sabit çekme gerilimine maruz kalan viskoelastik malzemelerdir. Sabit gerilim altında sürünme, sabit uzama altında gerilme gevşemesi ve tekrarlı yüklemelerde histerisiz gösterirler. Ayrıca yaşlanma da göstermektedirler. Bununla birlikte, ön şartlandırma yapıldığında, gerilme gerinim ilişkisi tek ve tekrar edilebilir hale gelmekte böylece tahmin edilebilmekte fakat testin gerilme ve gevşeme periyotlarında farklı

olmaktadır. Bu önemli olgu pseudo-elastisite olarak tanımlanmaktadır (Pourdeyhimi 1986).

2.1.4 Kan ve Kan Akışı

Kan büyük damarlarda akarken hemen hemen hiç dirençle karşılaşmadan aksa da, arteriyal ve kapilerlerde durum değişir. Bu yüzden bu küçük direnç damarlarında akışı sağlamak için kalp, kanı arterlere yüksek basınç altında (sistemik dolaşımda 120 mmHg, pulmoner sistemde ise 22mmHg) pompalar.

Kan; hücreler ve plazmadan oluşan viskoz bir sıvıdır. Hücrelerin %99 dan fazlasını alyuvarlar oluşturur. Kanın viskozitesini, kandaki hücrelerin yüzde oranı (hemotokrit), plazmadaki proteinlerin konsantrasyonu ve tipi belirler. Hemotokrit arttıkça viskozite aşırı artar (normal hemotokrit değerleri kadında 38, erkekte 42'dir).Kanın viskozitesi suyun viskozitesinin yaklaşık 3-5 katıdır. Küçük damarlarda kanın viskozitesi, hemotokrit ve plazma proteinleri dışında 3 faktöre daha bağlıdır.

1- Damar çapı 1,5 mm altına düştüğünde, alyuvarların akışı rastlantısal değil tek sütun oluşturacak şekilde olmaktadır.. Bu nedenle küçük damarlarda kanın viskozitesi yarıya düşer. Çapları 8 mikron olan alyuvarlar, çapı 3 mikron olan kılcal damarlardan geçmekte zorlanır. Buna Fahraeus Lindqvist etkisi denir (Leventoğlu 2008).

2- Akış hızı azaldıkça kan viskozitesi yükselir. Küçük damarlarda kanın akış hızı çok düşüktür. (bazen 1mm/sn altında) Bu faktör tek başına kan viskozitesini 10 kat arttırabilir. Bu artışın nedeni alyuvarların agregat oluşturarak damar duvarına tutunmasından kaynaklanır.

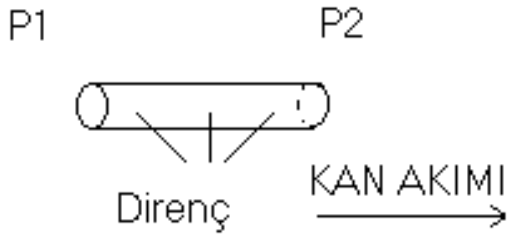
3- Küçük damarların daralan bölgelerinde kan hücreleri duraklarlar (özellikle kapilerlerde endotelin lümene doğru çıkıntı yaptığı yerlerde). Bu birkaç saniyelik duraklama viskoziteyi arttırır.

Bu faktörlerden bazıları viskoziteyi arttıracak bazıları azaltacak yönde olduğu için küçük damarlardaki viskozitenin büyük damarlardakiyle eşdeğer olduğu kabul edilir.

Kan damarındaki akışı 2 faktör belirler:

1- Damardaki kanı ileten damarın iki ucu arasındaki basınç farkı

2- Damardaki kan akışını engellemeye çalışan damar direnci



Şekil 2.4. Damardaki Akım - OHM kanununa göre (Guyton 1986)

$$Q=\Delta P/R \quad (Q:\text{Akım}, \Delta P:\text{Basınç farkı}, R:\text{Direnç}) \qquad (1.1)$$

Kan uzun bir damardan genelde laminer olarak akar (Şekil 2.4). Bu akımda kan tabakaları çeperden aynı uzaklıkta akmaya devam eder. Laminer akımda damarın merkezindeki akım kenarlardan çok daha fazladır. Çepere yakın kısımlar sakindir. Akım hızı çok arttığı, bir darlık bölgesinden geçtiği, damarın keskin bir dirsek yaptığı, pürüzlü bir bölge aşıldığı zaman kan düz bir akımla değil girdaplı bir akımla akar. Girdaplı akımda kan çok büyük bir dirençle karşılaşır. Çünkü damardaki sürtünme kuvvetleri çok artmıştır.

Kan akışını gerçekleştiren damar direncini doğrudan ölçme olanağı yoktur. Damarın iki noktası arasındaki basınç farkının (mmHg) akıma (ml/sn) bölünmesiyle periferik direnç birimi (PRU) olarak hesaplanır (Denklem 1.1). Dolaşım sisteminde kanın akış hızı insanda dinlenme durumunda 100 ml/sn, sistemik arterlerle sistemik toplardamarlar arasındaki basınç farkı da 100 mmHg kadardır (Damar direnci=100/100=1 PRU). Pulmoner sistemde ortalama arteryal basınç 16 mmHg ve ortalama sol atriyum basıncı 2 mmHg kadardır (Damar direnci=14/100=0,14 PRU) (Guyton 1986).

2.2. Yapay Damar İmplantasyonu ile İlgili Kardiyovasküler Hastalıklar

Yapay damarların araştırılması ve geliştirilmesi pazar potansiyelinin ve büyüme oranının bir fonksiyonu olmuştur. Amerikan Kalp Birliği verilerine göre yalnızca 2005 yılında Amerikada yaşayan 81 milyon kişinin kalp hastalıklarının bir veya birkaç şeklini taşıdıkları tahmin edilmektedir. Hastalık Kontrol ve Önleme merkezi ise ölen her 100 000 kişiden 222'sinin kalp hastalıkları nedeniyle hayatının son bulmasının kalp hastalıklarını Amerika'da ki en büyük ölüm nedeni yaptığını belirtmektedir (www.cdc.gov/heartDiseases/Statistics.htm, 2010). Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü kardiyovasküler hastalıkların en yaygın sebebinin koroner arterlerin daralması ve tıkanmasıyla kalp krizlerinin meydana gelmesi olduğunu bildirmektedir (www.nlm.nih.gov/medlineplus/heartdiseases.html, 2010). Daralma veya tıkanma erken teşhis edilirse hastalıklı arter değiştirilerek ileride gerçekleşebilecek bir kalp krizinin önüne geçilebilmektedir.

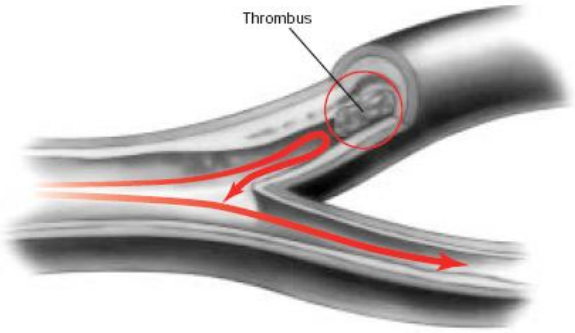
Birbirinden farklı veya örtüşen sebeplerden kaynaklanan birçok kardiyovasküler hastalık mevcuttur. Kardiyovasküler hastalıklarla ilişkili ölümlerin çoğu koroner kalp hastalıkları ile ilgilidir ve koroner kalp hastalıklarına etki eden en büyük unsur aterosklerosizdir (www.cdc.gov/heartDiseases/Statistics.htm, 2010).



Şekil 2.5. Aterosklerosize neden olan plak oluşumu (Anonim 1992-2003)

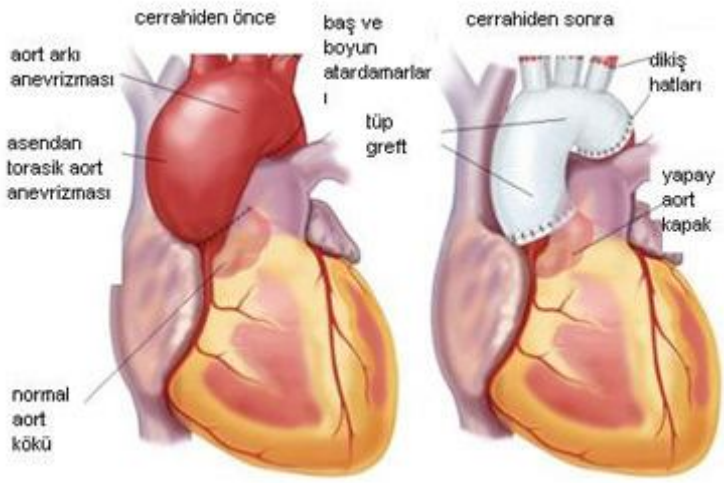
Aterosklerosiz arter içinde oluşan plağın arter lümenini tıkadığı ve kalınlaştırdığı durumdur (Şekil 2.5). Plaklar düşük yoğunlukta lipoprotein (LDL), yağlı asit, kolajen ve kalsiyum olarak tanımlanan bir kolesterol formu içeren makrofaj hücre döküntülerinin birikmesiyle oluşmaktadır. Plaklar kan damarlarının zamanla tıkanmasına, sertleşmesine

ve zayıflamasına neden olarak yapının rijit hale gelmesine ve sıkılaşmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak kan plataletleri rijit arteryal duvara yapışmaya başlar ve trombus oluşumu gerçekleşir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Arterin tıkanmasına neden olan trombus oluşumu (Anonim 1992-2003)

Tıkanan arteryal duvar kalp kaslarına besin ve oksijen taşınmasında azalmaya neden olur ve sonuçta kalp krizi, vurgun ve kan damalarında anevrizma oluşmasına neden olur. Kalp yüzeyi üzerindeki arterlerde meydana gelen tıkanma durumları koroner arter hastalığı olarak tanımlanır (Michaels ve Chatterjee 2002). Plaklar vücuttaki diğer oksijen ve besin ihtiyacını iletmekle görevli arterlerde de oluşabilir. Aterosklerosizin hayatı tehdit ettiği diğer lokasyonlar göğüs ve karın aortu ile kalça ve uyluk bölgesindeki arterlerdir.



Şekil 2.7. Yapay damar yerleşimi ile aort anevrizması tamiri (www.kenthospital.com/ kenthastanesi /y_aort_cerrahisi , 2010)

Yapay tekstil damarlarının asıl ilgili olduğu rahatsızlık türü anevrizmalardır (Şekil 2.7). Anevrizma hemen her arterde gelisebilir. Anevrizma geri dönümsüz olarak bir arterin normal çapından %50 daha fazla genişlemesidir (www.medicine.ankara.edu.tr/ cerrahi_tip/ genel_cerrahi/files/arteryel_anevrizmalar.pdf, 2011). Karın aort anevrizması en yaygın anevrizma çeşitidir. Yerinde müdahale edilmeyen aort anevrizması ölüme neden olabilecek yoğun kanamaya sebebiyet verebilir.

Kardiyovasküler hastalıkların en genel tiplerinden biride aorta dışındaki atardamarlarda oluşan periferik (çevresel) damar hastalıklarından olan kol ve bacaklara giden ana arterlerin hasar görmesidir. Periferik anevrizmaların yaygın yerlesim yerleri dizin arkasında ilerleyen atardamar-popliteal arter, kasıktaki ana atardamar-femoral arter ve boyundaki ana atardamardır-karotid arter (Eren ve Ulcay 2010). Bu arterler bypass edilerek veya değiştirilerek uzuvlara besin ve oksijen taşınımı tekrar sağlanabilir.

2.3. Yapay Tekstil Damarları

2.3.1 Yapay Damarların Tarihçesi

Sentetik kumaşların kullanıldığı rekonstrüktif damar cerrahisiyle ilgili bilgilerin gelişmesi Voorhees'in bir köpeğin sağ kalp karıncığının içinde bulunan ipek ipliğinin birkaç ay içerisinde endotel yüzeyle kaplanmasını gözlemlemesiyle başlamıştır. Voorhees , arteryal bozuklukları gidermek için ince sentetik kumaşlardan yapılan silindirik protezlerin kullanılabileceği sonucuna fibrin plakların grefin boşlukları arasına yerleşmesinin ve sonuçta bu plakların fibroblastlarla yer değiştirmesinin muhtemel gözükmesi neticesinde varmıştır. İlk arteryal protezler son derece ilkeldiler. Bunlar, ABD Hava Kuvvetlerine ait paraşütlerden, Vinyon yelken bezinden ve giyim eşyalarında kullanılan malzemelerden yapılmıştı. Voorhees'in Vinyon-N kullanarak ilk rekonstrüktif cerrahi denemesini gerçekleştirdiği 1952 ve 1956 yılları arasındaki dönem de çok çeşitli sentetik lif ve sentetik kumaş yapıların biyolojik tepkisi değerlendirilmiştir. Vinyon-N, Nylon, Teflon, Orlon, paslanmaz çelik ve polimetilmetakrilat gibi kullanılan malzemelerden Politetrafloretilen ve Dacron poliester lifi önemli derecede bir degradasyon göstermediği, mukavemet kaybına uğramadığı ve ters reaksiyonlar göstermediği için en iyi malzeme olarak

değerlendirilmişlerdir. Birkaç yıl sonra kıvrım verme - crimping işleminin devreye sokulması sentetik kumaş greflere fleksibilite ve elastisite özelliklerini katmış ve kullanım alanlarını genişletmiştir.

Arteryal tekstil malzemelerinin başarısı için gerekli olan başlıca kriterlerin gözeneklilik, esneklik ve dayanıklılık olduğuna inanılmıştır ancak bunlar her tekstil kumaşında bulunabilen özellikler değildir. Konuyla ilgili standartların ve yönergelerin azlığı geçmişte çok farklı özelliklere sahip birçok protezin tanıtılmasına ve vasküler gref olarak kullanılan tekstil yapılarını inceleyen birçok çalışma yapılmasına neden olmuştur (Pourdeyhimi 1986).

1978'lere gelindiğinde kıvrımsız grefler için dıştan yapıştırılmış destekler basınç dayanımını arttırmıştır. 1980'lerden sonra birçok değişim yaşanmıştır. Örme greflerin geçirgenlik özelliklerini geliştirmek amacıyla kumaş kimyasal maddelerle ya da termal proseslerle çektirilmiştir. Kan ve greftte oluşan dokularla protezler arasındaki kompleks etkileşimleri anlayabilmek için moleküler biyoloji teknikleri kullanılmaya başlanmıştır.

Günümüzde sentetik damar grefleri vasküler cerrahide rutin olarak kullanılmaktadır. Alternatifsizlikten daha iyi bir alternatif olarak gözönüne alınmaktadır. Hızlı iyileşmeyi sağlayacak ve küçük çapta damarlar yapmaya uygun elastisiteye sahip ideal protezler üzerinde araştırmalar sürmektedir (Ulcay ve Kahraman 1994, Ulcay ve ark. 2000).

2.3.2. Yapay Damarlardan Beklenen Özellikler

Arteryal grefler spesifik karakteristiklere sahip olmak zorundadırlar. Bununla birlikte, bu yapılar her zaman tüm ihtiyaçlara cevap veremezler. Bir arteryal grefin en önemli özellikleri:

1. Gref, hastada uzun vadeli implantasyonda dayanıklı olmalıdır.
2. Grefin implantasyonu vücutta istenmeyen reaksiyonlara neden olmamalıdır.
3. İç yüzey kan elemanları ile pıhtılaşma oluşturacak şekilde etkileşime girmemeli ve enfeksiyonlara karşı dayanıklı olmalıdır.
4. İdeal bir gref, dikildiği arterle özdeş elastik özellikler göstermelidir. Bu bağlamda komplians ve esneklik önemlidir.

5. Vasküler hücrelerin stabil olarak tutunabilmeleri ve hücre büyümesini teşvik edebilmek için gref:gözenekli bir yapıda olmalıdır.
6. Sonuçta oluşan dokunun grefin fonksiyonunu devralabilmesi için, gref biyobozunabilir olmalıdır.
7. Toksik veya allerjik yan etkileri bulunmamalıdır.
8. Özellikleri bozulmadan, tekrar tekrar sterilize edilebilmelidir
9. Gref materyali farklı boyutlarda ve uzunluklarda temin edilebilmelidir
10. Cerrahlar için kullanımı kolay olmalıdır. Elastiklik, rahatlık, bükülebilirlik, dikiş atma kolaylığı, kesilen kenarlarda iplik atmama gibi işleme karakteristiklerine sahip olmalıdır.
11. Daha az önemli olmakla beraber uygun maliyette elde edilebilmelidir (Ulcay ve Kahraman 1994, Ulcay ve ark. 1996, 2000).

2.3.3. Yapay Damarlarda Kullanılan Materyaller

Damar protezlerde kullanılmış materyaller Vinyon N, Orlon, Naylon 6, Ivalon sponj, Dacron ve Teflon'dur. Günümüzde sadece poliester - PET ve politetrafloretilen – PTFE materyalleri kullanılmaktadır (Eren ve Ulcay 2010).

2.3.3.1. Poliester – PET

Polietilen teraftalat poliester ailesinin üyesi olan termoplastik bir polimerdir. Çeşitli endüstri dallarında sıvı ve katı malzemelerin depolanması amacıyla kullanılan konteynerler için en yaygın hammaddedir. PET sentetik elyaf olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır ve geri dönüştürülebilirdir. Uygun işlemlerden sonra PET sentetik lifler medikal implant malzemesi olarak kullanılabilirler (Ege S. 1999 ve Wong J. 2008).

PET'in kimyasal formülü $(C_{10}H_8O_4)n$ 'dir. N sayısı bir PET polimer molekülü içindeki ünitelerin tekrar sayısını göstermektedir. PET, bir ester molekülünün diğer bir ester molekülüne alkol veya karboksilik asitin sıcak ortamda asidik veya bazik bir katalist varlığında dönüşmesi ile elde edilir. Bu işleme transesterifikasyon prosesi denilmektedir. Bu proseste dimetil teraftalat ve etilen glikol bileşenleri ile kondenzasyon polimerizasyonu gerçekleşmektedir.



Şekil 2.8. PET'in Yapısal Formülü

PET karbon, oksijen ve hidrojen elementleri ile tekrar ünitesinde aromatik hidrokarbon zinciri ile iki adet karboksilik asitten meydana gelmektedir (Şekil 2.8). Polimerizasyon esnasında monomerlerin ilavesi tekrar ünitesindeki karbonil grupları üzerinden gerçekleşmektedir. Tekrar eden üniteler diğer kimyasal bağlara göre daha zayıf olan Van der Waals bağları ile bir arada tutulmaktadır. Van der Waals bağları polimerin lineer konfigurasyonda kalmasını sağlamaktadır. Böylece ısıyla eritilip tekrar şekle sokulabilen geri dönüşebilir bir polimer elde edilmektedir (Ege S. 1999).

Tekrar ünitesindeki aromatik hidrokarbon halkaları PET'in yapısının rijitliğine ve yüksek erime sıcaklığına (267 Cº) katkıda bulunmaktadır. Aromatik halkalar PET'in mukavemetini artırıcı yönde etki yapmaktadır. Polietilen teraftalat – PET (42-80 Mpa) medikal endüstride kullanılan politetrafloretilen-PTFE (15-40 Mpa) ve poliüretan-PU (28-40 Mpa) gibi polimerlere göre daha yüksek kopma mukavemetine sahiptir. PET'in camlaşma sıcaklığı 66-126 Cº arasında olup bu sıcaklığın altında gevrek bir yapıdadır. Camlaşma sıcaklığının üzerinde sünek yapıdadır ve sıcaklık arttıkça eritilip yeniden şekillendirilebilir. Young modülü açısından kıyaslama yapıldığında PET (3000 Mpa), PTFE (500 Mpa) ve PE (800 Mpa)'dır. Diğer polimerlere göre yüksek young modülü PET'in rijitliğini ve elastik deformasyon için daha yüksek yük gerektirdiği anlamına gelmektedir. Konteyner ve paketleme ambalajlarında kullanılan PET amorf yapıda rijit veya yarı rijit formdadır. PET'in kristal formu dokuma, örme yada velur yapılar için üretilmektedir (Ratner ve ark. 2004).

2.3.3.2. Politetrafloretilen – PTFE

Politetrafloretilen - PTFE, Teflon® ticari adıyla bilinen bir sentetik materyaldir. 1954'ten beri çok filamanlı olarak eğirilmektedir. Yapısındaki flor atomları nedeniyle bilinen en az reaktif ve en inert materyaldir. Teflon gref olarak ilk kez 1967'de Sawyer tarafından kullanılmıştır. Tüm materyaller arasında en az reaktif olanıdır. Sürtünme katsayısı ve serbest yüzey enerjisi düsüktür ki bu da dokuların protez çeperine tutunma ve büyüme yetersizliğine yol açmaktadır. Teflon, damar protezler için uygun bir materyaldir fakat teflon grefleri imal etmek zordur (Eren 2004)

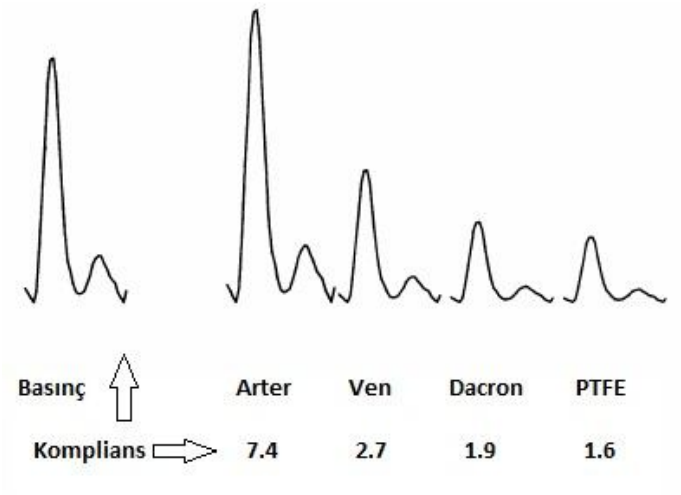
2.3.3.3. PET, PTFE ve Diğer Greflerin Karşılaştırılması

PET, diğer adıyla Dacron grefler dokuma ve örme formda üretilebilirler. Dacron grefte iyileşmeyi artırmak için jel emdirme ile antibiyotik kaplama yapılabilir ve bu işlem implantasyon esnasında kanamayı önleyici etkiye sahiptir. Koroner arter hastalıklarından kaynaklanan arter değişimleri damarların küçük çaplı oluşu nedeni ile Dacron greflerin kullanımını sınırlandırmaktadır. Dacron grefler göğüs aortu, karın aortu, kalça ve uyluk arterleri gibi geniş çaplı (6 mm'den büyük) damarlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Sentetik grefler hızlı akışın olduğu ve düşük direnç noktaları olan lokasyonlarda daha iyi çalışmaktadır. Aortofemoral bypass uygulamarındaki greflerde 5 ile 10 yıl arası sürelerde %90 açıklık oranları gözlenirken çapı 6 mm'nin altında olan sentetik grefler 5 yıl sürede %50'nin altında açıklık oranları göstermişlerdir (Ratner ve ark. 2004). Dacron greflerin 3 ana tedarikçisi ve dağıtıcısı Bard Peripheral Vascular, Atrium Medical Corporation ve Boston Scientific Corporation'dır (Wong 2008).

PTFE grefler dokusuz yüzeylerdir ve genişletilmiş e-PTFE grefler esnek ve dayanıklıdırlar (http://www.goremedical.com/excluder/, 2011) PTFE grefler ince duvar yapısı ve çapsal genleşmeye olan dirençleri nedeniyle küçük çaplı damar implantasyonunda Dacron greflere nazaran daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Diğer yapay damarlar gümüş veya nylon içermektedirler. Nylon grefler mükemmel aşınma dayanımına sahiptirler ve yara örtücü fonksiyonu nedeniyle medikal sektörde öteden

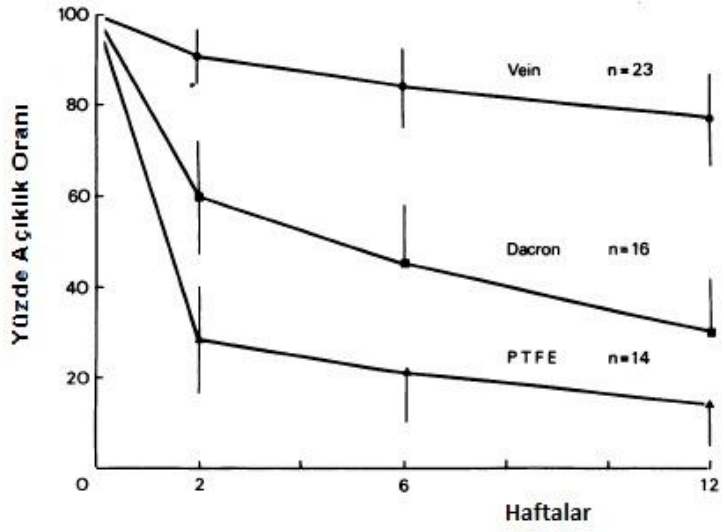
beri kullanılmaktadır. Nylon 44 - 90 Mpa kopma mukavemeti ve 2000-5000 Mpa elastisite modülü ile Dacrona yakın mekanik özellikler göstermektedir (http://www.matweb.com/, 2011) Vasküler grefler gümüş katkılı olarakta üretilebilir ve gümüşün biyolojik doku ile ters reaksiyona girmediği ve grefin enfeksiyon riskini azalttığı ispatlanmıştır. Ricco' nun (2006) çalışmasında InterGard Gümüş grefle aortofemoral - uyluk bypass uygulanan 149 hastadan yalnızca 2 tanesinde gref enfeksiyonu gözlenirken, aortoiliak - kalça bypass operasyonu yapılan 140 hastanın hiçbirinde gref enfeksiyonuna rastlanmamıştır. Diğer gref alternatiflerine rağmen Dacron ve PTFE en yaygın ve kabül gören yapay damarlar olarak kalmışlardır.

PTFE ve PET'in yapay damarlarda kullanılma sebepleri; biyolojik olarak inert, esnek, dirençli ve biyolojik degradasyona dayanıklı olmaları nedeniyledir. İmplantasyon için malzeme seçiminde kabul eden arterle yapay gref arasındaki komplians uyumu son derece önemlidir. Kidson (1983) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada grefin yüksek açıklık oaranları göstermesi için biyolojik doku ile benzer mekanik özellikler taşıması gerektiği gösterilmiştir. Kidson (1983) 3 çeşit gref ile çalışmıştır. Bunlar Dacron, PTFE ve biyolojik safenos damarıdır. Şekil 2.9. arter, ven ve greflere aynı basınç uygulanması durumunda çapta meydana gelen değişimi göstermektedir. Sonuçlar birim mmHg x 10^2 değişimine karşılık çapta meydana gelen oransal değişim olarak verilmiştir.



Şekil 2.9. Atardamar (arter), toplardamar (ven) ve greflerin basınç ile esneme oranları (Kidson 1983)

Sonuçlardan da görüldüğü üzere 3 gref materyalinden hiçbiri arterin komplians değerine yakın bir sonuç göstermemiştir. Bununla beraber Dacron gref PTFE grefe göre daha yüksek komplians değerine sahiptir. Kidson bu 3 grefi köpeklerin femoral arter bypass uygulamasında kullanmış ve implantasyondan sonraki gref açıklıkları 2, 6 ve 12 haftalık sürelerde ölçülmüştür.



Şekil 2.10. İmplantasyon süresince gref açıklık oranları (Kidson 1983)

Şekil 2.10. greflerin tamamının açıklık oranlarının zamanla azaldığını ve 12'nci haftanın sonunda biyolojik safenos damarın en düşük değişimle %80, Dacron'un %30 ve PTFE'nin %15 açıklık oranlarına sahip olduğunu göstermektedir. Kidson'un çalışması 3 grefin de kabul eden arterin fonksiyonlarını yerine getiremediğini ancak Dacron'un PTFE'den daha yüksek açıklık oranları gösterdiğini vurgulamaktadır.

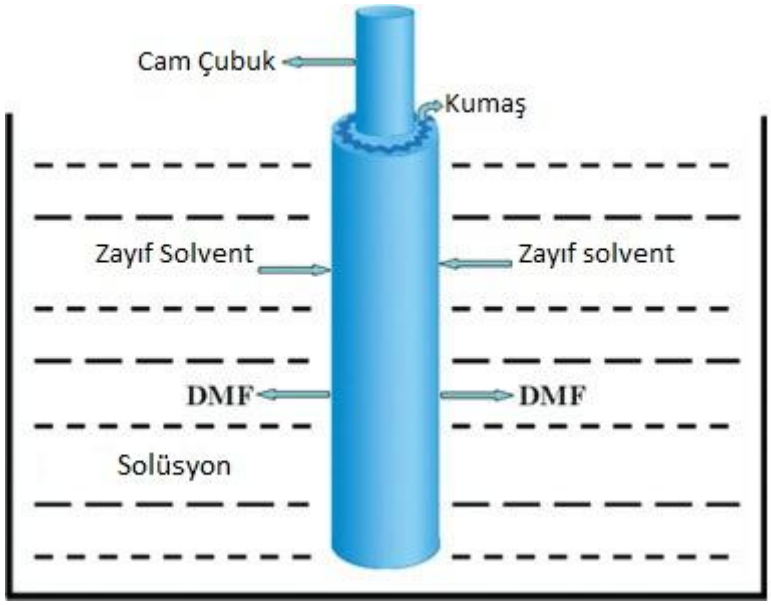
Avusturyadaki Viyana Tıp Üniversitesinde yapılan bir çalışmada karın aort anevrizması geçiren 164 hastaya PTFE gref, jel kaplı örme Dacron gref (Gel-D) ve kolajen kaplı örme Dacron gref (Col-D) implante edilmiş ve bilgisayarlı tomografi ile greflerin çapsal genleşmesi değerlendirilmiştir. Yaklaşık altı yıl süren takip neticesinde 3 grefin açıklık oranları arasında (Ptfe 98%, Gel-D 92%, ve Col-D 94%) anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak 5 yıllık süre içerisinde Gel-D ve Col-D'nin iç çapındaki büyüme PTFE'deki büyümeden çok daha fazla görülmüştür (Wong 2008).

Çizelge 2.1. 3 tip grefin farklı kısımlarındaki iç çap değişimi

	PTFE (n=12)	Gel-D (n=11)	Col-D (n=7)	Ki-Kare P
Ana Gövde	110±25% (ranj: 95-162 %)	132±12% (ranj: 110-150 %)	131±9% (ranj: 119-143 %)	0.03
Sağ taraf	105±21% (ranj: 88-152 %)	135±20% (ranj: 109-178 %)	147±20% (ranj: 106-167 %)	0.0009
Sol taraf	100±16% (ranj: 84-128 %)	131±19% (ranj: 99-157 %)	135±20% (ranj: 111-172 %)	0.001

p<0.05

Çizelge 2.1.'de bilgisayarlı tomografi ile yapılan ölçümler 3 tip grefe ait iç çap değişimi gösterilmektedir. Orijinal çapa göre en düşük iç çap artışı PTFE'de (100-110 %) gözlenirken Gel-D (131-135 %) ve Col-D (131-147 %) daha yüksek oranlarda iç çap artışı göstermiştir. Örme Dacron grefte gözlenen bu çapsal genleşmenin anastomotik anevrizma ve kopma gibi gref komplikasyonlarına ve neticede başarısızlığa neden olabileceği değerlendirilmiştir. (Sporn ve ark. 2008)



Şekil 2.11. PU / DMF solüsyonu içine daldırılan cam çubuk üzerindeki atkılı örme tüp kumaş (Weilin ve ark. 2008)

Son yıllarda elastomerik malzemelerin özelliklerinden yararlanmak içinde çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Yapay greflerde oluşan trombus hala daha ciddi bir problemdir ve poliüretan malzemenin elastikiyeti ve biyouyumluluğu ile azaltılabileceği düşünülmektedir. Şekil 2.11.'de görüldüğü gibi küçük çaplı poliester atkılı örme tüp

kumaşlar poliüretan - PU malzeme ile takviye edilmiştir. Oluşturulan kompozit yapıyı kontrol etmek için sadece poliüretan malzemeden de tüp yapı oluşturulmuştur. Saf poliüretan yapı düşük mukavemet ve yüksek uzama, buna karşılık atkılı örme kumaş yüksek mukavemet ve düşük uzama göstermiştir. Poliester atkılı örme kumaşlarla kıyaslandığında takviyelendirilmiş yapay damarların elastikiyetlerinde ve mukavemetlerinde artış gözlenmiştir. Kompozit grefin üzerinde mikrogözenekli bir yapı elde edilmiştir (Weilin ve ark. 2008).

2.3.4. Yapay Damarlarda Kullanılan Tekstil Yapıları

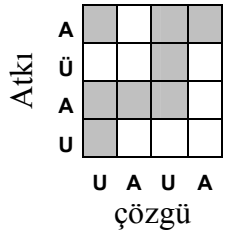
Günümüzde kullanılan ticari yapay damarlar kumaş konstrüksiyonu ve yüzey karakteristiklerine göre sınıflandırılmaktadır.

Çizelge 2.2. Yapay Damarlarda Kullanılan Tekstil Yapıları

Dokuma Grefler	
Düz- Çeperli	Velur
Atkılı örme Grefler	
Düz- Çeperli	Velur
Çözgülü örme Grefler	
Düz- Çeperli	Velur
Dokusuz Yüzey Grefler	
Gore Tex (e-PTFE)	

Dokuma grefler çift kat, dairesel formda dikişsiz olarak üretilmektedir. En yaygın kullanılan örgü bezayağıdır. Dokuma greflerin avantajları; yüksek patlama mukavemeti, yüksek yorulma dayanımı ve düşük su geçirgenliği göstermeleridir. Dezavantajları ise cerrah için dikiminin zor ve tuşesinin sert olması, yeteri kadar kompliant olamaması ve kenarlardan iplik sökülmesi olarak sıralanabilir. Şekil 2.12'de mekikli tezgahta dokunan çift katlı bezayağı yapay damara ait dokuma deseni verilmiştir.

Velur dokuma greflerde düz-çeperli dokuma greflere göre çözgü sayısı artırılmış ve zemine göre daha az bağlantı yapan teksture ipliklerle yumuşak bir tuşe elde edilmiştir. Kumaş sıklığı azalmasına rağmen su geçirgenliği bundan etkilenmemiştir. Böylece daha kompliant ve daha kolay dikiş atılabilen bir gref elde edilmiştir. İyileşme açısından düz gerflere göre daha iyi performans gösterdiği bilinmektedir.



Şekil 2.12. Çift katlı bezayağı dokuma deseni

Atkılı örme grefler daha gözenekli olduğu için implantasyondan önce grefin gözenekleri hastanın kanı ile ön sıkılaştırma işlemine tabi tutularak kapatılmaya çalışılır. Gözenekliliğin artması ile iplik hareketliliği artmakta ve daha kompliant ve kolay dikilebilen bir gref elde edilmektedir. Ancak kenarlardan kesildiğinde kıvrılma meydana gelmekte ve düşük patlama mukavemeti göstermektedirler. Zamanla genleşme, anostomotik anevrizma ve kopma görülebilmektedir. Velur atkılı örme grefler teksture iplikler kullanılarak zemin ve uzatılmış ilmeklerden oluşan bir yüzeye sahiptir. Kumaş örüldükten sonra ters çevrilerek velur yüzey dışarıda bırakılır.

Çözgülü örme greflerde iplik kaçması, kıvrılama ve kenarlardan iplik sökülmesi gözlenmez. Yüksek boyutsal stabilite ve enine yönde yüksek komplians göstermektedir. Dokuma ve atkılı örme grefler arasında bir komplians değerine sahiptir. Ekstradan ilave edilen teksture ipliklerin loknit ve ters loknit örgüde kullanımı ile velur efekti elde edilir. Velur çözgülü örme grefte yarı trikot yapı kullanılarak daha iyi bir velur görünüm elde edilse de yüksek gözeneklilik, düşük boyutsal stabilite ve enine doğrultuda yırtılma eğilimi gibi olumsuz özelliklere sahiptir. Ulcay ve Pourdeyhimi'nin loknit, ters loknit ve yarı trikot çözgülü örme grefler üzerinde yaptığı patlama testlerinde 3 grefin de dikiş izi yerinden patladığı görülmüştür (Ulcay ve Pourdeyhimi 2005).

Gore-tex grefler dokusuz yüzey olarak üretilmektedir. Başlangıçta gözeneksiz bir film tabaka üretilir ve gerdirilerek mikro gözenekli bir yapı elde edilir. Gözeneklilik gerdirme oranına bağlıdır. Gref açıklığının birinci derecede önemli olduğu küçük çaplı atardamar ve toplardamar değişimlerinde gore-tex uygulamaları kullanılmaktadır (Pourdeyhimi 1986).

2.4. Yapay Damarların Üretim Teknolojisi

Dokuma tezgahından veya örme makinesinden alınan tüp formundaki kumaşlara paketlenmeden önce bazı işlemler uygulanır. Bunlar ; büzdürme, kıvrım verme ve sterilizasyondur.

2.4.1. Büzdürme - Çektirme

Dokuma, özellikle de örme grefler başlangıçta sıvı transferi açısından oldukça gözeneklidirler. Bu nedenle termal veya kimyasal muamele ile gözeneklilik - porozite istenilen seviyelere indirilerek cerrahi müdahale esnasında istenmeyen kanamalar önlenir ve damar duvarının tam iyileşmesi için uygun doku büyüme ortamı sağlanmış olur. Aljinat, kolajen, kitosan ve farklı glikoaminoglikanlar gibi doğal polielektrolitler ile sentetik polielektrolitler tekstil yapılarının kaplanarak geçirgenliğinin düşürülmesinde kullanılabilirler (Rinckenbach ve ark. 2008). Ancak bu malzemeler implantasyon sonrası grefin bileşenleri üzerinde meydana gelebilecek klinik komplikasyonlara neden olan iltihabi ve immünolojik reaksiyonlar açısından çok dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidirler (Walschus ve ark. 2008).

2.4.1.1. Termal Büzdürme - Çektirme

Termal büzdürme işleminde kontinü filament ipliklere yapılan ısıl germe işleminin tersi yapılmaktadır. Isı ile büzdürme yaş veya kuru yapılabilir. Kontrol edilen parametreler sıcaklık ve işlem süresidir. Termal büzdürme ile ilgili literatürde çok az doküman bulunmaktadır. Endüstriyel büzdürme proseslerinde kullanılan materyaller ve fiziksel parametreler bilinmemekte ve az sayıda yapay damar üreticisi tarafından sır olarak saklanmaktadır (Abdessalem ve ark. 2009).

2.4.1.2 Kimyasal Büzdürme - Çektirme

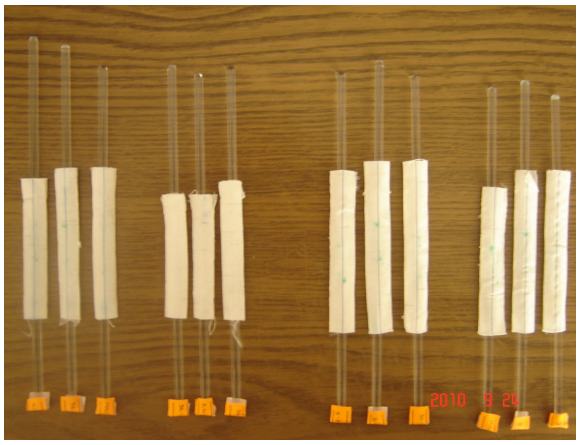
Kimyasal büzdürme işlemi şişirme ajanları ile solventler veya ikisinin kombinasyonuyla PET yapay damarlar üzerine yapılabilir. Büzdürme solüsyonu düşük oranda (% 2-10) asidik organik bileşen ve yüksek oranda (% 90-98) sıvı halojenli alifatik hidrokarbon bileşenlerini içermektedir. Tercihen toplam solüsyon ağırlığının % 4-8 oranında solvent ve % 92-96 oranında şişirme ajanı içermektedir. Bu karışımın tübüler formdaki poliester malzemenin çözünürlük parametresine yakın bir değerde çözünürlük parametresine sahip olması gerekmektedir.

Çözünürlük parametresi malzemenin kohesif enerjisinin ölçüsüdür. Birimi (kalori / $cm^3)^{1/2}$ 'tür. Sıvıların çözünürlük parametreleri sıvıların buharlaşma sıcaklıkları ve molar hacimleri ile hesaplanmaktadır. Birçok sıvının çözünürlük parametresi yayınlanmıştır. Poliester gibi sentetik polimerik malzemelerin çözünürlük parametreleri, çözünürlük parametresi bilinen çeşitli soventler içinde şişme oranı ölçülerek belirlenir. Polietilen teraftalat - dacron'ın çözünürlük parametresi 10.7 olacak şekilde belirlenmiştir. Büzdürme solüsyonunun polietilen teraftalat kumaşı büzdürebilmesi için 9.1 ile 11 arasında bir çözünürlük parametresine sahip olması gerekir. (http://en.wikipedia.org/wiki/Hildebrand_solubility_parameter, 2011)

Asidik organik bileşen asidik özellikte sıvı veya katı bir organik malzeme olabilir ve sıvı halojenli alifatik hidrokarbon malzeme içinde çözünebilmelidir. Asidik bileşen genellikle sıvıdır. Polietilen teraftalat kumaşları büzdürmek için kullanılan solüsyonlardaki tipik asidik organik bileşenler; benzoik asit, triklorasetik asit, fenolik bileşenler, hegzaflorisopropanol, hegzafloraseton seskuhidrat'tır. Büzdürmede kullanılan sıvı halojenli alifatik hidrokarbon bileşenler 6 adete kadar karbon atomu içerebilir. Bunlar; metilen klorit, kloroform, tetraklorethan ve etilen diklorit'tir Her bir asidik organik bileşen ve sıvı halojenli alifatik hidrokarbon bileşenin kendi çözünürlük parametresi vardır. Karışım solüsyonunun çözünürlük parametresi her bir bileşenin hacim fraksiyonu ile denklem 2.1. kullanılarak hesaplanır. (United States Patent 3,853,462)

$$Sol.P. = V_1 . x \ Sol.P._1 + V_2 . x \ Sol.P._2 \qquad (2.1)$$

Kimyasal solventler ve şişirme ajanları lif tarafından absorbe edildiğinde solvent-polimer bağları moleküller arası kimyasal bağlar (polimer-polimer) ile yerdeğiştirir. Molekül zincirleri birbirinden uzaklaşır, daha bağımsız hale gelir ve yakınındaki zincirlerle arasındaki kohezyonu kaybeder. Böylece malzemedeki boş hacim azalır. Lifin solventi absorbsiyonu ancak yeterli enerji uygulandığında mümkün olmaktadır. Bu solventin absorbsiyonunun polimer-solvent etkileşiminin polimer-polimer etkileşiminden daha elverişli olduğu durumda gerçekleşmesi anlamına gelmektedir.



Şekil 2.13. Kimyasal büzdürme yapılmış tüp formunda dokuma grefler

Literatürde, PET'in moleküler yapısındaki hareketliliğin çap artışına ve boyuna yönde büzülmeye izin verdiği bildirilmiştir (Guidoin ve ark. 1981). Liflerdeki büzülmenin genellikle ticari liflerin amorf bölgelerindeki kauçuk benzeri geri çekilme kuvvetleri ve zincir katlanma efekti sonucu olduğuna inanılmaktadır (Gupta ve Kumar 1981). İplik büzülmesini etkileyen diğer bir faktör bu amorf bölgelerdeki moleküler segmentlerin oryantasyonudur (ANSI AAMI 1996). Solvent moleküllerinin lif matrisi içine difüze olma hızı lifteki kristalin olmayan bölge oranına ve bu bölgelerin moleküler oryantasyonu bağlıdır (Rao ve Dweltz 1985).

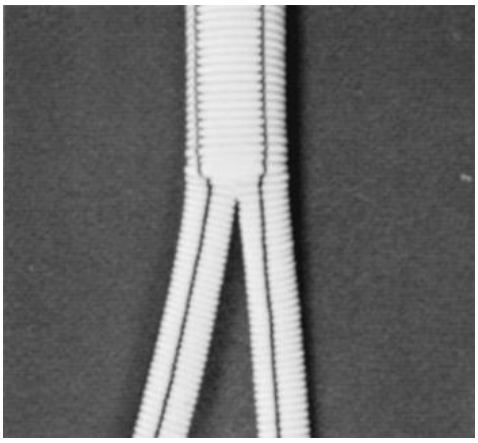
Kimyasal ajanların lifleri şişirmesi molekül zincirlerinin birbiri üzerinden kaymasına, kristalin oryantasyonunun azalmasına ve moleküler arası bağların kopmasına neden olmaktadır. Malzemenin yapısında meydana gelen bu değişimler mukavemette düşüşlere ve uzamada artışlara neden olur. Örneğin Trikloraserlik asit –Metilenklorit karışımı Dacron ipliklere 15 dakika işlem yapıldığında %30 mukavemet kaybı

oluşmaktadır. Bunun yanında fiziksel özelliklerde ki değişimler iyileşme performansını etkilemektedir. Malzemede önemli değişikliklere neden olmayacak kimyasallarla büzdürme yapılmalıdır (Pourdeyhimi 1986, Abdessalem ve ark. 2009).

2.4.2. Kıvrım Verme

İlk jenerasyon grefler dokuma kumaştan yapılmışlardı ve aşınmayı önlemek amacıyla kenarları katlanarak el dikişi geçilmişti. Bu greflerin kullanımındaki başlıca zorluklar, bası mukavemetlerinin düşüklüğü ve eğildiklerinde katlanma eğilimlerinden dolayı meydana gelmiştir. Katlanma, özellikle hareketliliğin yoğun olduğu kalça eklemi gibi eklem yerlerinde büyük problem olmaktadır. Aynı problem aortun çatallanarak bacakları desteklediği bölgede de görülmektedir.

Bu problem 1955'de Edward ve Tapp'ın bulduğu kıvrım verme işlemi ile giderilmiştir. Kıvrım verme yönteminin bulunuşu cam çubuk üzerine yerleştirilen örme naylon tüpün kenarlarının aşınmasını engellemek için formik asitle muamele edilerek kaynak yapılması esnasında olmuştur. Nylon tüp kumaş cam çubuktan çıkarıldığında şekil 2.14.'teki gibi akordeon şeklinde pile almıştır. Pileli yapı 130 ˚C sıcaklıkta 30 dakika bekleterek sabitlenmiştir. Bu metod diğer lifler için kullanılabilse de özellikle nylon lifleri için kullanışlıdır. Sonradan geliştirilen kalıpla kıvrım verme ve iplik sarma yöntemleri genel kullanım görmüşlerdir.



Şekil 2.14. Kıvrım verme işlemi uygulanmış örme gref (Durmuş 2009)

Kalıpla kıvrım vermede kumaşa istenen konfigürasyonda dizayn edilen kalıp içinde buharla muamele söz konusudur. Dairesel ve helis formda kıvrım elde edilebilir ve özellikle velur greflerin yüzey özelliklerini koruması açısından önemlidir. İplik sarma yönteminde ise sadece helisel kıvrım elde edilir ve diğer yöntemin tersine filamentli velur yüzeyin düzleşmesine neden olmaktadır. Bu metotta bir çubuk üzerine yerleştirilen grefin etrafına spiral formda iplik sarılması, grefin her iki uçtan sıkıştırılması ve ısıyla sabitlenmesi söz konusudur.

Helisel kıvrımlı greflerin doğasında bulunan torka (dönme kuvvetine) rağmen, bu özelliğin dairesel kıvrıma göre daha iyi veya kötü performans sunduğunu öne süren bir kanıt yoktur. Gerçekte bütün mevcut ticari grefler kıvrımlaştırma işleri görmektedir. Ancak düz grefler özel olarak sipariş edilebilir.

Katlanma olasılığını azaltmanın yanı sıra, kıvrım verme ile boyuna yöndeki komplians da artırılmaktadır. Ancak implantasyon esnasında grefin aşırı bir gerilimle dikilmesi ile bu avantaj ortadan kalkar ve sadece grefin implantasyonu için uygun bir esneklik sağlanmış olur.

Kıvrımlaştırılmış grefler daha büyük bir hacme, iç sürtünmeye ve eğilme dayanımına sahip olmasına rağmen, araştırmalar grefin içinin fibrin ve hücresel malzemelerle hızlı bir şekilde dolduğunu göstermektedir. Kıvrımlı ve kıvrımsız vasküler portezlerin açıklıkları üzerine yapılan çalışmaların mukayesesinden kıvrımlaştırmanın, iyileşmenin gecikmesine ve daha kalın bir iç astara sebep olarak oklüzyon - tıkanma riskini artırdığı görülmüştür. Bu durum küçük çaplı damarlarda, özelliklede diz altı damarlarında çok önemlidir. Eğilme dayanımı hayati öneme sahip olmasına rağmen daha yüksek bir tromboz ihtimali de istenmemektedir.

Kıvrım vermeksizin eğilmeyi önlemek için USCI firması dıştan takviyeli grefleri tanıtmıştır. Bu grefte esneme bölgelerine bir polipropilen monofilement sarılarak ve ısıl fikseyle dış yüzeye sabitlenerek gref iç yüzeyinin düz kalması ve böylece içteki akış alanının açıklığının artırılması sağlanmıştır. Ancak kompliansta muhtemel bir düşüş beklenmektedir. Savuge Filomentous'un kıvrımlı ve dıştan takviyeli grefler üzerindeki

karşılaştırmalarında dıştan takviyeli grefler de gerçektende daha büyük bir açıklık gözlenmiştir. Kıvrımlı konfigürasyonun sakıncalarının anlaşılması ile eğilme dayanımının kritik olmadığı yerlerde takviyeli protez yerine kıvrımlaştırılmamış protez kullanılmaya başlanmıştır. (Pourdeyhimi 1986)

2.4.3. Sterilizasyon

Gref içinde büyüyen dokular, yeterli kan desteği olmadığı için zayıf antibiyotik özelliklere sahiptirler. Bu nedenle, gref enfeksiyonuna neden olabilecek mikroorganizmaları uzaklaştırmak için gref üretim sonrasında sterilize edilmelidir.

Kuru veya nemli ısıtma, kimyasal ajan kullanımı veya radyasyonla sterilizasyon yapılmaktadır. Bunlardan radyasyonla sterilizasyon gref üreticileri tarafından yaygın olarak kullanılmakta, ısıl ve kimyasal yöntemler ise hastaneler tarafından özellikle tekrarlı sterilizasyon durumunda kullanılmaktadır.

Isıl sterilizasyon, 103Pa ve 120˚C ‘de 20 dakika otoklav yapılarak en fazla 3 defa uygulanabilir. Alternatif olarak ise 103Pa da 3-5 dakika yüksek sıcaklıkta flaş otoklav yapılarak en fazla 2 defa uygulanabilir. Basit, ucuz ve çevreci bir yöntem olmasına rağmen malzemede oksidasyon ve başka değişimlere neden olması mümkündür.

Kimyasal sterilizasyon da freon, karbondioksit gibi diğer gazlar ve su buharı ile seyreltilen etilen oksit gazı kullanılmaktadır. Uzun süredir denenmekte ve birçok malzemeye uyumlu olan yöntem 7-14 günlük karantina süreleri ve çok sayıda proses parametresi gibi dezavantajlara da sahiptir.

Gamma radyasyon kullanımı popüler bir yöntemdir. Yüksek hız, malzemeye iyi penetrasyon ve çevresel atık oluşturmaması yöntemin avantajlarıdır. Ancak düşük dozajlarda bile radyasyon kullanımı oksidasyon, çapraz bağlanma ve zincir ayrılması gibi fiziksel özelliklerde önemli değişikliklere neden olmakta ve malzemeyi kırılgan hale getirmektedir (Pourdeyhimi 1986, Barbucci 2002)

Bursa Şevket Yılmaz Hastanesiyle yapılan görüşmede yapay damarların ilk ve tekrarlı sterilizasyonunda yalnızca etilen oksitle işlem yaptıkları öğrenilmiştir (Halil 2011).

2.5. Yorulma

2.5.1. Yorulmanın Tanımı

Modern mühendislik komponentlerinin ve yapılarının sadece statik yüklemeye maruz kalması çok az rastlanan bir durumdur. Yapıları oluşturan parçaların büyük çoğunluğu değişken ya da düzenli/düzensiz tekrarlanan - cyclic yüklere maruz kalırlar. Bu nedenle dizayn analistleri tekrarlı, değişken ve darbeli yüklerin malzemede meydana getirdiği kırılmalar arasındaki farklara odaklanırlar. Bu değişik yüklemelere maruz kalan parçalarda, yükleme tipine bağlı olarak değişken ya da düzenli/düzensiz tekrarlanan gerilmeler meydana gelmekte ve bu gerilmeler genellikle yapının yorulmaya bağlı olarak kırılmasına neden olmaktadır. Yorulma, numuneyi tek uygulamada kıracak kadar büyük olmayan, sürekli tekrarlanan ve değişken yükler altında parçanın bozulmasıdır.

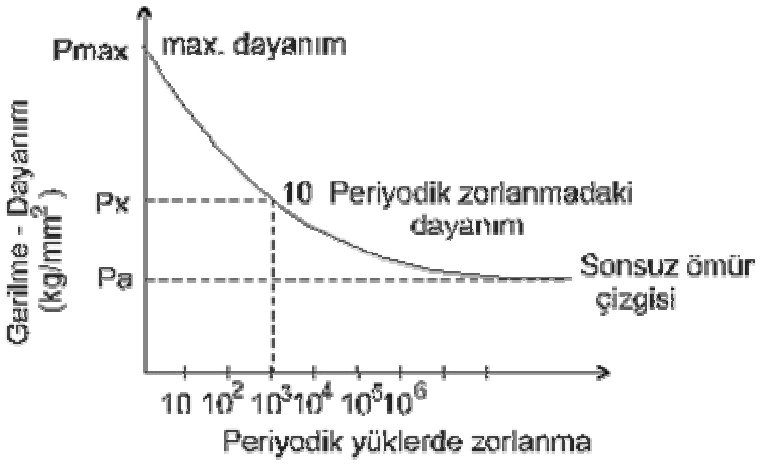
Dizayn mühendislerinin sıklıkla karşılaştıkları problem, makine parçalarından beklenen yüksek performans, düşük ağırlık ve uzun ömür gibi özelliklerin düşük maliyetle ve olabildiğince kısa üretim sürelerinde elde edilmesi zorunluluğudur. Birbirleriyle çelişen bu beklentilerin üstesinden gelebilmenin tek yolu daha yüksek yorulma dayanımına sahip parçaların tasarlanmasıdır. Fakat yorulma analizi ve ömür hesabına ilişkin olarak karşılaşılan problemler söyle özetlenebilir:

1. Ömür hesapları, dayanım hesaplarına kıyasla daha az doğru sonuçlar vermektedir.
2. Yorulma özellikleri mekanik özellikler kullanılarak doğru bir biçimde elde edilemezler. Doğrudan ölçülmeleri gerekir.
3. Doğru bir ömür hesabının yapılabilmesi için tam boyutlardaki bir prototipin test edilmesi gerekmektedir.
4. Laboratuar testleri daha elverişli şartlarda yapıldığından, çalışma ortamında karşılaşılan ömür, hesaplanan ile farklılık gösterebilir.

Bütün bu problemler, gelişmiş bilgisayar destekli analiz programları, yapılan binlerce laboratuar testleri sonucu elde edilen veri tabanları ve bu veriler sayesinde ulaşılan ampirik formüller ile aşılmaya çalışılmaktadır (Ünal 2006).

2.5.2. Yorulma Analizi

Gerilme-ömür yaklaşımı, şekil değiştirme-ömür yaklaşımı, lineer elastik kırılma mekaniği yaklaşımı, değişken genliklerde yükleme yaklaşımı, kümülatif - gittikçe artan hasar hipotezi gibi birçok yorulma analizi yaklaşımı mevcuttur. Bu tezde, deneyler sonucunda elde edilen veriler gerilme-ömür analizi yaklaşımından yola çıkılarak değerlendirilmiştir. Gerilme – ömür analizi sabit gerilme altında gerilme genlikleri değiştirilerek malzemenin hangi çevrim sayısında başarısızlığa uğrayacağını tahmin etmeye yönelik bilgi vermektedir. Bu analizde şekil 2.15'de görüldüğü gibi Wöhler diyagramı oluşturulur. Malzemeye uygulanan gerilimlere bağlı olarak Wöhler diyagramı üzerinde kısa ömür, sonlu ömür ve sonsuz ömür bölgeleri elde edilmektedir.



Şekil 2.15. Yorulma davranışı bölgeleri (http://www.oocities.org/ , 2011)

Bu çalışma için oluşturulan yapay damar numuneleri sabit ortalama yük ve sabit genlikte değişken yük altında test edildiği için Wöhler diyagramı oluşturulmamış, bunun yerine her bir numune için zamanla uzamanın tahmin edilebilmesi amacıyla uzama – zaman regresyon eğrileri hesaplanmıştır.

2.5.3. Polimerik Malzemelerde Yorulma

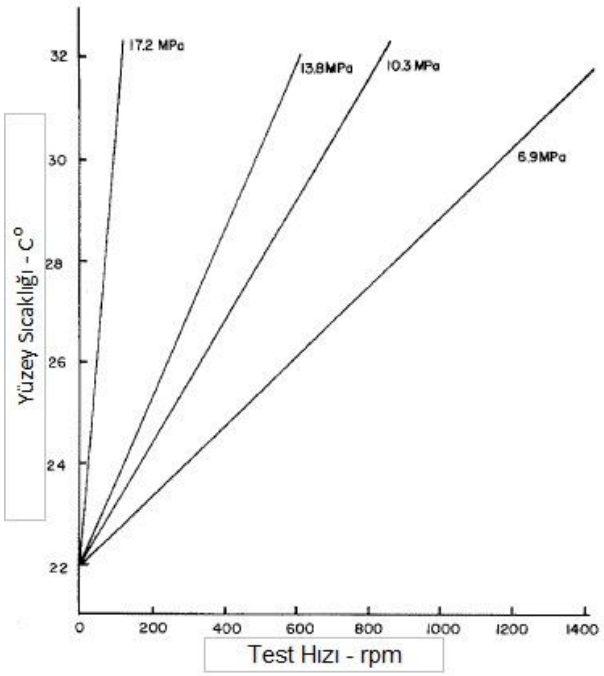
Metal malzemelerde olduğu gibi polimerik malzemelerde de yorulma söz konusudur. Örneğin basit bir uzama kontrollü döngü durumunda malzemedeki yük, gerilim

gevşemesi nedeniyle düşmektedir ve genellikle uzama miktarı normal kopma uzamasına ulaşmadığı sürece kopma meydana gelmemektedir (Morton ve Hearle 1962-2008).

Polimerlerin yorulmasında etkili faktörler:

Deney parametreleri; ortalama gerilme, değişken gerilme genliği, gerilme oranı katsayısı, frekans, sıcaklık, yüzey koşulları ve çevre,

Malzeme parametreleri; polimer yapısı, viskoelastik karakter, moleküler ağırlık ve dağılımıdır.

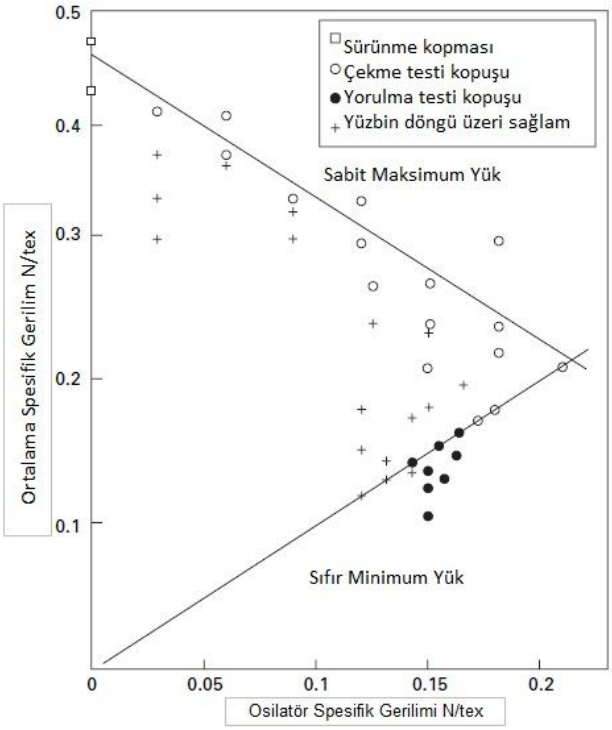


Şekil 2.16. Muhtelif gerilimlerde test hızı değişimi ile PE numunenin sıcaklık artışı (Sauer ve Richardson 1980)

Polimerik malzemeler viskoelastik oluşları ve düşük ısı iletim özelliklerinden dolayı değişken yükleme frekanslarına karşı metallerden daha hassastırlar. Her döngüde bir miktar ısı enerjisi saçılımı olmaktadır. PE numunenin yüzey sıcaklığının test frekansı ile lineer artığını ve herhangi bir frekansta gerilim genliği arttıkça çok daha hızlı sıcaklık artışı olduğu görülmektedir (Şekil 2.16). Konveksiyon, kondüksiyon ve radyasyonla saçılan ısı enerjisi malzemede oluşan döngüsel ısı enerjisine eşit oluncaya kadar numunenin sıcaklığı artar. Test sıcaklığı, uygulanan frekans ve gerilme genliği ile malzemede ki iç sürtünme, ısı iletimi ve özgül ısıya bağlı olarak camlaşma sıcaklığı

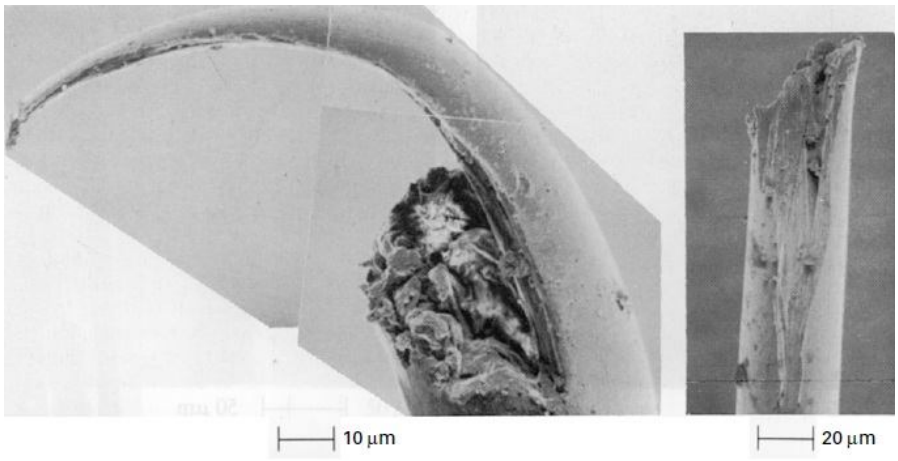
veya erime sıcaklığına çıkılabilir ya da belli bir sıcaklıkta stabil kalınabilir. Neticede, döngüsel yüklemede meydana gelen başarısızlık termal kopma ya da erimeden kaynaklanabilmektedir. Ancak yorulma mekanizması birçok durumda çatlak oluşumu ve büyümesi ile oluşmaktadır. Hem başlangıç fazı hem de ilerleme fazı birinin diğerine baskın olma durumuna göre önem kazanmaktadır. Çatlak başlangıcını engelleme veya geciktirme ve polimeri çatlak büyümesine karşı güçlendirme polimerin yorulma kopma dayanımını artıracaktır (Sauer ve Richardson 1980).

Bunsell ve Hearle'nin nylon üzerine yaptığı çalışma yüksek maksimum yüklerde yorulma kopmasının sürünme testindeki ile aynı şekil ve sürede gerçekleştiğini ortaya koymuştur. Kopuşlar sabit maksimum yük çizgisi civarında gerçekleşmiştir (Şekil 2.17). Bu şartlar altında değişken yüklemenin anlamı olmamakta ve malzemenin davranışı sürünme kopma verilerinden tahmin edilebilmektedir. Ancak sürünme kopma yükünün yarısı veya 2/3 değerinde ki çok daha düşük maksimum yüklerde ise döngünün sıfırlandığı minimum yük değerlerinde kopuş gerçekleşmiştir. Buradaki kopuşlar ise sabit minimum yük çizgisi civarında gerçekleşmiştir (Şekil 2.17). Yüksek maksimum ve minimum yüklemelerin olduğu orta bölgede kopuş gözlenmemiştir.

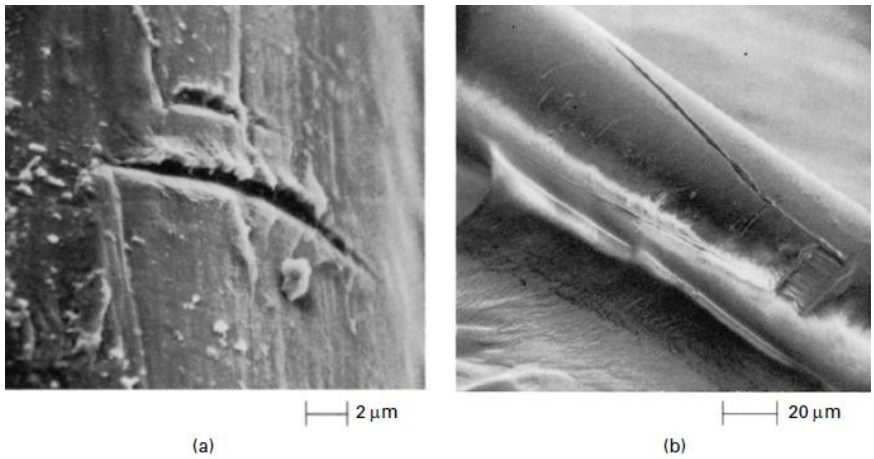


Şekil 2.17. Nylon yorulma testinde kopuş dağılımı (Bunsell ve Hearle 1971)

Kırılma morfolojisinde de farklılıklar vardır. Yüksek maksimum yüklerdeki sürünme kopmasında çekme testlerindeki kopuşlar gibi V çentik yapısı görülmüştür. Sıfır minimum yükteki yorulma kopmasında görünüm oldukça faklıdır. Şekil 2.18'te bir uçtan soyulan lif ucu ile diğer uçtaki kopuş görülmektedir. Başlangıçta enine çatlak oluşmakta ve bu çatlak lif boyunca uzamakta ve derinleşmektedir (Şekil 2.19). Sonuçta incelen lif çapında kopma gerçekleşmektedir. Naylon'daki çatlak açısı 10º olmuştur ki bu soyulan ucun boyunun lif çapının beş katı uzunluğunda olması demektir. Nylon lifleri üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise sıfır minimum yükün üzerinde de yorulma kopması gerçekleştiği gözlenmiştir (Morton ve Hearle 1962-2008).

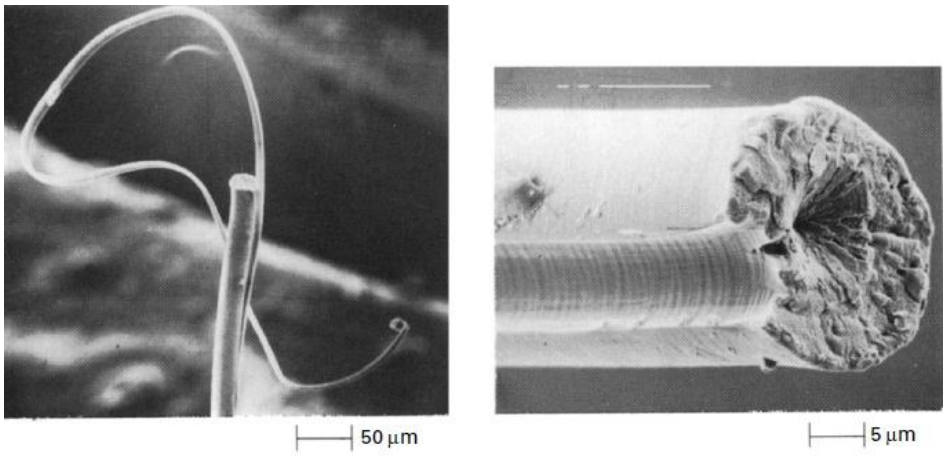


Şekil 2.18. Nylon 66 lifinin zıt uçlarının görünümü – Sıfır yük ile kopma yükünün %71'i arasında 50 Hz 62.000 döngüde yükleme (Bunsell ve Hearle 1971)



Şekil 2.19. a) Eksenel yorulmada çatlak başlangıcı b) Lif boyunca çatlak uzaması (Bunsell ve Hearle 1971)

Naylon'dan yüksek yorulma ömrüne sahip olmakla birlikte benzer bir yorulma kopması poliester lifleri içinde gözlemiştir. Diğer önemli farklılık ise şekil 2.20.'de görüldüğü gibi eksenel çatlağın çok uzun ve lif eksenine paralel olmasıdır. Diğer uç malzemenin zayıfladığı noktada meydana gelen son kopuşu göstermektedir. Tek lif testinde uzun eksenel ayrılmalar kalan kesit alanı üzerinden kopmaya neden olsa da liflerin birbirini desteklediği büküm veya diğer işlemler kopmanın aynı şekilde gerçekleşmesini engelleyebilir (Bunsell ve Hearle 1974, Oudet ve Bunsell 1984).



Şekil 2.20. a) Poliester lifte sıfır yük ile kopma yükünün %65'i arasında 50 Hz 83.000 döngüde yükleme sonrası soyulma b) Poliester lifin son durumda kopuşu (Bunsell ve Hearle 1974, Oudet ve Bunsell 1984).

Bunsell ve arkadaşlarının yaptığı yorulma çalışmalarında ise nylon 6 ve 66 liflerinde çatlağın bir noktaya kadar ulaştığı ve azalan kesit üzerinden ani bir kopmanın gerçekleştiği görülmüştür. Fakat PET ve PEN gibi poliester liflerinde kopmanın çatlak üzerinde çok daha önceki bir noktada sürünme nedeniyle gerçekleştiği tespit edilmiştir (Lechat, A. ve ark. 2006).

Nomex liflerinde eksenel yorulma kopması nylon liflerindekine benzer şekilde meydana gelmektedir. Courtelle akrilik lifinde eksenel ayrılmalar yorulma kopmasına neden olmuştur. Ancak bu yorulma modu için minimum yükün sıfır olması gerekmemektedir. Kevlar lifine uygulanan döngüsel yorulma testleri çok daha fazla eksenel ayrılmalara neden olsa da önemli bir mukavemet kaybına neden olmamıştır. 10^5 çevrim sayılarında kopma olması için kopma yükünün %90'ı seviyelerinde yükleme yapılması gerekmektedir (Konopasek ve Hearle 1977) .

Çizelge 2.3. Çeşitli liflerin eksenel yorulma kopma değerleri (Lechat, A. ve ark. 2006).

Lif tipi	Kopma yükünün yüzdesi		Yorulma ömür çevrimi	Kopma uzaması (%)	
	Minimum yük	Maksimum yük		Çekme testi	Yorulma testi
Nylon 6.6	0	62	0.8×10^5	36	25
Nylon 6.6	0	55	0.5×10^5	17	11
Polyester	0	65	2×10^5	20	12
Nomex	0	70	0.2×10^5	20	14
Courtelle	20	65	$0.04\text{-}2.6 \times 10^5$	55	45

Çizelge 2.3.'te ki karşılaştırmaya göre bütün liflerin döngüsel yorulma testindeki kopma uzaması çekme testinde kopma uzamasından daha düşüktür. Bu sonuç döngüsel yorulma da sürünme testlerinden farklı bir yorulma modunun gerçekleştiğini teyit etmektedir. (Morton ve Hearle 1962-2008).

2.5.4. Yapay Damarlarda Yorulma

Yapay damarlarda meydana gelen başarısızlıkların çoğunun yapay damarlar ile kabul eden arter arasındaki mekanik uyumsuzluklar olduğu bildirilmiştir. Komplians, akış karakteristiği, yorulma ve sürünme davranışları incelenmesi gereken en önemli parametrelerdir. Literatürde en çok adı geçen gref problemi yorulmadan kaynaklanan genleşmedir.

Ulcay ve Pourdeyhimi'nin (2005) gerçekleştirdiği çalışmada loknit, ters loknit ve trikot örme ticari grefler hava basıncıyla çalışan bir test düzeneğiyle incelenmiştir. Statik yorulma - creep testleri 24 saat süreyle ve yüksek basınçta (115-120 kPa = 860 mmHg) yaşlandırma prensibiyle yapılmıştır. Bu testlerde elde edilen veriler klinik verilerle uyumlu olması açısından son derece önemlidir. Yüksek komplians değerleri olan greflerin daha fazla iplik hareketliliğine sahip olduğu ve bu nedenle histerisiz gösterdiği belirtilmiştir. Greflerin vücut içinde statik basıncın yanı sıra pulsatil gerilmelere maruz kaldığı düşünülürse kalıcı deformasyonların oluşması kaçınılmazdır. Bu liflerin yorulması ile daha da artacaktır. Genleşmenin aynı zamanda basıncın bir fonksiyonu

olduğu düşünülürse hipertansiyon hastalarına implante edilen greflerin daha kısa sürede yorulamaya uğraması ve genleşmesi mümkün görülmektedir.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Materyal

3.1.1. Kullanılan Tekstil Yüzeyi

Çözgü ve atkı %100 teksture yarımat puntalı poliester ipliklerden bezayağı örgüde yapay damar numuneleri dokunmuştur. Çözgü ve atkı sıklıkları bütün numunelerde aynı tutulmuştur. Çözgü ipliği değişmezken atkı iplikleri aynı lineer yoğunlukta (100 denye) ve farklı lif incelikleri seçilerek kullanılmıştır. Konvansiyonel üretimde filaman sayısı değiştikçe punta sayısı ve kalıcılığı da değişmektedir. Bu iki parametre kumaşın su geçirgenliğini direkt olarak etkilemektedir. Bu yüzden filaman inceliği punta sayısı ve kalıcılığı ile orantılı iplikler tercih edilmiştir. Kimyasal işlem sonrası büzülme oranlarının etkilememesi için de çözgü ve atkı gerginliği dokuma sürecinde sabit tutulmuştur. Kumaş ve ipliklere ait parametreler çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Kumaş ve iplik özellikleri

Özellik	Çözgü	Atkı I	Atkı II	Atkı III
Filaman Sayısı	72	36	96	144
Denye	70	100	98	97
Kumaş Sıklığı (cm)	63	21	21	21
Kumaş Kalınlığı-mm	----	0,32	0,32	0,32
Punta/Mt	----	91	106	145
Punta Kalıcılığı (%3 uzamada)	----	99%	34%	---
Mukavemet-cN/tex	----	36,95	41,85	45,27
Maks. Uzama % STN	----	22,70%	33,34%	26,90%
Modül-N/tex	----	1,91	2,32	2,48

3.1.2. Kullanılan Solvent ve Şişirme Ajanları

Çizelge 3.2. Kullanılan Solvent ve Şişirme Ajanlarının Özellikleri

Kimyasal	**Firma**	**Formül**	**Molar Ağırlığı g/mol**	**İşlevi**
Metilen Klorit	Kimetsan	CH_2Cl_2	84,93	Solvent
Kloroform	Merck	$CHCl_3$	119,38	Solvent
Triklorasetikasit	Merck	CCl_3COOH	163,38	Şişirme Ajanı
Triton X-100	Merck	$(C_{14}H_{22}O(C_2H_4O)_{9-10})$	-	Suda Çözünür Sürfaktant

3.1.3. Kullanılan Cihazlar

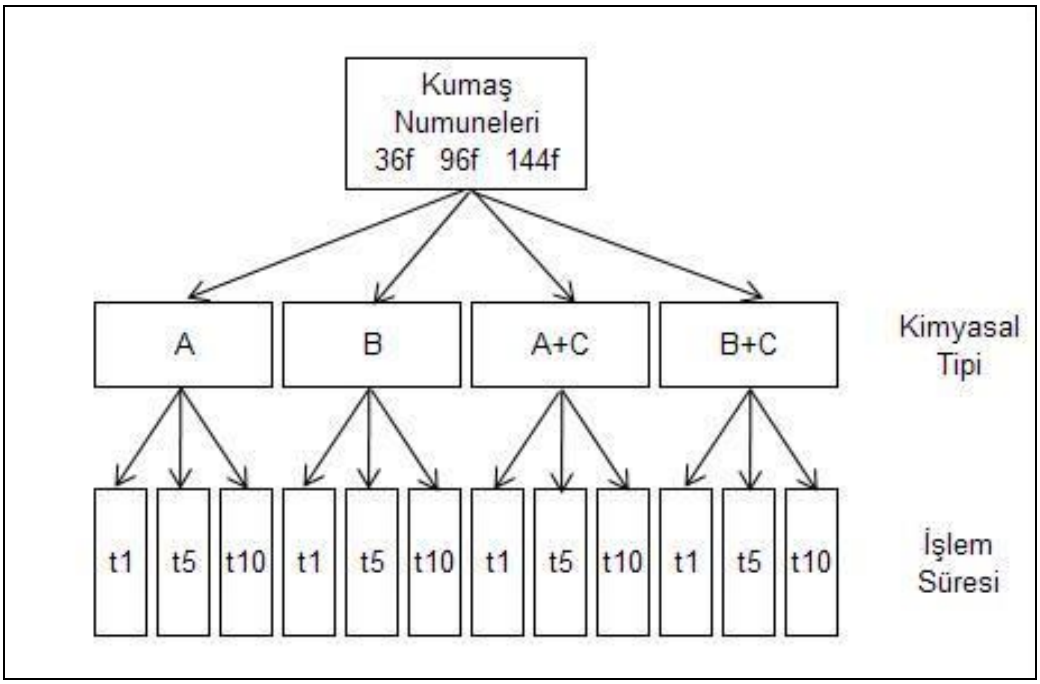
- Kurutma: Rapid Marka Laboratuar Tipi Kurutucu
- Kumaş Kalınlığı Ölçümü: R&B-James H. Heal Marka Kalınlık Ölçüm Cihazı
- Lif Çapı Ölçümü: Leitz Wetzlar Dialux 20 EB Model Mikroskop
- Porozite Testi: Özel Kurulmuş Su Geçirgenliği Ölçüm Düzeneği
- Mukavemet Testi: Instron Mukavemet Test Cihazı, Model: 4301.
- Yorulma Testi: Dinamik Yorulma Test Cihazı (Özel Yapım)

3.2. Metot

3.2.1. Kimyasal Büzdürme İşlemleri

Üç tip (36f, 96f ve 144f) poliester dokuma kumaş 10x20 cm ebatlarında kesilerek büzdürülecek numuneler hazırlanmıştır. Büzdürme işlemi için dört tip solüsyon hazırlanmıştır. Birinci solüsyon sadece metilen klorit (A), ikinci solüsyon sadece kloroform (B), üçüncü solüsyon ağırlıkça %94 metilen klorit - %6 triklorasetikasit (A+C) ve dördüncü solüsyon %94 kloroform - %6 triklorasetikasit (B+C) içermektedir. Her bir kumaş dört tip solüsyonla 1, 5 ve 10 (t_1, t_5 ve t_{10}) dakika süreyle oda sıcaklığında (20 C°) büzdürme işlemine tabi tutulmuştur. 10/1 banyo oranı (owf) kullanılmıştır.

İşlem görmüş kumaşlar kimyasal kalıntılarını uzaklaştırmak için ağırlıkça %1 triton x-100 içeren su banyosuna daldırılmış ve daha sonra musluk suyunda durulanmıştır. Kumaşlar 100 C° sıcaklıkta 5 dakika süreyle serbest formda kurutma işlemine tabi tutulmuştur. Oluşan büzdürme sistemleri (kumaş + işlem süresi + kimyasal cinsi) aşağıda şematik olarak verilmiştir. Şekil 3.1'de görülebileceği gibi toplam 36 adet büzdürme sistemi oluşturulmuştur. Örnek olarak, 36fAt5 notasyonu 36 filaman atkı ipliği ile dokunan kumaşa metilen klorit (A) ile 5 dakika süreyle büzdürme yapıldığı anlamına gelmektedir.



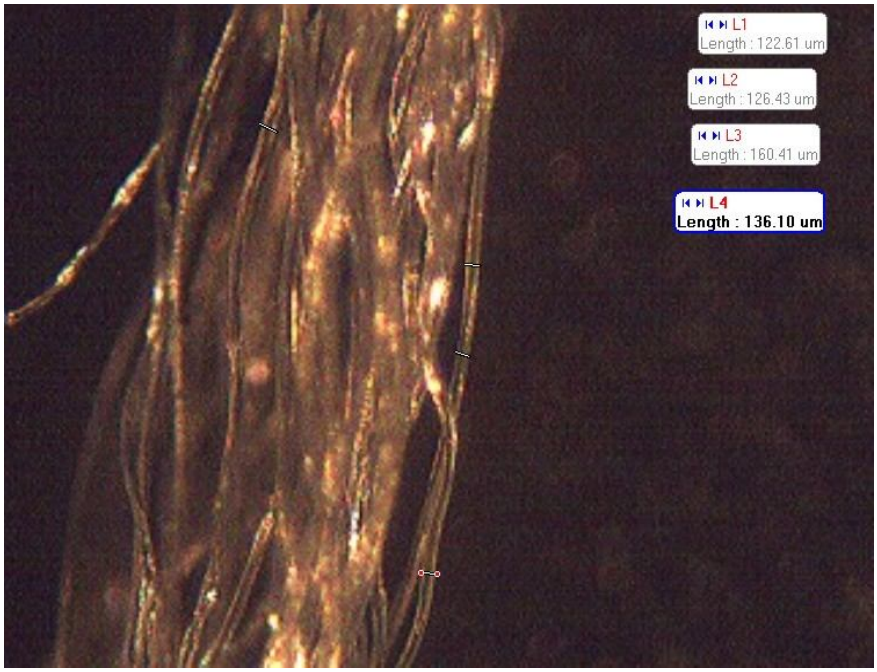
Şekil 3.1. Kimyasal Büzdürme Sistemleri

3.2.2. Numunelere Uygulanan Testler

Lif çapı, iplik mukavemeti ve dinamik yorulma testleri atkı ipliklerine, su geçirgenliği testleri ise kumaş numunelerine uygulanmıştır.

3.2.2.1. Lif Çapı Ölçümü

Lif çaplarının ölçümü, entegre dijital kameralı ışık mikroskobunda 6.3X optik büyütme oranıyla çekilmiş fotoğraflara bilgisayar yazılımı ile 750X dijital büyütme uygulanarak yapılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. 36 filaman ham ipliğin fotoğrafı

3.2.2.2. Su Geçirgenlik Testleri

Su geçirgenlik testleri ANSI/AAMI VP20:1994 Cardiovascular implants - Vascular graft prostheses standardına uygun olarak oluşturulan test düzeneğinde yapılmıştır. Düzeneğin şematik gösterimi Şekil 3.3'te verilmiştir.

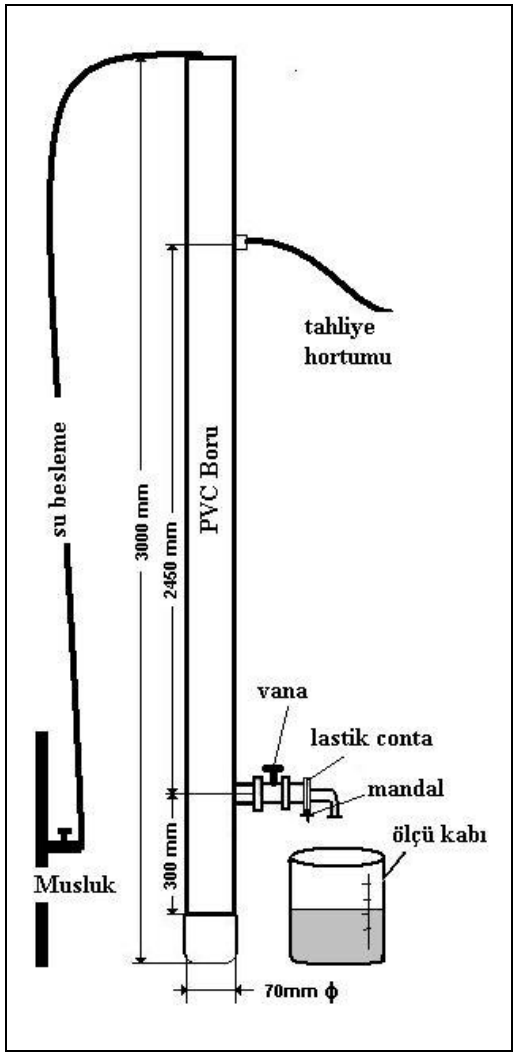
İlgili standarttan farklı olarak sıvı ölçüm basıncı 120 mmHg civa yerine hipertansiyon hastalarını da kapsayacak şekilde 180 mmHg alınmıştır. (İnsandaki kan basıncı 80 - 120 mmHg arasındadır) Numuneler test edilmeden önce filtrelenmiş su ile oda sıcaklığında tamamen ıslatılmıştır. Su geçirgenlik testinde 1 dk'da, kumaşın 1 cm^2'sinden geçen suyun ml cinsinden hacmi veri olarak kaydedilmiştir. Bunun için özel dizayn edilen su geçirgenlik testi ekipmanında 180 mmHg basıncını verecek su sütunu;

$$h1 \times \varrho 1 = h2 \times \varrho 2$$

formülü yardımıyla yaklaşık olarak 245 cm bulunmuştur. Bu formülde ;

h : sıvı yüksekliğini

ϱ : sıvının özgül ağırlını ifade etmektedir.



Şekil 3.3. Su geçirgenliği ölçüm düzeneği (Eren 2004)

Suyun özgül ağırlığı 1 g/cm^3, civanın özgül ağırlığı ise 13,6 g/cm^3'tür. Su ile 180 mmHg'lık bir basıncı sağlayabilmek için boyu 3000 mm, çapı 70 mm olan bir PVC boru kullanılmıştır. Borunun alt tarafı tıpa yardımıyla kapatılmıştır. Borunun alt kısmında 30 cm mesafede bir delik açılmıştır. Bu delikten itibaren 245 cm mesafeden borunun üst tarafına ikinci bir delik daha açılmıştır. Böylece üstteki ikinci deliğe kadar su dolduğunda, ilk deliğe suyun uyguladığı basınç 180 mmHg olmaktadır. (2450 x 1 = p_{civa} x 13,6 $\Rightarrow$ p_{civa} = 180 mmHg) Böylece insandaki kan basıncına yakın bir basınç elde edilmektedir.

PVC borunun altındaki deliğe bir vana takılmıştır. Vananın ucuna iç alanı 1 cm^2 olan yaklaşık 25 cm uzunluğunda L-biçiminde bir boru yapılmıştır. Plaka ile boru arasına su

sızıntısını önlemek için iki adet lastik conta konulmuştur. Plaka ile borunun birbirine bağlanması için ise 4 adet metal mandal kullanılmıştır. Çeşmeye bağlanan bir hortum borunun üst tarafına yerleştirilmiştir. Deney süresince bu hortum açık tutularak boruya su takviyesi yapılmıştır. İkinci bir hortum üst deliğe yerleştirilerek fazla suyun dışarıya akması sağlanmıştır. Böylece, su seviyesi hep 245 cm'de tutularak basıncın değişmesine engellenmiştir.

Kumaşlar 3x3 cm^2 boyutunda kesilerek tek kat halinde plaka ve boru arasındaki contaların içine yerleştirilmiş ve mandallarla sıkıştırılmıştır. Vana açılarak kronometre yardımıyla 1 dakika süre ile su akıtılmış ve akan su bir kaba toplanarak hacmi ölçülüp kaydedilmiştir.

3.2.2.3. İplik Mukavemet Testleri

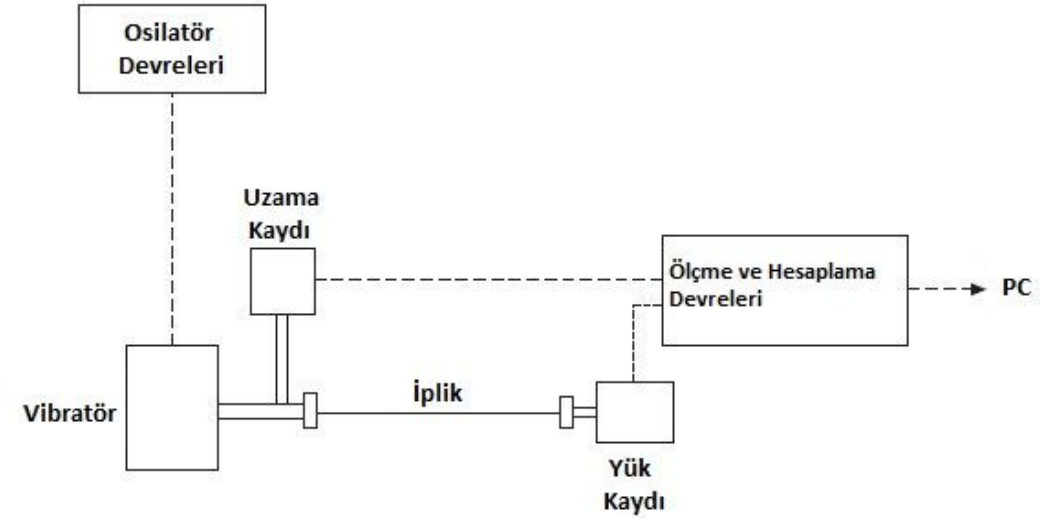
Yapay damarlara uygulanan mukavemet testleri ANSI/AAMI VP20:1994 standardında radyal ve boyuna olmak üzere iki doğrultudadır. Kardiyak değişken basınç yapay damarları büyük ölçüde radyal doğrultuda genleşmeye zorlamaktadır. Klasik bir tekstil dokuma kumaşın mukavemet ölçümlerinde çözgü ipliğinin atkı ipliğine olan katkısı atkı ipliği mukavemetinin maksimum 1.18 katı civarında olmaktadır. Bu nedenle radyal doğrultuda yükü taşıyan atkı ipliklerinin mukavemet ve uzama özelliklerinin incelenmesi kumaşın mekanik davranışını büyük ölçüde temsil etmektedir.

Büzdürülmüş kumaş numunelerinden sökülen atkı iplikleri 50 mm uzunluğunda test edilmiştir. Bu uzunluk yaklaşık 15 mm çapa sahip yapay damarın çevresinde bir tur dokuma yapmak için gerekli atkı uzunluğuna karşılık geldiği için seçilmiştir. İplik mukavemet testi ASTM-D 2256 standardına uygun olarak yapılmıştır. İpliklerin tex cinsinden lineer yoğunlukları hesaplanmış ve bunun yarısı değerinde cN cinsinden ön gerilim uygulanmıştır. Testler 20±1 sn sürede kopuş olacak şekilde 30 mm/dk sabit çene hızında yapılmıştır.100 N kapasiteli yük hücresi kullanılmıştır.

Mukavemet testleri sonucunda maksimum yük (kN) ve buna karşılık gelen yüzde uzama ile kopma mukavemeti (N/tex) değerleri elde edilmiştir.

3.2.2.4. İplik Yorulma Testleri

Özel yapım eksenel dinamik yorulma cihazı sağda hareketli çene ve üzerindeki 100 cN kapasiteli yük hücresi ile solda sabit çene ve üzerindeki vibratörden oluşmaktadır. (Şekil 3.4) Hareketli çene ile ortalama yük, vibratörün titreşim mesafesinin değiştirilmesiyle de değişken yük kontrol etmektedir. Kontrol paneli üzerinden hesaplanan ortalama yük değeri girilir ve teste başlanır. Değişken yük ise kontrol paneli üzerinden ve istenen değer osiloskopta gözleninceye kadar elle vibratörün stroğu değiştirilerek ayarlanır. Yük hücresinde okunan 1 mV, 10 gr yüke denk gelmektedir. Vibratörün salınım frekansı sabit ve 50 hz (saniyede 50 salınım)'dir.



Şekil 3.4. Dinamik Yorulma Test Cihazı Şematik Gösterimi

Yapılan ön denemelerde uzamadaki değişikliğin kaybolmaya başladığı süre yaklaşık 7-7,5 saat olarak tayin edilmiş ve testler bu sürede gerçekleştirilmiştir. Yorulma cihazının saniyede 50 salınım yaptığı hesaba katılırsa test süresince 1.350.000 salınım yapıldığı hesaplanır. Buda normal kalp atışıyla (1 Hz) yaklaşık 15 günlük bir çalışma süresine karşılık gelmektedir. Numune uzunluğu 50 mm alınmış ve test süresince 1 veri/sn hızla yük ve uzama verileri alınarak bilgisayara kaydedilmiştir. (Şekil 3.5)



Şekil 3.5. Dinamik Yorulma – Yük ve Uzama Kaydı

İplik yorulma testlerinde uygulanan yük aralığı yapay damarın vücut içinde maruz kalacağı değişken basınç dikkate alınarak hesaplanmıştır. Sıvı içeren kaplardaki basınç ile belirli bir yüzeye uygulanan basınç arasında aşağıdaki bağıntı vardır.

$$P_{katı} = \frac{F}{A} \quad , \quad P_{sıvı} = h.\varrho \quad , \quad F = h.\varrho.A \tag{3.1}$$

Yapay damarın yüzey alanına etkiyen sıvı basıncı damarın yüzey alanıyla çarpılarak birim uzunluktaki yapay damara etkiyen kuvvet hesaplanmıştır (Denklem 3.1). Bu değer birim uzunluktaki damarda bulunan atkı ipliği sayısına bölünerek bir atkı ipliğine etkiyen kuvvet bulunmuştur. Hesaplamada atkı iplikleri arasındaki boşluk ihmal edilmiştir. Bu yöntemle hesaplanarak uygulanan yorulma yükü atkı ipliğinin kopma yükünün yalnızca % 10'una tekabül etmektedir (40 ± 8 gr). Literatürdeki çalışmalarda ise hızlandırılmış yorulma testleri genellikle kopma yükünün % 50-90 aralığında ve statik yükte uygulanmıştır.

3.2.3. Sonuçların Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Model

Sonuçların istatistiksel değerlendirmesi için iki farklı varyans analizi yapılmıştır. Birinci analizde farklı filaman sayısındaki ham kumaşlara farklı kimyasal ve işlem sürelerinde uygulanan büzdürme işleminin **lif** çapı, **kumaş** kalınlığı, **kumaş** su geçirgenliği, **iplik**

mukavemeti ve uzaması üzerine etkisi %5 anlamlılık seviyesinde değerlendirilmiş ve faktör seviyeleri arasındaki farkı görmek için SNK - Student Newman Keuls testleri yapılmıştır. Bu analiz ile amaçlanan her bir filaman inceliğindeki iplik ve kumaşların kimyasal büzdürme gördükten sonraki durumlarının ham durumlarına göre olan değişimini **birlikte (aynı referans değerinden başlayarak)** değerlendirmektir. Bu nedenle bütün deney sonuçları ham deney sonuçlarına bölünerek normalizasyon yapılmış ve elde edilen değerlerle varyans analizi yapılmıştır. SNK testlerindeki alt grupların 100 değerinin altında olması değişken değerinde azalma, üstünde olması ise artış olduğunu göstermektedir. Analizlerde SPSS istatistiksel analiz programı kullanılmıştır.

İstatistiksel model: $Y_{ijkm} = \mu + F_i + K_j + T_k + FK_{ij} + FT_{ik} + KT_{jk} + FKT_{ijk} + \varepsilon_{ijkm}$

- μ = Faktörün bütün seviyeleri için ortak etki (ortalama)
- F_i = Filaman sayısının (dpf) etkisi
- K_j = Kimyasalın etkisi
- T_k = İşlem süresinin etkisi
- FK_{ij} = Filaman sayısı (dpf) ve kimyasal kesişiminin etkisi
- FT_{ik} = Filaman sayısı (dpf) ve işlem süresi kesişiminin etkisi
- KT_{jk} = Kimyasal ve işlem süresi kesişiminin etkisi
- FKT_{ijk} = Filaman sayısı (dpf), kimyasal ve işlem süresi kesişiminin etkisi
- ε_{ijk} = Tesadüfi hata

değerlerini temsil etmektedirler.

H_0 Hipotezi: Faktörün değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde etkisi yoktur.
H_A Hipotezi: Faktörün değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde etkisi vardır.

144 filaman atkı ipliğiyle dokunmuş kumaşa uygulanan kimyasal büzdürme işleminin değerlendirildiği ikinci istatistiksel analizde kimyasal cinsi ve büzdürme işlem süresinin yorulma uzaması üzerine etkisi %5 anlamlılık seviyesinde incelenmiş ve SNK testleri yapılmıştır. Gerçek yük değerlerinde ve uzun süreli yorulma testleri için 144 flaman

ipliğin seçilmesinin nedeni, bu ipliğin en yüksek mukavemeti ve bu iplikle dokunan kumaşın fizyolojk olarak uygun ve düşük su geçirgenliği değerlerine sahip olmasıdır.

İstatistiksel model: $Y_{ijk} = \mu + K_i + T_j + KT_{ij} + \varepsilon_{ijk}$

- μ = Faktörün bütün seviyeleri için ortak etki (ortalama)
- K_j = Kimyasal cinsinin etkisi
- T_k = İşlem süresinin etkisi
- KT_{jk} = Kimyasal cinsi ve işlem süresi kesişiminin etkisi
- ε_{ijk} = Tesadüfi hata

değerlerini temsil etmektedirler.

H_0 Hipotezi: Faktörün değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde etkisi yoktur.
H_A Hipotezi: Faktörün değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde etkisi vardır.

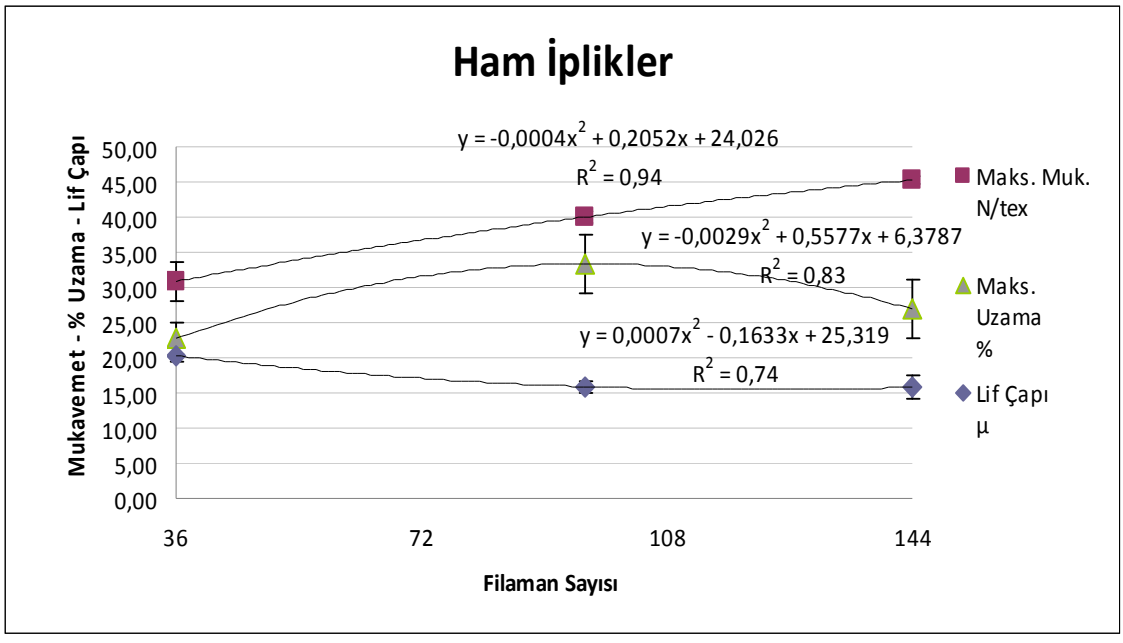
Varyans analizi sonucunda sig. değeri nokta (.) veya 0,05 üzerinde çıkan değerlerde H_0 hipotezi kabul edilmekte yani faktörün incelenen değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde bir etkisinin olmadığı kabul edilmektedir. Değerin 0,05 altında çıkması durumunda ise H_0 hipotezi reddedilmekte H_A hipotezi kabul edilmekte, yani faktörün değişken üzerinde %5 anlamlılık seviyesinde etkisinin olduğu kabul edilmektedir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

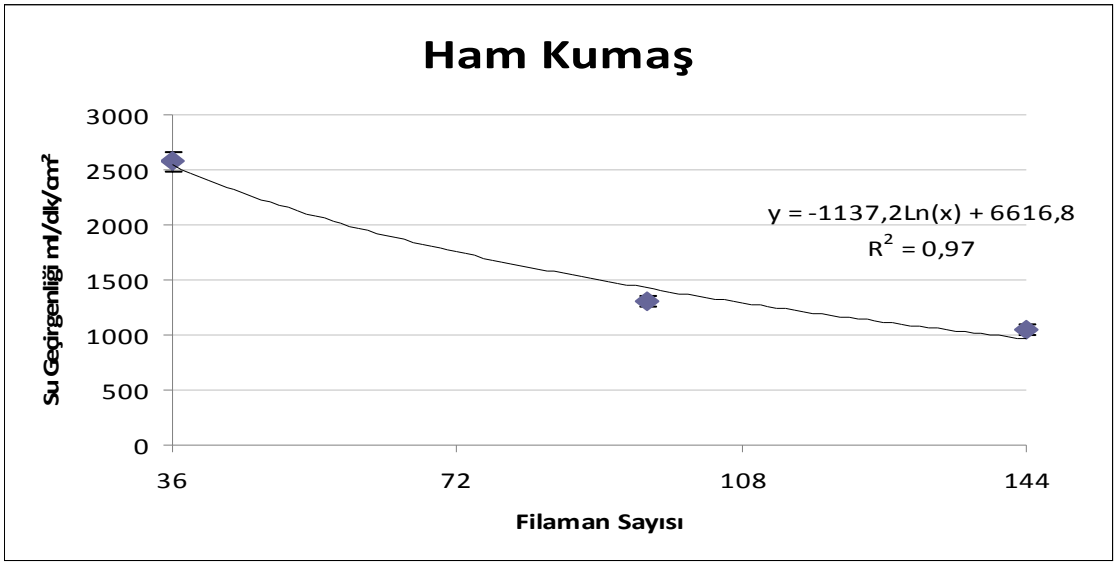
4.1. Ham İplik ve Kumaşlara Ait Test Sonuçları

Çizelge 4.1. Ham iplik ve kumaşlara ait test sonuçları

	Filaman Sayısı (36-96-144 f)	Lif Çapı **µ**	Su Geçirgenliği **ml/dk/cm²**	Maks. Muk. **N/tex**	Maks. Uzama **%**
1	36	19	2538	32,52	23,34
2		20	2510	27,64	24,58
3		22	2679	32,52	20,24
	Ort.	**20,32**	**2576**	**30,89**	**22,72**
	Std. Sapma	**0,93**	**90,67**	**2,82**	**2,24**
1	96	15	1290	39,16	34,34
2		17	1283	40,03	29,48
3		15	1354	40,91	36,22
	Ort.	**15,87**	**1309**	**40,03**	**33,34**
	Std. Sapma	**0,79**	**50,85**	**0,87**	**4,13**
1	144	18	966	44,65	27,24
2		15	1156	45,58	26,44
3		14	1022	45,58	27,02
	Ort.	**15,82**	**1048**	**45,27**	**26,9**
	Std. Sapma	**1,74**	**50,85**	**0,54**	**4,13**



Şekil 4.1. Ham ipliklere ait mukavemet, uzama ve lif çapı grafiği



Şekil 4.2. Ham kumaşlara ait su geçirgenlik grafiği

Ham ipliklere yapılan testler sonucunda aynı numara iplikteki filaman sayısı arttıkça mukavemet değerlerinin arttığı, uzamanın 96 filaman iplikte en yüksek değerde olduğu ve 36 filamandan 144 filaman ipliğe geçerken arttığı, lif çapının ise 36 filamanda en yüksek değerde, 96 ve 144 filamanda ise yaklaşık aynı olduğu görülmüştür.

Mukavemet sonuçları yük dağılımı paylaşımının artması ile mukavemetin artması olgusunu teyit etmektedir. Uzama sonuçlarına bakıldığında 96 filaman ipliğin yüksek uzama davranışı bu ipliğin %3 uzamada %34 gibi diğer ipliklere göre daha düşük bir punta kalıcılığı değerine sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Mukavemet testi esnasında puntaların açılması uzama değerinin artmasına neden olmuştur. 144 filaman ipliğin uzama miktarı ise 36 filaman ipliğe göre daha yüksektir (Şekil 4.1).

Ham kumaşlara uygulanan su geçirgenliği test sonuçlarında ise 36 filaman iplikten 96 filamana geçerken sert bir düşüş 96 filaman iplikten 144 filamana geçerken daha yumuşak bir düşüş görülmüştür (Şekil 4.2). Bunun nedeni birim hacimdeki filaman sayısı arttıkça yüzey alanının artmasıyla su geçişinin engellenmesidir.

4.2. Kimyasal Büzdürme İşlemi Görmüş Kumaşlara Ait Test Sonuçları

Çizelge 4.2. Metilen klorit ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları

Sıra	Filaman **(36-96-144 f)**	Kimyasal Cinsi **(A)**	Süre-dk **(1,5,10 dk)**	Lif Çapı **µ**	Su Geçirgenliği **ml/dk/cm²**	Kopma Muk. **cN/tex**	Kopma Uzaması **%STN**
1	36At1			25	2475	36,18	29,32
2				21	2515	32,73	27,16
3				25	2573	38,76	35,32
Ort.				**24**	**2521**	**35,89**	**30,60**
Std. Sapma				**2,08**	**49**	**3,02**	**4,23**
1	36At5			20	2060	32,80	33,80
2				23	1985	32,00	34,52
3				21	1973	27,20	26,44
Ort.				**21**	**2006**	**30,67**	**31,59**
Std. Sapma				**1,51**	**47**	**3,03**	**4,47**
1	36At10			21	2388	34,26	34,68
2				25	2112	37,04	33,38
3				22	2198	38,89	39,66
Ort.				**23**	**2233**	**36,73**	**35,91**
Std. Sapma				**1,63**	**142**	**2,33**	**3,31**
1	96At1			15	1696	35,10	36,70
2				17	2025	34,32	37,14
3				19	2100	32,76	29,50
Ort.				**17**	**1940**	**34,06**	**34,45**
Std. Sapma				**1,67**	**215**	**1,19**	**4,29**
1	96At5			18	1165	35,13	34,28
2				20	1344	35,95	35,48
3				21	1488	33,50	31,80
Ort.				**20**	**1333**	**34,86**	**33,85**
Std. Sapma				**1,14**	**162**	**1,25**	**1,88**
1	96At10			17	1327	37,93	37,50
2				20	1246	37,07	36,12
3				18	1350	37,07	37,98
Ort.				**18**	**1308**	**37,36**	**37,20**
Std. Sapma				**1,51**	**55**	**0,50**	**0,97**
1	144At1			13	1615	31,51	24,34
2				13	1506	31,51	22,16
3				14	1437	30,81	18,76
Ort.				**13**	**1519**	**31,28**	**21,75**
Std. Sapma				**0,66**	**90**	**0,40**	**2,81**
1	144At5			13	1327	40,18	19,30
2				13	1275	40,18	22,98
3				13	1223	41,10	21,96
Ort.				**13**	**1275**	**40,49**	**21,41**
Std. Sapma				**0,09**	**52**	**0,53**	**1,90**
1	144At10			13	1177	39,79	24,08
2				15	1212	37,20	20,18
3				14	1240	36,33	25,22
Ort.				**14**	**1210**	**37,77**	**23,16**
Std. Sapma				**0,56**	**32**	**1,80**	**2,64**

Çizelge 4.3. Metilen klorit ve triklorasetik asit karışımı ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları

Sıra	Filaman **(36-96-144 f)**	Kimyasal Cinsi **(A+C)**	Süre-dk **(1,5,10 dk)**	Lif Çapı **µ**	Su Geçirgenliği **ml/dk/cm²**	Kopma Muk. **cN/tex**	Kopma Uzaması **%STN**
1	36A+Ct1			25	1812	29,91	34,26
2				23	1933	29,14	31,08
3				25	2296	32,21	35,66
Ort.				**24**	**2013**	**30,42**	**33,67**
Std. Sapma				**1**	**206**	**1,60**	**2,35**
1	36A+Ct5			23	1396	37,70	41,20
2				23	1292	36,80	39,92
3				21	1327	35,01	39,32
Ort.				**22**	**1338**	**36,51**	**40,15**
Std. Sapma				**1**	**43**	**1,37**	**0,96**
1	36A+Ct10			21	1229	35,38	46,62
2				23	1183	36,24	45,96
3				21	1281	33,65	39,26
Ort.				**22**	**1231**	**35,09**	**43,95**
Std. Sapma				**1**	**40**	**1,32**	**4,07**
1	96A+Ct1			17	1685	41,42	50,26
2				16	1846	42,41	52,66
3				16	1592	42,41	52,68
Ort.				**16**	**1708**	**42,08**	**51,87**
Std. Sapma				**1**	**105**	**0,57**	**1,39**
1	96A+Ct5			14	1177	36,01	50,44
2				14	1154	33,55	45,98
3				18	1154	35,19	49,08
Ort.				**16**	**1162**	**34,92**	**48,50**
Std. Sapma				**2**	**11**	**1,25**	**2,29**
1	96A+Ct10			17	1015	32,73	40,36
2				15	1096	37,04	52,32
3				17	1085	36,18	49,24
Ort.				**16**	**1065**	**35,31**	**47,31**
Std. Sapma				**1**	**36**	**2,28**	**6,21**
1	144A+Ct1			10	1183	44,09	47,16
2				10	1154	43,15	48,08
3				11	1113	42,21	46,16
Ort.				**11**	**1150**	**43,15**	**47,13**
Std. Sapma				**1**	**28**	**0,94**	**0,96**
1	144A+Ct5			11	1085	43,02	42,82
2				11	1056	43,98	45,32
3				12	1188	43,02	41,42
Ort.				**12**	**1110**	**43,34**	**43,19**
Std. Sapma				**0**	**57**	**0,55**	**1,98**
1	144A+Ct10			10	1062	38,77	48,22
2				10	1004	35,54	44,18
3				10	923	37,16	48,28
Ort.				**10**	**996**	**37,16**	**46,89**
Std. Sapma				**0**	**57**	**1,62**	**2,35**

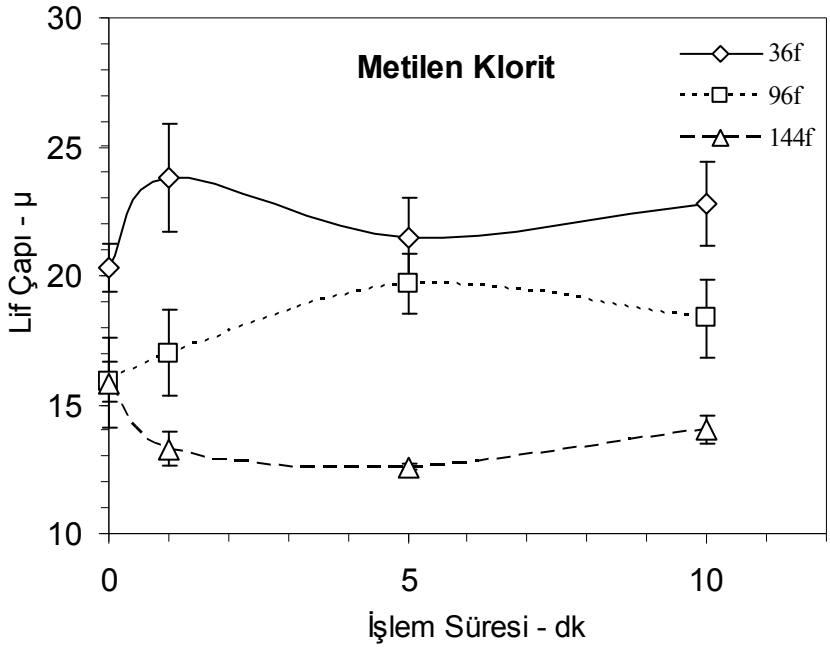
Çizelge 4.4. Kloroform ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları

Sıra	Filaman **(36-96-144 f)**	Kimyasal Cinsi **(B)**	Süre-dk **(1,5,10 dk)**	Lif Çapı **µ**	Su Geçirgenliği **ml/dk/cm²**	Kopma Muk. **cN/tex**	Kopma Uzaması **%STN**
1	36Bt1			24	2357	25,83	17,08
2				22	2556	28,33	20,72
3				21	2383	28,33	21,44
Ort.				**22**	**2432**	**27,50**	**19,75**
Std. Sapma				**1**	**108**	**1,18**	**1,91**
1	36Bt5			26	2623	25,93	21,64
2				27	2436	25,93	22,28
3				26	2476	26,70	24,08
Ort.				**26**	**2512**	**26,19**	**22,67**
Std. Sapma				**1**	**98**	**0,36**	**1,03**
1	36Bt10			23	2729	25,37	17,44
2				21	2663	27,00	19,88
3				25	2929	27,00	17,44
Ort.				**23**	**2774**	**26,46**	**18,25**
Std. Sapma				**2**	**139**	**0,77**	**1,15**
1	96Bt1			19	1425	36,55	27,06
2				22	1365	36,55	28,12
3				17	1445	38,29	30,84
Ort.				**19**	**1411**	**37,13**	**28,67**
Std. Sapma				**3**	**793**	**0,82**	**1,59**
1	96Bt5			21	1198	33,97	23,44
2				20	1504	38,33	32,53
3				21	1305	38,33	34,14
Ort.				**21**	**1336**	**36,88**	**30,04**
Std. Sapma				**1**	**155**	**2,05**	**4,71**
1	96Bt10			17	1351	39,90	30,12
2				17	1464	38,20	31,02
3				16	1558	39,05	30,72
Ort.				**17**	**1458**	**39,05**	**30,62**
Std. Sapma				**1**	**103**	**0,69**	**0,37**
1	144Bt1			15	1018	43,69	18,34
2				13	939	45,63	19,16
3				15	1152	46,60	21,30
Ort.				**14**	**1036**	**45,31**	**19,60**
Std. Sapma				**1**	**108**	**1,21**	**1,25**
1	144Bt5			15	1038	44,44	23,62
2				12	1198	43,52	21,16
3				14	1278	43,52	20,44
Ort.				**13**	**1172**	**43,83**	**21,74**
Std. Sapma				**2**	**122**	**0,44**	**1,36**
1	144Bt10			16	1025	43,60	22,64
2				15	892	45,50	29,36
3				13	912	44,55	19,14
Ort.				**15**	**943**	**44,55**	**23,71**
Std. Sapma				**2**	**72**	**0,77**	**4,24**

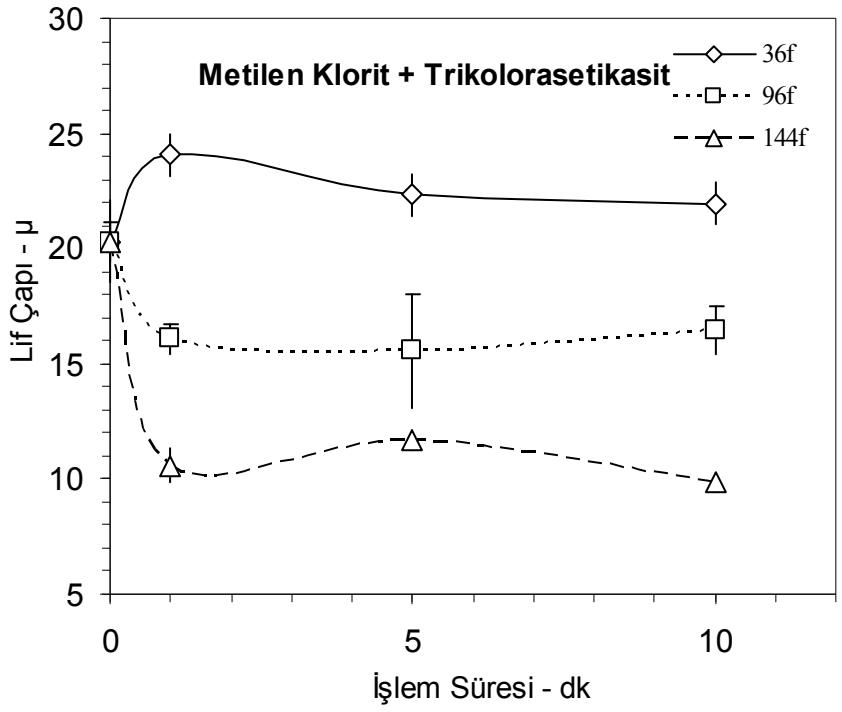
Çizelge 4.5. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile kimyasal büzdürme yapılmış kumaşlara ait test sonuçları

Sıra	Filaman **(36-96-144 f)**	Kimyasal Cinsi **(B+C)**	Süre-dk **(1,5,10 dk)**	Lif Çapı **µ**	Su Geçirgenliği **ml/dk/cm²**	Kopma Muk. **cN/tex**	Kopma Uzaması **%STN**
1	36B+Ct1			26	2285	27,64	24,44
2				28	2285	28,46	29,06
3				22	2204	27,64	27,38
Ort.				**25**	**2258**	**27,91**	**26,96**
Std. Sapma				**3**	**47**	**0,47**	**2,34**
1	36B+Ct5			26	2204	29,75	28,94
2				20	2146	29,76	29,06
3				20	2100	29,77	27,26
Ort.				**22**	**2150**	**29,76**	**28,42**
Std. Sapma				**4**	**52**	**0,01**	**1,01**
1	36B+Ct10			25	2238	29,18	28,26
2				23	2054	27,47	23,84
3				26	2181	30,04	31,82
Ort.				**25**	**2158**	**28,90**	**27,97**
Std. Sapma				**2**	**94**	**1,31**	**4,00**
1	96B+Ct1			17	981	37,89	36,68
2				20	1015	37,07	36,76
3				18	1085	37,07	36,06
Ort.				**18**	**1027**	**37,34**	**36,50**
Std. Sapma				**2**	**53**	**0,48**	**0,38**
1	96B+Ct5			21	1085	41,51	34,26
2				20	1200	42,45	36,54
3				19	1269	43,40	38,68
Ort.				**20**	**1185**	**42,45**	**36,49**
Std. Sapma				**1**	**93**	**0,94**	**2,21**
1	96B+Ct10			17	1310	35,52	24,92
2				17	1246	28,23	16,78
3				18	1269	37,34	29,00
Ort.				**17**	**1275**	**33,70**	**23,57**
Std. Sapma				**1**	**32**	**4,82**	**6,22**
1	144B+Ct1			11	860	43,80	27,20
2				12	865	45,67	27,30
3				16	917	44,73	28,00
Ort.				**13**	**881**	**44,73**	**27,50**
Std. Sapma				**2**	**32**	**0,93**	**0,44**
1	144B+Ct5			14	1108	43,11	26,92
2				13	1096	42,17	26,80
3				13	1079	44,05	26,08
Ort.				**13**	**1094**	**43,11**	**26,60**
Std. Sapma				**0**	**15**	**0,94**	**0,45**
1	144B+Ct10			13	1131	41,70	27,52
2				12	1183	42,59	31,18
3				14	1269	41,70	29,16
Ort.				**13**	**1194**	**42,00**	**29,29**
Std. Sapma				**1**	**70**	**0,51**	**1,83**

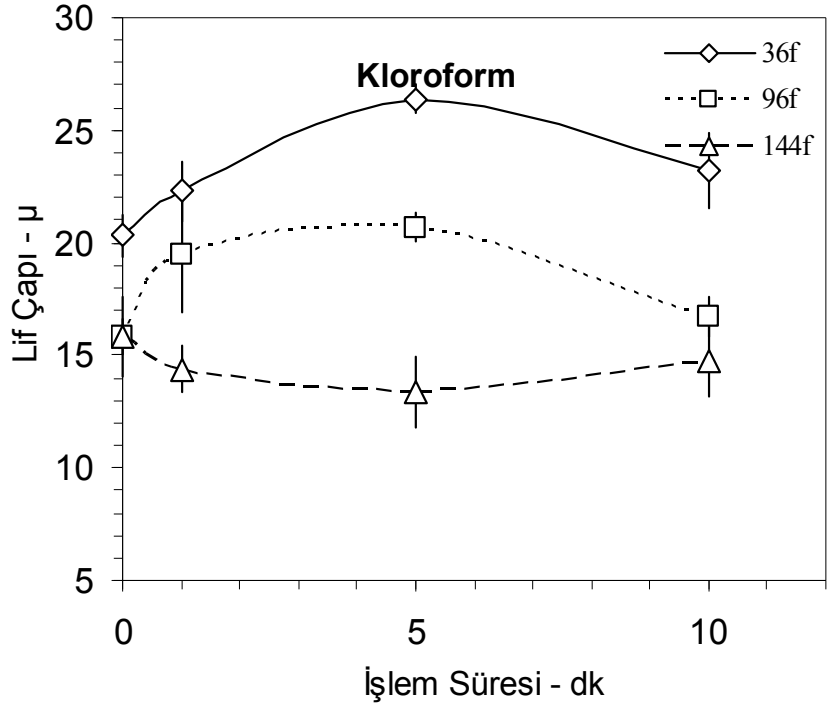
4.2.1 Lif Çapı Ölçüm Sonuçları



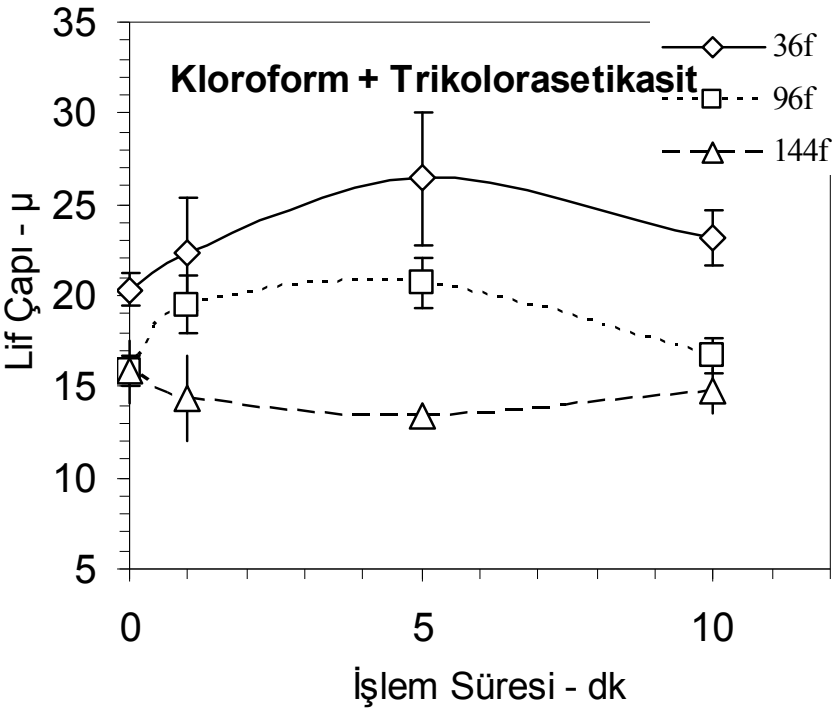
Şekil 4.3. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim



Şekil 4.4. Metilen Klorit ve Triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin çaplarındaki değişim



Şekil 4.5. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim



Şekil 4.6. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin lif çaplarındaki değişim

Çizelge 4.6. Lif çapı için varyans analizi ve SNK testi tablosu

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Hipotez
Filaman	24910,296	2	12455,148	164,123	RED
Kimyasal	3537,556	3	1179,185	15,538	RED
Sure	199,574	2	99,787	1,315	KABUL
Filaman * Kimyasal	972,667	6	162,111	2,136	KABUL
Filaman * Sure	708,093	4	177,023	2,333	KABUL
Kimyasal * Sure	505,611	6	84,269	1,110	KABUL
Filaman * Kimyasal * Sure	2534,500	12	211,208	2,783	RED
Hata	5464,000	72	75,889		
Toplam	1188728,000	108			

SNK Filaman	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
144	36	81,72	
96	36		113,22
36	36		114,61
Sig.		1,000	,501

Hata terimi kareler ortalaması = 75,889.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

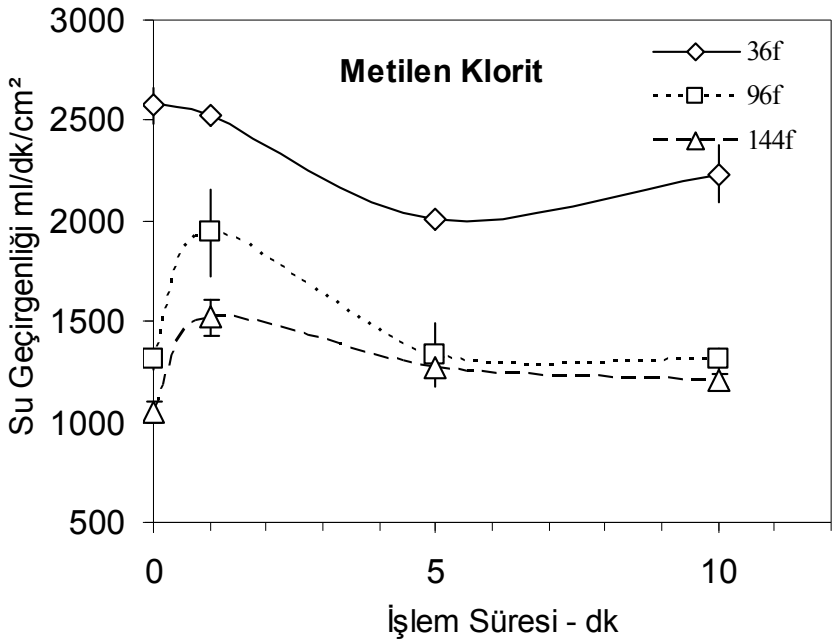
SNK Kimyasal	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
A+C	27	93,81	
A	27		103,93
B+C	27		105,85
B	27		109,15
Sig.		1,000	,078

Hata terimi kareler ortalaması = 75,889.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

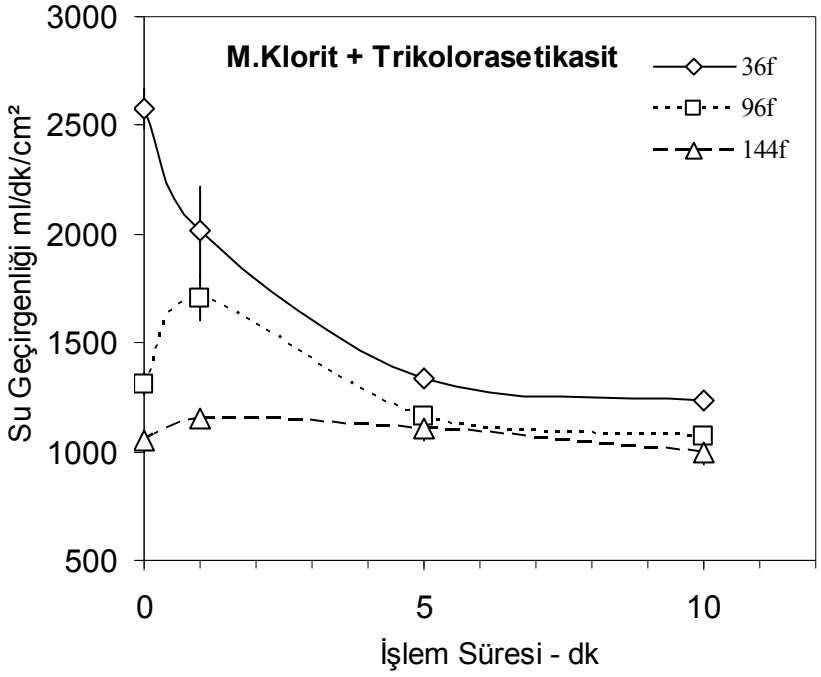
Çizelge 4.6.'da görüldüğü üzere lif çapı değişimi üzerinde filaman, kimyasal ve filaman * kimyasal * süre kesişiminin etkisi vardır. SNK testleri sonucunda;

- 144 filaman ipliğin lif çapı azalmış, 36 ve 96 filamanların çapı aynı seviyede artmıştır.
- Metilen Klorit ve Triklorasetik asit karışımı lif çapını azaltırken, diğer kimyasallar lif çapını aynı seviyede artırmıştır.

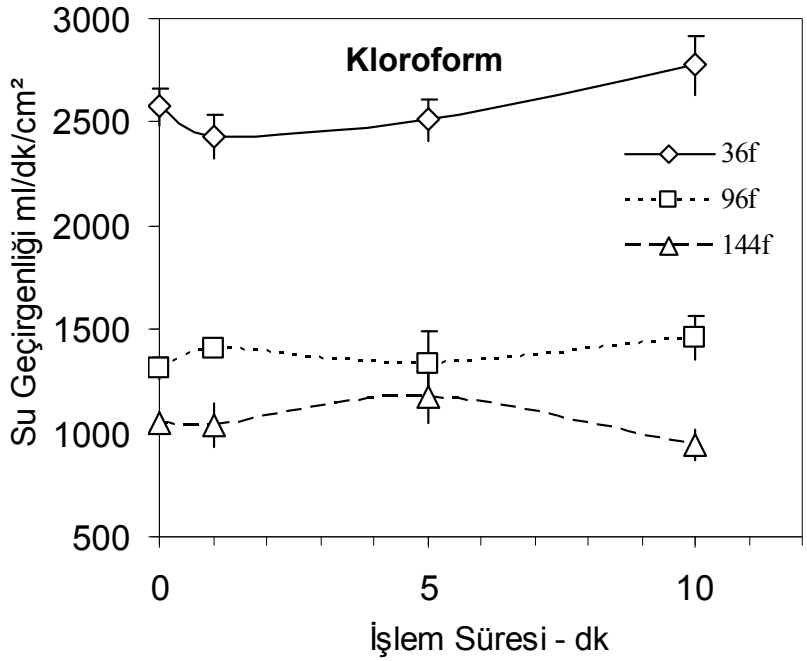
4.2.2 Su Geçirgenliği Ölçüm Sonuçları



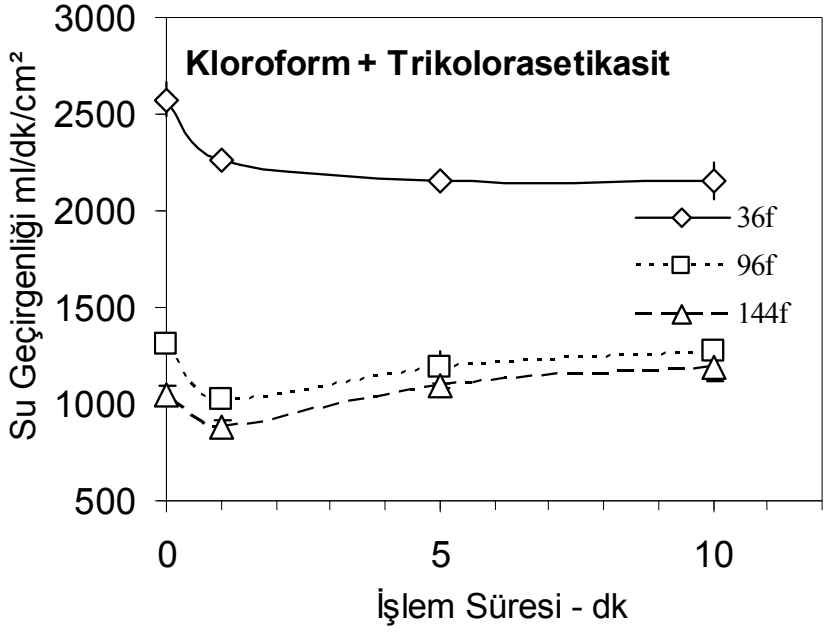
Şekil 4.7. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim



Şekil 4.8. Metilen Klorit ve Triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim



Şekil 4.9. Kloroform ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim



Şekil 4.10. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış kumaşların su geçirgenliklerindeki değişim

Çizelge 4.7. Su Geçirgenliği için varyans analizi ve SNK testi tablosu

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Hipotez
Filaman	12711,352	2	6355,676	143,241	RED
Kimyasal	8712,630	3	2904,210	65,454	RED
Sure	2689,796	2	1344,898	30,311	RED
Filaman * Kimyasal	7388,648	6	1231,441	27,754	RED
Filaman * Sure	1639,926	4	409,981	9,240	RED
Kimyasal * Sure	8526,426	6	1421,071	32,027	RED
Filaman * Kimyasal * Sure	2947,630	12	245,636	5,536	RED
Hata	3194,667	72	44,370		
Toplam	1087004,000	108			

SNK Filaman	Deney Sayısı	Alt Küme		
	1	2	3	1
36	36	83,00		
96	36		103,25	
144	36			108,03
Sig.		1,000	1,000	1,000

Hata terimi kareler ortalaması = 44,37.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

SNK Süre	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
10	36	94,22	
5	36	94,92	
1	36		105,14
Sig.		,660	1,000

Hata terimi kareler ortalaması = 44,37.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

SNK Kimyasal	Deney Sayısı	Alt Küme			
	1	2	3	4	1
A+C	27	87,70			
B+C	27		91,70		
B	27			102,41	
A	27				110,56
Sig.		1,000	1,000	1,000	1,000

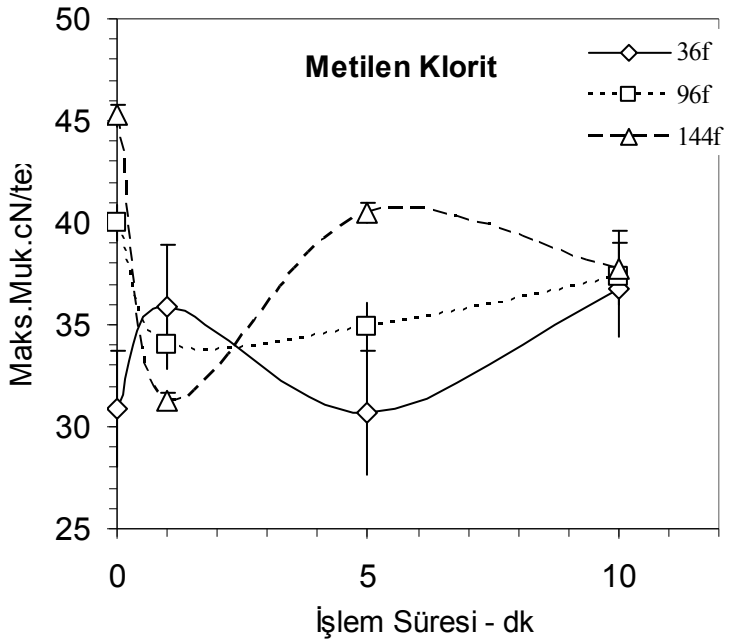
Hata terimi kareler ortalaması = 44,37.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

Çizelge 4.7.'de görüldüğü üzere su geçirgenliği değişimi üzerinde filaman, süre, kimyasal ve bunların kesişimlerinin tamamının etkisi vardır. SNK testleri sonucunda;

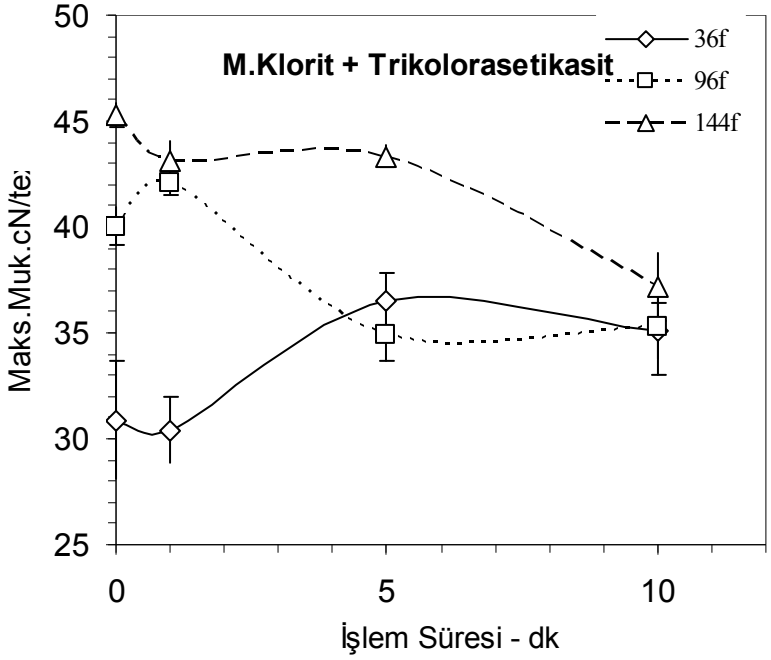
- 36 filaman iplikten dokunan kumaşın su geçirgenliği azalmış, 96 ve daha yüksek seviyede 144 filaman iplikle dokunanların su geçirgenlikleri artmıştır.
- 1 dk süreyle işlem gören kumaşların su geçirgenliği artarken, 5 ve 10 dk işlem görmüş kumaşların su geçirgenlikleri aynı seviyede azalmıştır.
- Metilen Klorit - triklorasetik asit karışımı ve kloroform - triklorasetik asit karışımı su geçirgenliğini azaltırken, metilen klorit ve kloroform kimyasalları tek başlarına su geçirgenliğinde artışa sebep olmuşlardır. Triklorasetik asit ilavesinin kumaşın su geçirgenliğinin düşüşünde olumlu etkisi olduğunu göstermektedir.

Şekil 4.8. incelendiğinde bütün numunelerin 10 dk sonunda yaklaşık aynı seviyede su geçirgenliği değerine ulaştığı görülmektedir. Bu durum kumaşın su geçirgenliği açısından fiziksel yapı itibariyle bir denge durumuna sahip olduğunu göstermektedir.

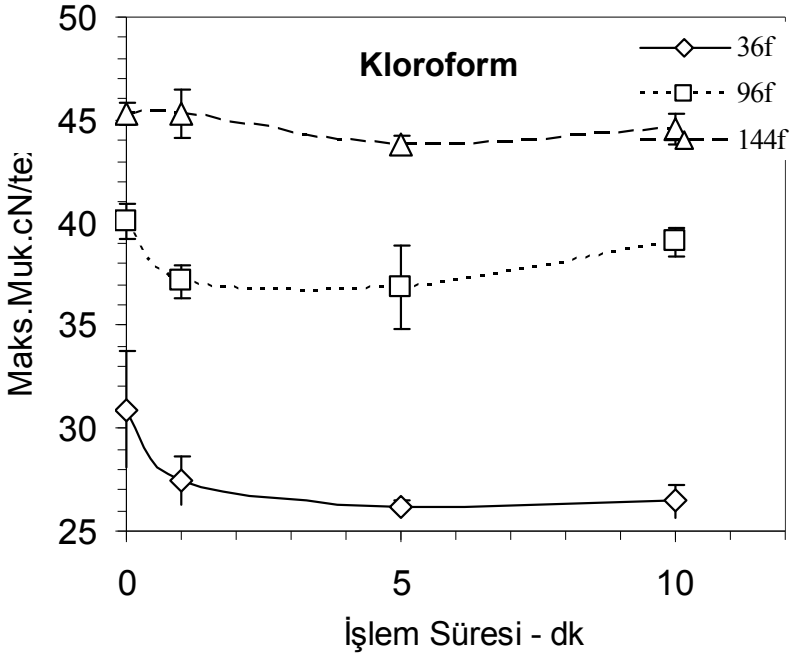
4.2.3 İplik Mukavemet Testi Ölçüm Sonuçları



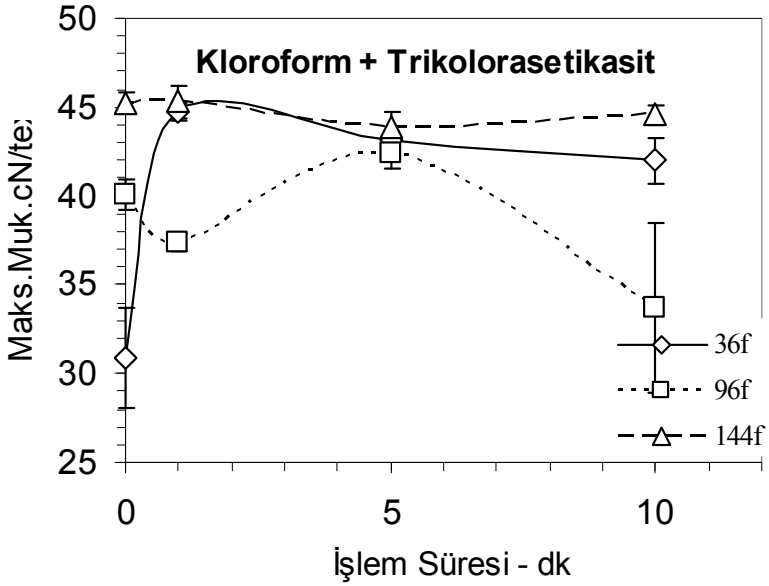
Şekil 4.11. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi



Şekil 4.12. Metilen Klorit ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi



Şekil 4.13. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi



Şekil 4.14. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin mukavemet değişimi

Çizelge 4.8. Mukavemet için varyans analizi ve SNK testi tablosu

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Hipotez
Filaman	1624,519	2	812,259	42,730	RED
Kimyasal	434,917	3	144,972	7,626	RED
Sure	39,019	2	19,509	1,026	KABUL
Filaman * Kimyasal	5527,778	6	921,296	48,466	RED
Filaman * Sure	316,537	4	79,134	4,163	RED
Kimyasal * Sure	874,611	6	145,769	7,668	RED
Filaman * Kimyasal * Sure	2713,611	12	226,134	11,896	RED
Hata	1368,667	72	19,009		
Toplam	983993,000	108			

SNK Filaman	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
144	36	91,42	
96	36	92,81	
36	36		100,25
Sig.		,181	1,000

Hata terimi kareler ortalaması = 19,01.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

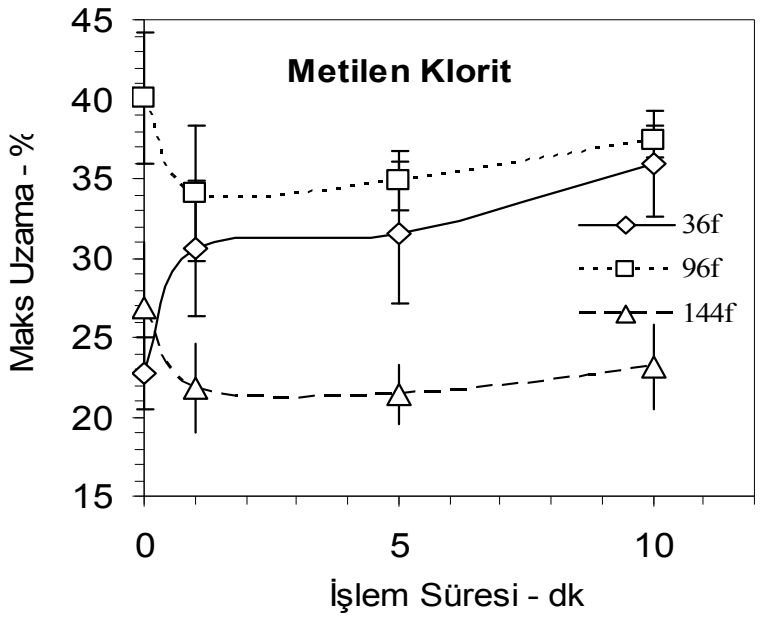
SNK Kimyasal	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
B	27	93,00	
A	27	93,67	
B+C	27	94,44	
A+C	27		98,19
Sig.		,447	1,000

Hata terimi kareler ortalaması = 19,01.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

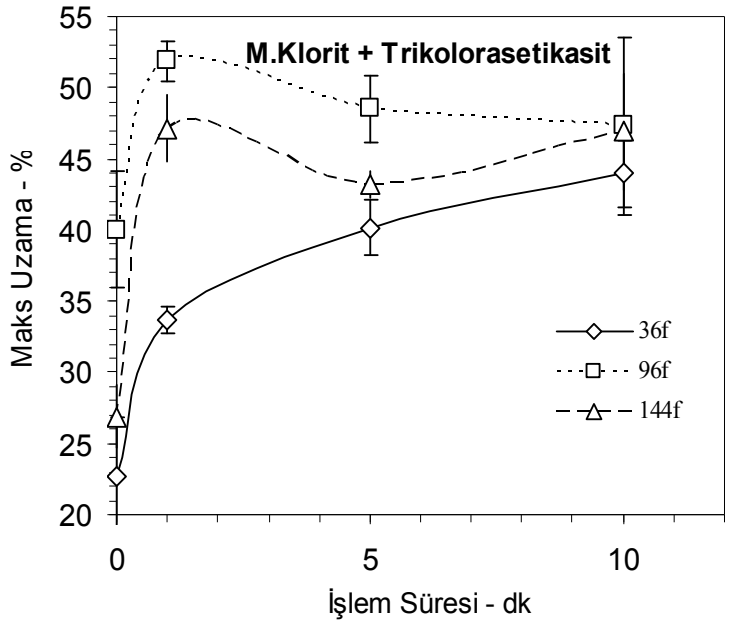
Çizelge 4.8.'de görüldüğü üzere mukavemet değişimi üzerinde süre dışındaki faktörlerin ve bunların kesişimlerinin etkisi vardır. SNK testleri sonucunda;

- 36 filaman ipliklerin mukavemeti %5 anlamlılık seviyesinde değişmezken, 96 ve 144 filaman ipliklerin mukavemetleri aynı seviyede azalmıştır.
- Metilen Klorit, kloroform ve kloroform - triklorasetik asit karışımı iplik mukavemetini aynı seviyede azaltırken, metilen klorit - triklorasetik asit karışımı mukavemette küçük bir düşüşe sebep olmuştur.

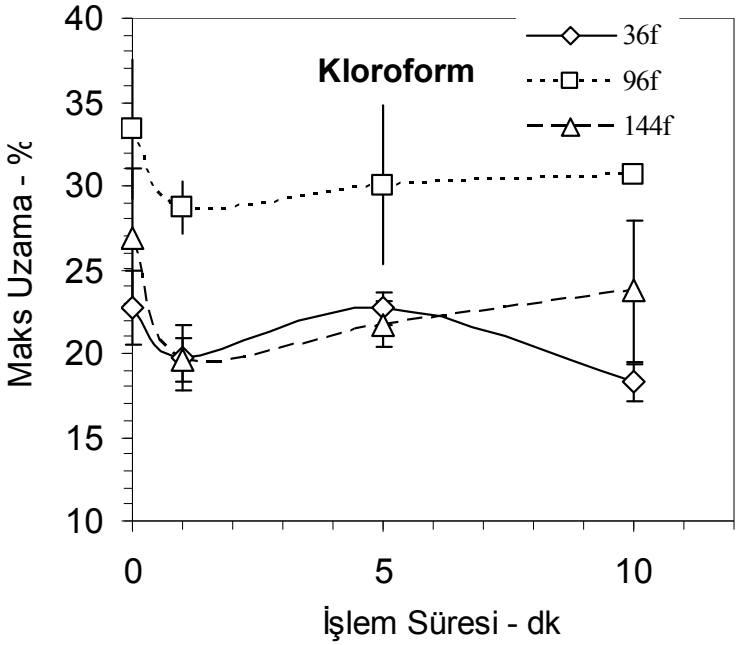
4.2.4 İplik Maksimum Uzama (Mukavemet Testi) Ölçüm Sonuçları



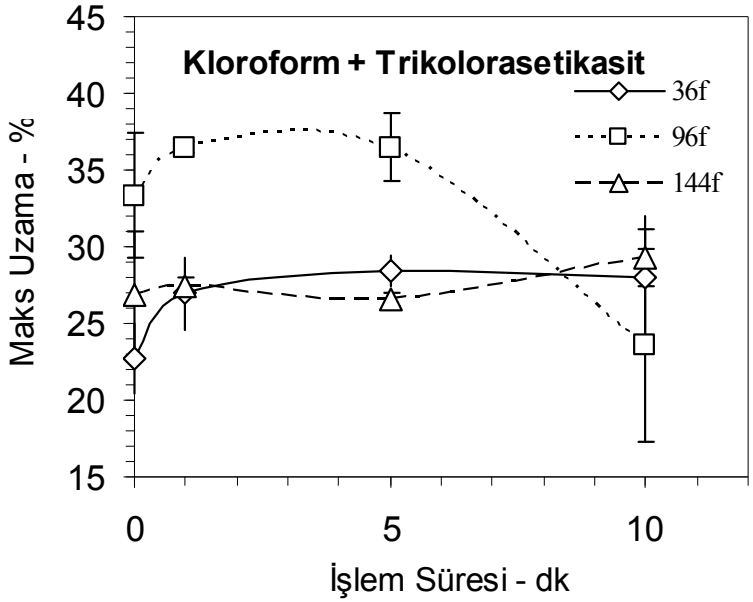
Şekil 4.15. Metilen Klorit ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri



Şekil 4.16. Metilen klorit ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri



Şekil 4.17. Kloroform ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri



Şekil 4.18. Kloroform ve triklorasetik asit karışımı ile büzdürme yapılmış ipliklerin maksimum uzama değerleri

Çizelge 4.9. Maksimum uzama için varyans analizi ve SNK testi tablosu

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Hipotez
Filaman	26974,889	2	13487,444	129,999	RED
Kimyasal	87962,778	3	29320,926	282,611	RED
Sure	233,556	2	116,778	1,126	KABUL
Filaman * Kimyasal	20365,778	6	3394,296	32,716	RED
Filaman * Sure	2226,889	4	556,722	5,366	RED
Kimyasal * Sure	1577,556	6	262,926	2,534	RED
Filaman * Kimyasal * Sure	3360,222	12	280,019	2,699	RED
Hata	7470,000	72	103,750		
Toplam	1530580,000	108			

SNK Filaman	Deney Sayısı	Alt Küme		
	1	2	3	1
36	36	98,0000		
96	36		106,2778	
144	36			134,8889
Sig.		1,000	1,000	1,000

Hata terimi kareler ortalaması = 103,75.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

SNK Kimyasal	Deney Sayısı	Alt Küme		
	1	2	3	1
B	27	84,1111		
A	27		103,5926	
B+C	27		104,0370	
A+C	27			160,4815
Sig.		1,000	,873	1,000

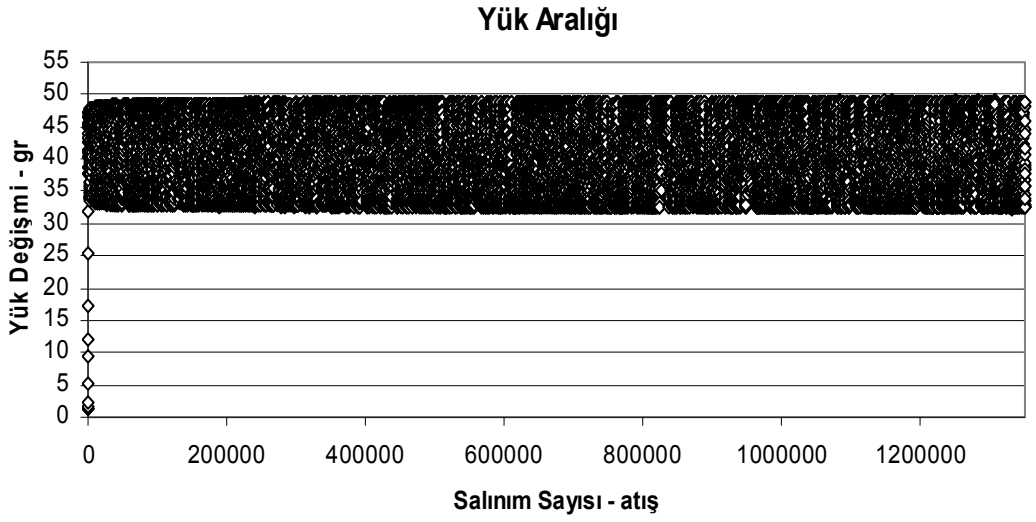
Hata terimi kareler ortalaması = 103,75.
Ham kumaşlara ait değerler %100 'dür.

Çizelge 4.9.'da görüldüğü üzere maksimum uzama değişimi üzerinde süre dışındaki faktörlerin ve bunların kesişimlerinin etkisi vardır. SNK testleri sonucunda;

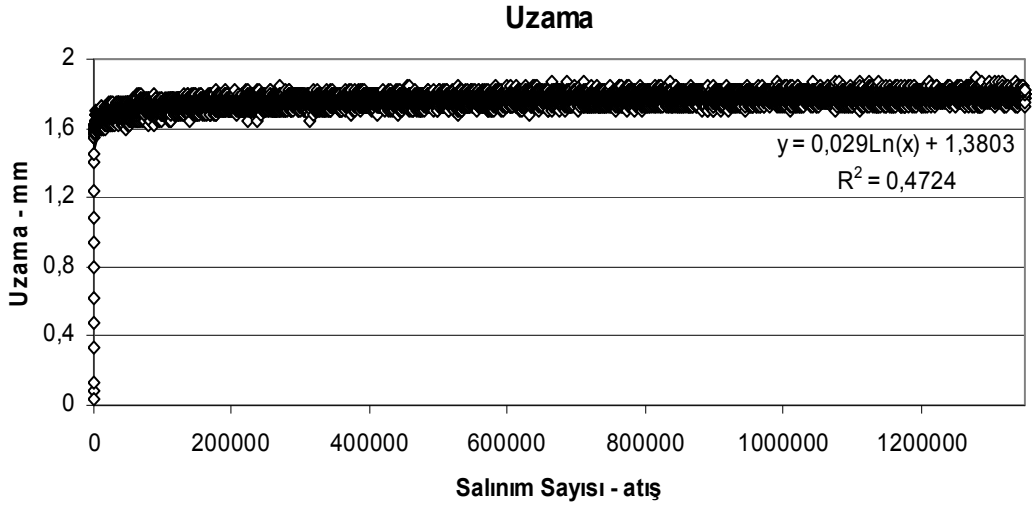
- 36 filaman ipliklerin maksimum uzama değerleri %5 anlamlılık seviyesinde değişmezken, 96 ve daha yüksek seviyede 144 filaman ipliklerin maksimum uzamaları artmıştır.
- Kloroform ile işlem gören ipliklerin uzama değerleri azalmış, metilen klorit ve kloroform - triklorasetik asit karışımı aynı seviyede uzamayı artırmış, metilen klorit - triklorasetik asit karışımı uzama değerlerinde yüksek bir artışa sebep olmuştur.

Şekil 4.16. incelendiğinde bütün numunelerin 10 dk sonunda yaklaşık aynı seviyede maksimum uzama değerine ulaştığı görülmektedir. Benzer bir denge durumu bu kimyasal karışımı için su geçirgenliği düşüşü açısından şekil 4.8. de gösterilmişti.

4.2.5 İplik Yorulma Testi Ölçüm Sonuçları



Şekil 4.19. 144 filaman ham ipliğe uygulanan yük aralığı



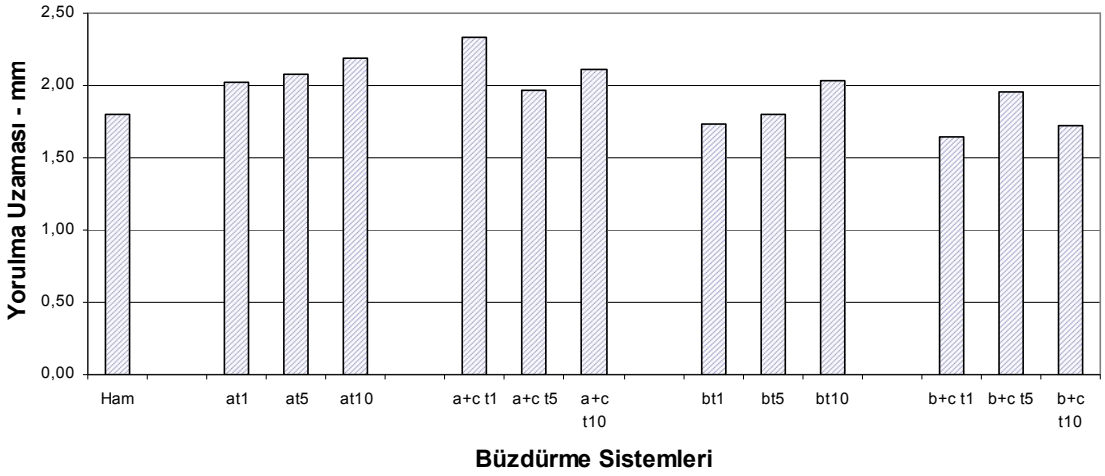
Şekil 4.20. 144 filaman ham ipliğin salınım sayısı ile uzamadaki değişimi

144 filaman ham ipliğe uygulanan yük aralığı Şekil 4.19.'da ve buna bağlı olarak meydana gelen uzama değişimi Şekil 4.20.'de verilmiştir. Regrasyon denklemine göre ham iplikteki uzamanın %47'si salınım sayısına bağlı olarak değişmektedir. Kimyasal işlem görmüş 144 filaman ipliklerin test sonuçları ve 15 günlük süre için regrasyon denklemleri çizelge 4.10.'da verilmiştir.

Çizelge 4.10. İplik yorulma testi sonuçları ve regrasyon denklemleri

Sıra	Kimyasal Cinsi **(A,A+C,B,B+C)**	Süre-dk **(T 1,5,10 dk)**	Uzama **mm** (4 saat)	**Uzama mm (15 gün) ***	Kalıcı Uzama **mm** (15 gün sonunda)	Eğilim Denklemi (15 Gün)
1	Ham		1,65	1,81	0,58	y = 0,0029Ln(x) + 0,1494 R² = 0,4724
2			1,73	1,75	0,65	
3			1,70	1,85	0,61	
Ort.			**1,69**	**1,80**	**0,61**	
Std. Sapma			**0,04**	**0,05**	**0,04**	
1	At1		1,66	2,03	1,40	y = 0,008Ln(x) + 0,1247 R² = 0,8717
2			1,64	2,00	1,20	
3			1,62	2,02	1,30	
Ort.			**1,64**	**2,02**	**1,30**	
Std. Sapma			**0,02**	**0,01**	**0,10**	
1	At5		1,74	2,05	1,53	y = 0,0075Ln(x) + 0,134 R² = 0,8702
2			1,70	2,10	1,42	
3			1,69	2,08	1,48	
Ort.			**1,71**	**2,08**	**1,48**	

Std. Sapma		**0,03**	**0,03**	**0,05**	
1	At10	1,83	2,15	1,78	y = 0,0078Ln(x) + 0,1413 R² = 0,8768
2		1,86	2,22	1,45	
3		1,81	2,19	1,62	
Ort.		**1,83**	**2,19**	**1,62**	
Std. Sapma		**0,03**	**0,04**	**0,17**	
1	A+Ct1	2,05	2,35	1,73	y = 0,0085Ln(x) + 0,1751 R² = 0,8539
2		1,86	2,30	1,64	
3		1,89	2,33	1,69	
Ort.		**1,93**	**2,33**	**1,69**	
Std. Sapma		**0,10**	**0,03**	**0,05**	
1	A+Ct5	2,40	1,95	2,34	y = 0,0075Ln(x) + 0,1213 R² = 0,8723
2		1,58	1,99	1,42	
3		1,71	1,97	1,88	
Ort.		**1,90**	**1,97**	**1,88**	
Std. Sapma		**0,44**	**0,02**	**0,46**	
1	A+Ct10	1,88	2,25	1,72	y = 0,0089Ln(x) + 0,145 R² = 0,8964
2		1,60	1,96	1,32	
3		1,68	2,11	1,52	
Ort.		**1,72**	**2,11**	**1,52**	
Std. Sapma		**0,14**	**0,15**	**0,20**	
1	Bt1	1,51	1,75	0,71	y = 0,0023Ln(x) + 0,1522 R² = 0,3704
2		1,59	1,71	0,68	
3		1,55	1,73	0,70	
Ort.		**1,55**	**1,73**	**0,70**	
Std. Sapma		**0,04**	**0,02**	**0,02**	
1	Bt5	1,67	1,78	0,69	y = 0,0033Ln(x) + 0,1621 R² = 0,5272
2		1,78	1,82	0,85	
3		1,70	1,80	0,77	
Ort.		**1,72**	**1,80**	**0,77**	
Std. Sapma		**0,06**	**0,02**	**0,08**	
1	Bt10	1,80	2,01	0,85	y = 0,0037Ln(x) + 0,187 R² = 0,5589
2		2,01	2,05	1,09	
3		1,92	2,03	0,97	
Ort.		**1,91**	**2,03**	**0,97**	
Std. Sapma		**0,11**	**0,02**	**0,12**	
1	B+Ct1	1,50	1,69	0,77	y = 0,0037Ln(x) + 0,1173 R² = 0,6381
2		1,39	1,58	0,71	
3		1,42	1,64	0,75	
Ort.		**1,44**	**1,64**	**0,74**	
Std. Sapma		**0,06**	**0,05**	**0,03**	
1	B+Ct5	1,60	1,91	0,73	y = 0,0035Ln(x) + 0,1453 R² = 0,609
2		1,79	2,01	1,04	
3		1,63	1,96	0,89	
Ort.		**1,67**	**1,96**	**0,89**	
Std. Sapma		**0,10**	**0,05**	**0,16**	
1	B+Ct10	1,58	1,73	0,95	y = 0,0042Ln(x) + 0,1377 R² = 0,6967
2		1,48	1,70	0,75	
3		1,50	1,72	0,85	
Ort.		**1,52**	**1,72**	**0,85**	
Std. Sapma		**0,05**	**0,02**	**0,10**	



Şekil 4.21. Kimyasal çektirme yapılmış ipliklerin yorulma uzama değerleri (15 Gün *)

Çizelge 4.11. İplik yorulma testi için varyans analizi ve SNK testi tablosu (15 Gün *)

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	Hipotez
Kimyasal	,857	3	,286	110,114	RED
Sure	,043	2	,022	8,320	RED
Kimyasal * Sure	,514	6	,086	32,998	RED
Hata	,062	24	,003		
Toplam	140,205	36			

SNK Süre	Deney Sayısı	Alt Küme	
	1	2	1
1	12	1,9275	
5	12	1,9517	
10	12		2,0100
Sig.		,257	1,000

SNK Kimyasal	Deney Sayısı	Alt Küme		
	1	2	3	1
B+C	9	1,7711		
B	9		1,8533	
A	9			2,0933
A+C	9			2,1344
Sig.		1,000	1,000	,100

Hata terimi kareler ortalaması = 0,03.
Anlamlılık Seviyesi = 0,05.

Çizelge 4.11.'de görüldüğü üzere ipliklerin yorulma uzama değişimi üzerinde kimyasal ve süre ile bunların kesişiminin etkisi vardır. SNK testleri sonucunda;

- İşlem süresi arttıkça uzama artmıştır. 1 ve 5 dk işlem görmüş iplikler aynı seviyede uzama gösterirken 10 dk işlem gören iplikler daha fazla uzama göstermişlerdir.
- En düşük uzama sırasıyla kloroform - triklorasetik asit karışımı ve kloroformda görülmüştür. En yüksek uzama metilen klorit ve metilen klorit - triklorasetik asit karışımında eşit seviyede görülmüştür (Şekil 4.21).

5. SONUÇLAR

Kimyasal büzdürme işlemine tabi tutulmuş poliester yapay damar numuneleri üzerinde yapılan testler, değişkenlerin birden çok faktöre bağlı olarak değiştiğini göstermiştir. Literatürde genel olarak kumaş su geçirgenliği azalırken maksimum uzama değerlerinde artış ve bunun tersine mukavemet değerlerinde azalış gözlemlendiği belirtilmiştir. Bu çalışmada, aynı iplik numarasında filaman sayısı değişimi göz önüne alınarak yapılan araştırmalar farklı sonuçlar ortaya koymuştur.

Yapılan deneyler su geçirgenliğinin sadece en ve boydan çekme değerleri ile ilişkili olmadığını, lif çapı değişiminin de önemli bir rol oynadığını göstermiştir. Metilen klorit ve triklorasetik asit karışımı ile yapılan büzdürme işlemine bakıldığında her 3 filaman sayısında da su geçirgenliği değişiminin lif çapı değişimiyle orantılı olduğu görülmektedir. 36 filaman iplikte 1. dakikada lif çapında meydana gelen artış su geçirgenliğinde ani düşüşe engel olurken 5. ve 10. dakikalarda lif çapında önemli bir değişiklik olmaması yapının büzülmesi ile su geçirgenliğinin giderek azalmasına neden olmuştur. 96 filaman iplikte 1. dakikada lif çapı azalmış, 5. ve 10. dakikalarda değişmemiştir. Buna karşılık su geçirgenliği 1. dakikada artmış, 5. dakikaya kadar giderek azalmış ve bundan sonra sabit bir değerde kalmıştır. 144 filaman iplikte ise 1. dakikada lif çapı azalmış ve ilerleyen sürede sabit kalmıştır. Su geçirgenliği ise 1. dakikada küçük bir artış göstermiş ve 10. dakikanın sonunda ancak ham kumaştaki değerine ulaşmıştır. Buradan hareketle kimyasal büzdürme işlemi uygulanan PET esaslı yapay damarların su geçirgenliğinin enden ve boydan büzülme hızı ile lif çapı değişim hızının bir fonksiyonu olduğu söylenebilir.

36 filaman atkı ipliği ile dokunan numuneler su geçirgenliğinde en yüksek düşüşü göstermiş, iplik mukavemeti ve maksimum uzama değerlerinde önemli bir değişim gözlenmemiştir. 96 filaman ipliğin su geçirgenliği zamanla önce artma sonra azalma eğiliminde olsa da sonuçta ham kumaştaki su geçirgenliğine yakın değerlere ulaşmıştır. Buna karşılık mukavemette azalma ve maksimum uzamada düşük seviyede bir artış gözlenmiştir. 144 filaman iplik ise su geçirgenliği açısından çok küçük bir değişim göstermesine rağmen mukavemeti azalmış ve maksimum uzama değeri diğer iki filaman sayısına göre çok daha fazla artmıştır. 36 filaman iplik en düşük su geçirgenliği

değerine metilen klorit – triklorasetik asit karışımıyla ulaşmış olmasına rağmen 144 filaman ipliğin ham kumaştaki su geçirgenliği değerlerine ulaşamamıştır. Bu açıdan bakıldığında kimyasal büzdürme işleminde kullanılacak iplikler için optimum bir denye / filaman oranı tanımlanabilir. Filaman sayısı arttıkça kimyasal büzdürme ile hem su geçirgenliğindeki düşüş azalmakta hem de mukavemet ve uzama gibi mekanik özellikler zayıflamaktadır. Yüksek filaman sayısına sahip ipliklerle dokunacak ham kumaşların kimyasal büzdürme işlemi uygulanmaksızın yapay damar olarak kullanılmasının daha uygun olabileceği değerlendirilmektedir.

Su geçirgenliğinde en yüksek düşüş metilen klorit – triklorasetik asit karışımında gözlenmiştir. Bunu kloroform - triklorasetik asit karışımı takip etmiştir. Yalnızca kloroform ile yapılan işlem sonucu 36 filaman iplikte su geçirgenliği artmış diğer filaman sayılarında önemli bir değişim olmamıştır. Metilen klorit ile yapılan muamele sonucunda ise 36 filaman iplikte su geçirgenliği azalmış diğer iki filaman sayısında artmıştır. Triklorasetik asit ilavesinin kumaşın su geçirgenliğinin düşmesine ve ipliğin maksimum uzamasının artmasına neden olduğu gözlemlenmiştir. Uzamadaki bu artış yapay damarların uzun dönem çalışmalarında kendini çapsal genleşme olarak gösterebileceğinden ve fonksiyonlarını gerçekleştiremez hale gelmesine neden olabileceğinden son derece önemlidir.

Metilen klorit – triklorasetik asit karışımında bütün numunelerin 10 dk sonunda yaklaşık aynı seviyede su geçirgenliği ve maksimum uzama değerine ulaştığı görülmektedir. Bu durum kumaşta su geçirgenliği, iplikteyse maksimum uzama açısından fiziksel yapı itibariyle bir denge durumunun olduğunu göstermektedir.

Metilen klorit, kloroform ve kloroform - triklorasetik asit karışımında aynı seviyede iplik mukavemeti düşüşü gözlenirken metilen klorit – triklorasetik asit karışımında önemli bir mukavemet düşüşü gözlemlenmemiştir. İplik mukavemetlerinde % 10 gibi düşük seviyede bir azalma gözlenmesi kimyasal büzdürme işlemlerinin oda sıcaklığında gerçekleştirilmesi ve ipliklerin dokuma yapı içerisinde iki uçtan sabitlenmiş halde işleme tabi tutulması ile açıklanabilir. Literatürdeki çalışmalar da ise iki ucu serbest formda olan PET ipiklere yapılan kimyasal büzdürme işlemlerinin % 30'lara varan mukavemet kayıplarına neden olduğu bildirilmiştir.

Fizyolojik basınç aralığı simüle edilerek 144 filaman iplik üzerinde gerçekleştirilen yorulma testleri, kimyasal büzdürme işleminin malzemenin zamanla uzamasında artışa neden olduğunu göstermiştir. Kimyasal büzdürme işlemleri 144 filaman iplikle dokunan kumaşlarda su geçirgenliğini fazla değiştirmezken, yorulma uzaması değerlerinde %30'lara varan artışlara neden olmuştur. En yüksek uzama molar ağırlığı kloroforma göre daha düşük olan metilen klorit ve metilen klorit – triklorasetik asit karışımında gözlenmiştir. Mukavemet testlerinden elde edilen maksimum uzama değerleri ile yorulma testi sonucu elde edilen uzama değerleri arasında 0,433 gibi düşük bir korelasyon katsayısı tespit edilmiştir. Bu durum yapay damarların gerek araştırma faaliyetlerinde gerekse nihai ürünün kullanıcıya sunulmadan önce mukavemet testlerinin yanı sıra yorulma testlerine de tabi tutulması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Sonuç olarak, PET esaslı yapay damar üretiminde, kimyasal çektirme işlemi uygulanırken kullanılan kimyasal ve işlem süresi grefin su geçirgenliği, mukavemet ve uzama değerleri üzerinde son derece önemlidir. Bundan sonraki çalışmalarda 0,96 denyeden daha düşük filaman numaralarında PET ipliklerle üretilecek yapay damarların sıcaklığın etkisi de göz önüne alınarak kimyasal büzdürme açısından incelenmesinin prosesin optimizasyonu açısından faydalı olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

Abdessalem, S.B., Zbali, I., Litim, N., and Mokhtar, S. 2009, Impact of Compaction Treatments on PET Yarns Used for Vascular Prostheses Manufacturing. *Iranian Polymer Journal,* 18 (1) :15-23.

American National Strandard for Vascular Graft Prostheses, 1996. Association for the Advancement of Medical Instrumentation.

Anonim , 1992-2003. American Heart Association Heart and Stroke Facts. Public Health Booklet

Anonim, 2010. http://yazarlikyazilimi.meb.gov.tr/Materyal/afyon/afyon4/dolasim sistemi/index.htm (Erişim Tarihi: 07.01.2010)

Anonim, 2010. www.cdc.gov/heartDiseases/Statistics.htm (Erişim Tarihi: 02.05.2010)

Anonim, 2010. www.nlm.nih.gov/medlineplus/heartdiseases.html (Erişim Tarihi: 10.05.2010)

Anonim, 2010. www.kenthospital.com/kenthastanesi/y_aort_cerrahisi (Erişim Tarihi: 15.08.2010)

Anonim, 2011. http://www.goremedical.com/excluder/ - (Erişim Tarihi: 05.01.11)

Anonim, 2011. http://www.matweb.com/ - (Erişim Tarihi: 05.01.11)

Anonim, 2011. http://en.wikipedia.org/wiki/Hildebrand_solubility_parameter - (Erişim Tarihi: 15.04.2011)

Anonim, 2011. http://www.oocities.org/hseyinrahat/huseyinrahat/malzemeteknigi yorulma.htm - (Erişim Tarihi: 15.06.2011)

Bunsell, A.R., Hearle, J.W.S. 1971. J. Mater. Sci., , 6, 1303.

Bunsell, A.R., Hearle, J.W.S. 1974. J. Appl. Polymer Sci., , 18, 26.

Barbucci, R. 2002. Integrated Biomaterial Science. Hingham, MA, USA: Kluwer Academic Publishers, p 823.

Durmus, T.D. 2009 . Blood Vessel Substitues. www.biomed.metu.edu.tr

Eren, S., Ulcay, Y. 2010. Yapay Tekstil Damarları. *Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi,* Cilt: 4, No: 1, 35-47.

Ege, S. 1999. Organic Chemistry Structure and Reactivity: Fourth Edition. Houghton Mifflin, U.S. pp.1046 -1047.

Eren, S. 2004. Tekstil Yapay Damarlarının Performans Özelliklerine Yapısal Parametrelerinin Etkisi. *Yüksek Lisans Tezi,* UÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, Bursa, s 87.

Guidoin, R., King, M., Blais, P., Marois, M., Gosselin, C., Roy, P., Courbier, R., David, M., Noeil, HP. 1981. A Biological and Structural Evaluation of Retrieved Dacron Arterial Prostheses. *BS Special 601*, Washington DC, 29-129.

Gupta, VB., Kumar, S. 1981. The effect of heat setting on the structure and mechanical properties of poly(ethylene terephtalate) fiber. IV. Tensile properties other than modulus and their dependence on structure. *J Appl Polym Sci,* 26, 1897-1905.

Guyton, A.C. 1986. Tıbbi Fizyoloji. Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 776 s.

Guidoin, R., Chakfe, N., Maurel, S., How, T., Batt, M., Maroıs, M., et al. 1993. Expanded polytetrafluoroethylene arterial prostheses in humans: histopathological study of 298 surgically excised grafts. *Biomaterials*, 14:678–93.

Halil, B. 2011. Sözlü görüşme. Şevket Yılmaz Hastanesi, Bursa (Görüşme tarihi: 11.07.2011)

Kidson, I.G. 1983. The effect of wall mechanical properties on patency of arterial grafts. Annals of the Royal College of Surgeons of England, vol, 65, p.24-29

Konopasek. L., Hearle. J.W.S. 1977. J. Appl. Polymer Sci., 21, 2791.

Köksoy, C. Arteryel Anevrizmalar. www.medicine.ankara.edu.tr/cerrahi_tip/genel_ cerrahi/files/arteryel_ anevrizmalar.pdf - (Erişim Tarihi: 15.05.2011)

Leventoğlu, T. 2008. Akışkanlığın Mu'cizevîliği. Sızıntı, 30-356.

Lechat, A., Bunsell, A. R., Davies, P., Plant. A., 2006. J. Materials Sci., 41, 1745.

Michaels, A.D., Chatterjee, K. 2002. Angioplasty Versus Bypass Surgery for Coronary Artery Disease. *Journal of the American Heart Association.*

Morton, W.E., Hearle, J.W.S. 1962-2008. Physical Properties of Textile Fibers, Fourth Edition.Woodhead Publishin in Textiles, s525-529.

Motwani, JG., Topol, EJ. 1998. Aortocoronary saphenous vein graft disease: pathogenesis, predisposition, and prevention. *Circulation*, 97:916–31.

Oudet, Ch., Bunsell, A.R. 1984. *J. Mater. Sci.* Letters, 3, 295.
Pourdeyhimi, B., Wagner, D. 1986. On The Correlation Between The Failure of Vascular Grafts and Their Structural and Material Properties: Acritical Analysis. *J Biomed Mater Res,* 20/3, 375-376.

Pourdeyhimi, B. 1986. Vascular Grafts: Textile Structures and Their Performance. Textile Progress, V15-N3 : 3-11.

Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J. and Lemons, Jack E. 2004. Biomaterials Science: Second Edition. (Elsevier Academic Press, Calfornia) pp.79

Ricco, J.B., 2006. InterGard silver bifurcated graft: Features and results of a multicenter clinical study. *Journal of Vascular Surgery.* Vol. 44, 339-46.

Rinckenbach, S., Hemmerle, J., Dieval, F., Arntz, Y., Kretz, J-G., Durand, B., Chakfe, N., Schaaf, P., Voegel, J-C., Vautier, D. 2008. Characterization of polyelectrolyte multilayer films on polyethylene terephthalate vascular prostheses under mechanical stretching. *J Biomed Mater Res*, 84, 576-588.

Rao, MVS., Dweltz, NE. 1985. Influence of macromolecular orientation and cristallinity on critical dissolution times of polyester fibers. *Text Res Inst,* 55, 247-252.

Sauer, J.A., Richardson, G.C., 1980. Fatigue of Polymers.International Journal of Fracture, Vol. 16, No. 6, December s-500.

Sporn, E., Kubin, K. , Hobiaj. T., Ploner, M., Bohmingm, H.J., Nanobashvili, J., Huk, I., Prager, M.R., Polterauer, P. 2008. Dacron grafts dilate more than stretch PTFE grafts after abdominal aortic aneurysm repair – long term results of a prospective randomized trial. *European Surgerny Journal,* vol 40. no.2, p. 667-71

United States Patent 3,853,462 , 1974. Compaction of Polyester Fabric Materials.

Ulcay, Y., Kahraman, N. 1994. Yapay Damarların Gelişimi, Hammaddeleri ve Özellikleri. *Tekstil Teknik Dergisi,* Haziran 102-111.

Ulcay Y., Altun Ş., Karahan M. 2000. Biyolojik Olarak Uyumlu Yapay Tekstil Damarlarının Performans Standartlarının Seçiminde Gözönüne Alınan Değerler. *Tekstil Maraton Dergisi,* 5, 78-81.

Ulcay, Y., Parlak, S., Sürmene, S. 1996, Damar Protezlerde Kimyasal Çektirmenin Sızdırmazlık Üzerine Etkisi. *Biyomed 3 Sempozyumu,* 11-15, Bursa

Ulcay, Y., Pourdeyhimi B. 2005, Effect of Dilation on the Mechanical Characterization of Vascular Prostheses. *Fibers and Polymers* , Vol.6, No.1, 49-54

Ünal, E. 2006. Cam Elyaflı Kompozit Malzemelerin Atmosferik Ortamda ve Deniz Ortamında Yorulma Simülasyonu, *Yüksek Lisans Tezi,* Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, s-90-91.

Wong, J., 2008. The Application and Characteristics of Dacron Vascular Graft , MatE 175 – Biomaterials Course Notes , Fall , pp 3-15.

Walschus U, Goldmann H, Ueberrueck T, Hoene A, Wilhelm L, Schlosser M, 2008. Evaluation of the biocompatibility of a new vascular prosthesis coating by detection of prosthesis-specific antibodies. *J Mater Sci: Mater Med,* 19, 1595-1600.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ahmet Fatih IŞIK
Doğum Yeri ve Tarihi : 13.11.1981 Erzurum
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
- Lise : Erzurum Fen Lisesi, 1999
- Lisans : Uludağ Üniversitesi Tekstil Müh., 2004
- Yüksek Lisans : Uludağ Üniversitesi Tekstil Müh., 2011

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl
- LeNo Tekstil A.Ş. : 2004 - 2005
- Bims Tekstil A.Ş. : 2005 - 2006
- MSB İç Tedarik Bölge Bşk.lığı : 2006 - 2009
- Uludağ Üni. Müh. Mim. Fakültesi : 2009 - ……

İletişim (e-posta) : afatih@uludag.edu.tr

Yayınları :