

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**İki Boyutlu Yapılar ile Termoplastik Polimer Nanolifler
Arasındaki Adezyonun Optimizasyonu**

Emre ÖZDEMİR

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Şubat, 2024

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZ ONAYI

İki Boyutlu Yapılar ile Termoplastik Polimer Nanolifler
Arasındaki Adezyonun Optimizasyonu

Emre ÖZDEMİR

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu Yüksek Lisans Tezi 12/02/2024 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Değerlendirilmiş ve Oy Birliği ile Kabul Edilmiştir.

Jüri : Prof. Dr. Belkıs ZERVENT ÜNAL (Danışman)
: Doç. Dr. Füsun DOBA KADEM
: Doç. Dr. Esra KARAKAŞ

Bu Tez Fen Bilimleri Enstitüsü, Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalında Hazırlanmıştır.

Tez No:

Prof. Dr. Sadık DİNÇER
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

İÇİNDEKİLER

ÖZ	I
ABSTRACT.....	II
TEŞEKKÜR.....	III
ÇİZELGELER DİZİNİ	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VII
1. GİRİŞ	1
1.1. Ateroskleroz (Damar Sertliği)	1
1.1.1. Aterosklerozun Risk Faktörleri ve Nedenleri.....	1
1.1.2. Aterosklerozun Gelişimi	1
1.1.3. Aterosklerozun Sonuçları.....	2
1.2. Aterosklerozun Tedavi Yöntemleri.....	3
1.2.1. Koroner Bypass Cerrahisi - KBC.....	3
1.2.2. Stent Tekniği - Perkütan Koroner Girişim (PKG).....	5
1.2.3. Tedavi Yöntemlerinin Karşılaştırılması	10
1.3. Elektrosinning	11
1.3.1. Fiziksel İlkeler ve Deney Düzenegi	11
1.3.2. Etkileyen Faktörler.....	12
1.4. Doku Mühendisliği ve Nanolifler.....	14
1.5. Adezyon	15
1.6. Çalışmanın Önemi ve Amacı	17
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	19
3. MATERYAL VE METOT	23
3.1. Örgülü Yapıların Üretimi	24
3.2. Elektrosinning İşlemi İle Nanolif Üretimi.....	25
3.3. Adezyon Kuvvetinin İyileştirilmesi İçin Uygulanan İşlemler.....	24
3.3.1. Nanoliflerin Isıtılması	27
3.3.2. Örgülü Yapının TPU Ön Kaplaması	29
3.3.3. Örgülü Yapıya Uygulanan Plazma İşlemi.....	30
3.3.4. İki Taraflı Kaplama	32
3.4. Soyma Testi.....	32
3.5. Mikroskopik İncelemeler	34
4. DENEYSEL ÇALIŞMA VE BULGULAR	35
4.1. Örgülü Yapı Üretiminin Değerlendirilmesi	35
4.2. Nanoliflerin İşlem Görmemiş Örgülü Yapıya Yapışma Durumunun Değerlendirilmesi.....	35

4.3. Nanoliflerin Plazma İşlemli Örgülü Yapıya Yapışma Durumu	38
4.4. Isıl İşlem Görmüş Nanolif Kaplı Yapıların Yapışma Durumu	41
4.5. Çift Taraflı Kaplamalı Örgülü Yapının Yapışma Durumu.....	43
4.6. TPU Ön Kaplamalı Örgülü Yapının Yapışma Durumu	46
4.7. Yöntemlerin Karşılaştırılması	49
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	51
KAYNAKLAR	53
ÖZGEÇMİŞ	59



İki Boyutlu Yapılar ile Termoplastik Polimer Nanolifler Arasındaki Adezyonun Optimizasyonu

Emre ÖZDEMİR

Danışman: Prof. Dr. Belkıs ZERVENT ÜNAL

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

ÖZ

Çalışma kapsamında elektrospinning ile üretilen termoplastik poliüretan (TPU) nanolifler ile iki boyutlu nitinol örgülü yapılar arasındaki yapışma kuvvetinin değerlendirilmesi ve iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda örgülü yapıların nanolif ile kaplanması için farklı yöntemler kullanılmış ve yapışma dayanımları test edilerek karşılaştırılmıştır. Örgülü yapılar bir yuvarlak örgü makinesi kullanılarak üretilmiş ve daha sonra 3 boyutlu örgülü yapılar kesilerek 2 boyutlu hale getirilmiş ve tasarlanan bir düzenek yardımıyla fırınlanarak düzleştirilmiştir. İki boyutlu örgülü yapının nanolifler ile kaplanması sırasında sıcak hava ile ısıtma işlemi, TPU ile ön kaplama, plazma işlemi ve iki taraflı kaplama yöntemleri kullanılmıştır. Hazırlanan numunelerin yapışma kuvvetleri DIN EN ISO 11339 standardına göre uygulanan soyma testi ile ölçülmüş ve elde edilen değerler karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak nanoliflerin ısıtılması, işlem görmemiş numunelere kıyasla yapışmada 2,4 kat artış sağlamıştır. Nitinol örgülü yapının TPU ile ön kaplanması, işlem görmemiş numunelere göre yapışma mukavemetinde ortalama 9,15 kat artışa neden olmuştur. İki taraflı kaplama 2 kat, argon plazma ile yapılan işlem 2,5 kat artış sağlamıştır.

Anahtar Kelimeler: Adezyon, TPU, Nanolifler, Nitinol, Stent, Düz Örgü

Optimization of the Adhesion Between Two Dimensional Structures and Thermoplastic Polymer Nanofibers

Emre ÖZDEMİR

Advisor: Prof. Dr. Belkis ZERVENT ÜNAL

Department of Textile Engineering

ABSTRACT

Within the scope of the study, it was aimed to evaluate and improve the adhesion force between thermoplastic polyurethane (TPU) nanofibers produced by electrospinning and two-dimensional nitinol braided structures. In this context, different methods were used to coat braided structures with nanofibers and their adhesion strengths were tested and compared. The braided structures were produced using a circular knitting machine and then the 3D braided structures were cut and made 2D and flattened by baking with the help of a designed mechanism. While coating the 2D braided structure with nanofibers, heat treatment with hot air, pre-coating with TPU, plasma treatment and two-sided coating methods were used. The adhesion strength of the prepared samples was measured by the peel test performed according to DIN EN ISO 11339 standard and the results were compared. An increase in adhesion was achieved with each method performed. As a result, heating the nanofibers resulted in a 2.4 times increase in adhesion compared to untreated samples. Pre-coating of the nitinol braided structure with TPU resulted in an average 9.15 times increase in adhesion strength compared to untreated samples. The two-sided coating increased by 2 times, and treatment with argon plasma increased by 2,5 times.

Keywords: Adhesion, TPU, nanofibers, nitinol, stent, flat braid

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimime başladığım ilk günden itibaren bana karşı olan ilgisi, alakası ve bana benden daha çok inanmasından dolayı, her türlü zor anda ve benim eksik kaldığım her süreçte benden daha fazla beni motive eden, hakkını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim güler yüzü, tatlı dili ve tebessümü eksik etmeden her türlü desteği veren, bu çalışmada da desteği yadsınamayacak değerli danışman hocam Prof. Dr. Belkıs ZERVENT ÜNAL'a teşekkürü bir borç bilir şükranlarımı sunarım.



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Ateroskleroz tedavisi için ÇMS'nin avantaj ve dezavantajları	7
Çizelge 1.2. Ateroskleroz tedavisinde İSS'nin avantajları ve dezavantajları.	8
Çizelge 1.3. Ateroskleroz tedavisinde kaplamalı stentlerin avantajları ve dezavantajları	10
Çizelge 1.4. Stent veya bypass ile tedavi prosedürlerinin karşılaştırılması. (+) pozitif bir etkiyi, (-) negatif bir etkiyi, (o) nötr bir etkiyi temsil etmektedir	10
Çizelge 1.5. Elektrospinning süreci üzerinde etkili olan faktörlere genel bakış.	12
Çizelge 3.1. Elektrospinning için kullanılan parametrelere ve değerlere genel bakış	26
Çizelge 3.2. Örgülü yapı üzerinde nanoliflerin yerel erimesi için deneysel tasarım.	29
Çizelge 3.3. Elektrospinning işleminden önce örgülü yapının plazma işlemi için parametreler ve ayarlar.	32
Çizelge 4.1. İşlem görmemiş örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları.	36
Çizelge 4.2. Plazma tedavisi uygulanmış nanofiber kaplı örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları.	40
Çizelge 4.3. Isıl işlem görmüş nanolif kaplı örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları.....	43
Çizelge 4.4. İki taraflı kaplamalı örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları.	46
Çizelge 4.5. TPU ön kaplamalı nitinol örgülü yapıların yapışma kuvvetleri ve yapışma durumları.....	49
Çizelge 5.1. Uygulanan yöntemlerin, işlem görmemiş referans numunesine kıyasla yapışma artışı.	51

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Ateresklerozun şematik gösterimi	2
Şekil 1.2. Koroner arter bypass cerrahi işleminin şematik gösterimi	4
Şekil 1.3. Plaklı bir kan damarına balonlu kateter kullanılarak stent yerleştirilmesi için minimal invaziv süreç.....	6
Şekil 1.4. Biotronik AG tarafından üretilen nanolif kaplı bir stent.....	9
Şekil 1.5. Bir elektrospinning sisteminin yapısının ve işlevsel prensibinin şematik gösterimi	11
Şekil 1.6. Elektrospun TPU nanoliflerin SEM resimleri	15
Şekil 1.7. Bir stenti kaplamak için nanoliflerin kullanımı	17
Şekil 3.1. Nitinol örgülü yapı üzerinde TPU' nun yapışma iyileştirme değerlendirme için metodik prosedürün akış şeması.....	23
Şekil 3.2. Nitinol örgülü yapı üretim süreçleri.	24
Şekil 3.3. Kaplamasız ve kaplamalı örgülü yapı.....	25
Şekil 3.4. Elektrospinning cihazının içi ve kaplanmış nitinol örgülü yapı üretimi için kaplama işleminin eşzamanlı kurulumu	26
Şekil 3.5. Herz GmbH, Neuwied'den sıcak hava cihazı	28
Şekil 3.6. Yöntemin şematik gösterimi.....	28
Şekil 3.7. Daldırma kaplama uygulaması.	30
Şekil 3.8. Diener Electronic GmbH şirketinin plazma fırınının önden görünümü.	31
Şekil 3.9. Çekme test cihazı.....	33
Şekil 3.10. Soyulma testi sırasında oluşabilecek hatalar	34
Şekil 3.11. İşaretli lif çapları ile ışık mikroskopundan örnek resim.	34
Şekil 4.1. İki Boyutlu Örgülü yapı.....	35
Şekil 4.2. İşlenmemiş nanoliflerin mikroskopik görüntüsü.	36
Şekil 4.3. En yüksek maksimum kuvvet, en düşük maksimum kuvvet ve rastgele seçilen işlenmemiş numuneler için kuvvet-soyma yolu eğrileri.....	37
Şekil 4.4. Plazma işlemi görmüş yapıdan soyulan nanolifin mikroskopi resmi	38
Şekil 4.5. Örgülü yapının plazma ile işlenmesinden sonra kuvvet-soyma yolu eğrileri.....	39
Şekil 4.6. Plazma işlemli örgülü yapı ve referans numune karşılaştırması.....	42
Şekil 4.7. 200 °C ısıtma işlemi görmüş kaplamalı örgülü yapının gösterimi.	41
Şekil 4.8. Isıl işlem görmüş nanolifin mikroskopi resmi.	41
Şekil 4.9. Isıl İşlem sonrası kuvvet-soyulma yolu eğrileri.....	42
Şekil 4.10. Isıl işlemli numune ve referans numune karşılaştırması.....	45
Şekil 4.11. İki taraflı üretilen nanolifin mikroskop resmi.....	44
Şekil 4.12. İki taraflı kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri.....	44
Şekil 4.13. İki taraflı kaplamalı numune ve referans numune karşılaştırması.....	47

Şekil 4.14. TPU ön kaplamalı üretilen nanolifin mikroskopi resmi.	46
Şekil 4.15. TPU ön kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri.	47
Şekil 4.16. TPU ön kaplamalı numune ve referans numune karşılaştırması.....	49
Şekil 4.17. Her bir yöntemin maksimum, ortalama ve minimum kuvvetlerinin karşılaştırılması.....	50



SİMGELER VE KISALTMALAR

ÇMS	: Çıplak Metal Stent
BBS	: Biyobozunur Stent
KKH	: Koroner Kalp Hastalığı
İSS	: İlaç Salınlımlı Stent
FDA	: US Food and Drug Administration
HSVC	: High Speed Video Camera
PAD	: Periferik Arteriyel Delüsif Hastalıklar
PKG	: Perkütan Koroner Girişim
PET	: Polietilen Tereftalat
TPU	: Termoplastik Poliüretan
A	: x ve y Arasındaki Açı
□	: a ve b Arasındaki Açı
w	: Genişlik

1. GİRİŞ

1.1. Ateroskleroz (Damar Sertliği)

Ateroskleroz olarak bilinen damar sertliği, batı dünyasında önde gelen ölüm nedenlerinden biridir ve aynı zamanda vakaların yaklaşık %50'sini oluşturan hastalık nedenlerinden biridir. Ateroskleroz, arterlerin iç tabakalarında yağ, kolesterol ve iltihabi atıkların birleşmesiyle oluşan plakların neden olduğu darlık ve sertleşme olarak açıklanabilir. Darlığın nedenleri ve yeri değişiklik ve farklı semptomlar gösterir. Bu darlık sonucunda kan akış hızı yavaşlar ve organlar yetersiz beslenir hale gelir (Kobiyama ve Klaus, 2018).

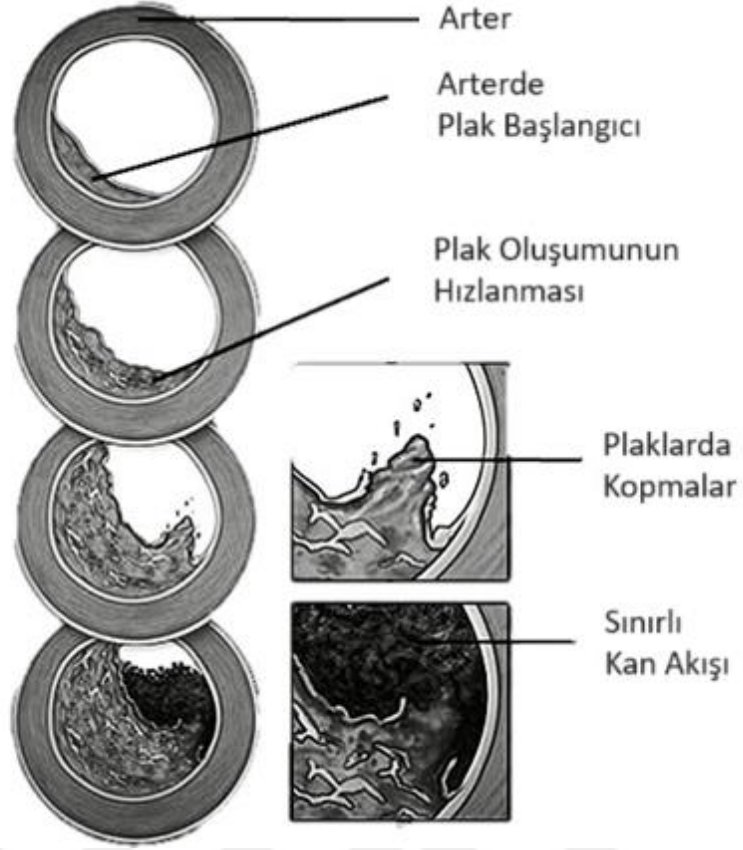
1.1.1. Aterosklerozun Risk Faktörleri ve Nedenleri

Yapılan çalışmalar bazı faktörlerin ateroskleroz ile ilişkili olduğunu ortaya koymuştur. İnsanlarda yapılan çeşitli çalışmalar kardiyovasküler risk ile total kolesterol, yüksek yoğunluklu lipoprotein (HDL) kolesterol ve vücut kitle indeksi gibi farklı faktörler arasındaki ilişkiyi ortaya koymuştur. Hipertansiyon ve diyabet gibi kronik hastalıklar da ateroskleroz için risk faktörleri arasındadır. Bu hastalıklara eşlik eden bir lipoprotein dengesizliği durumu olduğunda ateroskleroz riski daha da artmaktadır (Steinberg, 2002).

Ateroskleroz gelişiminde bir diğer önemli faktör de inflamasyon yani iltihaplanmadır. Son yirmi yılda yapılan çalışmalar, aterosklerotik lezyonların gelişiminde monosit/makrofaj ve T-lenfositlerin endotel (kan ve lenf damarlarının iç yüzünü oluşturan doku) ve düz kas hücreleri ile etkileşiminin rolünü göstermiştir. Arter duvarında iltihaplanma sürecini başlatan faktörlerin, düşük yoğunluklu lipoprotein (LDL) mekanik hasarı, toksik veya enfeksiyon yapıcı ajanlar (Chlamydia enfeksiyonu, herpes virüsleri) veya bunların bir kombinasyonu olduğu düşünülmektedir. Bu faktörler endotel hücrelerinin yüzey yapısını değiştirir ve endotel hücrelerinin LDL alımı artar. Endotelde LDL'nin oksidasyonu ateroskleroz gelişiminde başlatıcı faktördür (Steinberg, 2002).

1.1.2. Aterosklerozun Gelişimi

Ateroskleroz gelişimi, hasara yanıt, birikime yanıt ve oksidatif değişim olmak üzere üç farklı teori ile açıklanmaktadır. Şekil 1.1' de aterosklerozun oluşum aşamalarının şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 1.1. Ateroskleroz gelişiminin şematik gösterimi (Litin S, 2018)

Yaralanma yanıtı teorisine göre endotelin hasar görmesi ile damarın iç yüzeyi kayganlığını kaybeder; trombositler ve lökositler buraya yapışır, büyür, damarın iç kısmına düz kas hücreleri göçü başlar ve çoğalırlar. Arter duvarında toplanan beyaz kan hücreleri köpük hücrelerine dönüşür. Sonunda hücresel ölüm gerçekleşir ve kan akışı bozulur. HDL'den daha küçük moleküllere sahip olduğu için oksitlenmiş LDL önce damar duvarına sızar ve iltihaplanmaya neden olur. Oluşan diğer yapılarla birlikte burada birikmeye başlar. Daha sonra bu birikimin bir kısmı damar boşluğuna yönelerek buradaki boşluğu daraltan bir plağa dönüşür. Oksitlenmiş LDL monositleri uyarır ve damar içindeki hareketlerini engeller. Sonuç olarak hücre ölümleri meydana gelir. Anlaşıldığı üzere ateroskleroz ve plak oluşumunda en büyük rolü oksitlenmiş LDL oynamaktadır (Sivrikaya, 2007).

1.1.3. Aterosklerozun Sonuçları

Ateroskleroz, dünyada en yaygın ölüm ve hastalık nedeni olan koroner kalp hastalıklarından biridir. Dünya Sağlık Örgütü'nün (DSÖ) tahminlerine göre, tüm dünyada ölüm nedenleri ve yaşamı sınırlayan hastalıklar arasında ilk sırada yer almaktadır. Stenozların semptomları ve sonuçları arasında koroner kalp hastalığı (KKH), beyni besleyen arterlerin aterosklerozu, çevresel arteriyel tıkalıcı hastalık ve böbrek arterlerinin aterosklerozu yer alır (Classen, 1996).

Ateroskleroz, değişen oranlarda lipid, düz kas hücreleri ve hücre dışı maddeler içeren plakların neden olduğu, ilerleyici arteriyel darlık ve tıkanmaya, arterlerin esneklik ve pıhtı önleyici özelliklerinin bozulmasına neden olan bir hastalıktır (Akdemir ve Akyar, 2008).

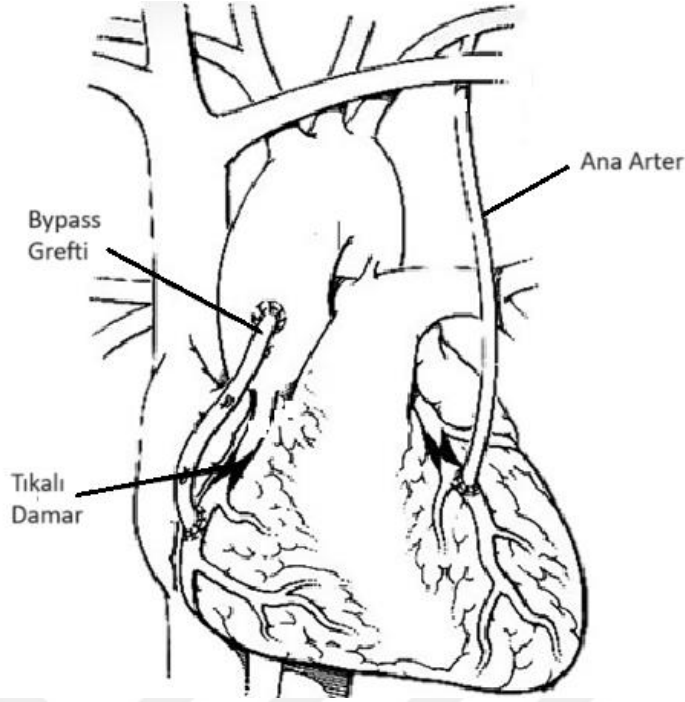
Ateroskleroz genellikle sessiz seyrederken, damar duvarında biriken hücre ve yağ moleküllerinden oluşan plakların çatlaması sonrası ani belirtiler ortaya çıkmaktadır. Kalp damarları tutulursa kalp krizi, beyin damarları tutulursa inme, bacak damarlarını ilgilendirse de yürüme sırasında topallamaya ve ileride kangrene neden olmaktadır. Yapılan çalışmalara göre aterosklerozun ilk belirtisi %66 oranında kalp krizi veya ani ölüm olarak bulunmuştur (Abaönü ve Babacan, 2005).

1.2. Aterosklerozun Tedavi Yöntemleri

Aterosklerozu tedavi etmenin ilk adımı kötüleşmesini önlemektir. Günlük egzersiz, kalp sağlığına uygun beslenme, sigara içmeme, yüksek tansiyon, yüksek kolesterol ve yüksek kan şekerini kontrol altına alma gibi yaşam tarzı değişiklikleri riskleri azaltmaya yardımcı olmaktadır. Her gün düşük doz aspirin almak da önemlidir. Rastgele yapılan klinik çalışmalar, aspirinin yaygın aterosklerotik kardiyovasküler hastalığı (ASCVD) ve inmeyi yaklaşık %20 oranında azalttığını doğrulamaktadır (Samia, 2016). Kolesterol düşürücü bir ilaç almak aterosklerozun kötüleşmesini önleyebilmekte ve ayrıca arterleri tıkayan plaklardan kolesterolü çekebilmektedir. Kolesterol ilaçları ayrıca aterosklerotik plakların stabilize edilmesine yardımcı olabilmektedir ve çoğu kalp krizi ve felce neden olan yıkımlarını önleyebilmektedir. Yaşam tarzı değişiklikleri ve ilaçlar aterosklerozun sorunlu semptomlara yol açmasını önlemede yetersiz kaldığında veya kalp ciddi risk altında olduğunda, alevlenmeler bypass, minimal invaziv tedavi (stentler) veya balon ile tedavi edilmelidir (Chen, M, 2014).

1.2.1. Koroner Bypass Cerrahisi - KBC

Koroner arter bypass grefti (KABG) ameliyatı, koroner kalp hastalarında semptomları azaltmak, hastayı hastalığın seyrindeki komplikasyonlardan korumak ve yaşam kalitesini artırmak için yapılan bir ameliyattır. Bu ameliyat kalp kasının oksijenlenmesini sağlayarak fiziksel aktivitenin artmasına yardımcı olmaktadır. Darlık olan damar bölgesinden sonra yeni bir damar bağlantısı (bypass) yaparak kan akışını sağlamak olup bu ameliyat ile hastalıklı damar değişmemektedir. Darlıktan sonra kan akışını sağlayan yeni damara "greft" denir. Greftler hastanın atardamarlarından ya da toplardamarlarından hazırlanmaktadır (Korkmaz ve ark., 2015) (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Koroner arter bypass cerrahi işleminin şematik gösterimi (Charles, 2003)

Bypass ameliyatı on-pump ve off-pump olmak üzere 2 farklı yöntem kullanılarak gerçekleştirilir. Göğüs kemiği uzunlamasına kesilerek kalbe ulaşıldıktan sonra kan dolaşımı özel bir işlemle Kalp-Akciğer Pompasına (KAP) bağlanır. Açık kalp ameliyatı olarak da adlandırılan bu yöntemde kalp bir süre durdurulur. Bu süre zarfında KAP, kalp ve akciğerlerin görevini üstlenir. Cerrah, kansız ve hareketsiz kalp üzerinde istediği operasyonu kusursuz bir şekilde gerçekleştirdikten sonra kalbin yeniden çalışmasını sağlar. Sonraki aşamada KAP ile kurulan bağlantılar çıkarılır ve özel çelik tellerle dikilerek göğüs kafesi eski haline getirilir. Bu yöntem günümüzde koroner bypass ameliyatlarında en yaygın kullanılan ve güvenilir olan yöntemdir. Bypass cerrahisinde kullanılan bir diğer yöntem ise atan kalpte koroner bypass cerrahisidir. Bu ameliyatlarda KAP kullanılmamaktadır. Ameliyat sırasında kalbi durdurmak yerine yeni teknolojilere sahip yardımcı cihazlar yardımıyla kalbin sadece ameliyat edilen bölgesinin hareketi azaltılır. Bu sırada kalbin diğer bölümleri vücuda kan pompalamaya devam eder. Göğüs kemiği yukarıdan aşağıya doğru kesilerek yapılabildiği gibi, minimal invaziv (kapalı ameliyat) bir kesi ile sol meme altından kalbe ulaşarak da ameliyat gerçekleştirilebilmektedir (Mangano ve ark., 1999).

Bypass ameliyatı sırasında veya sonrasında oluşabilecek riskler göz ardı edilmemelidir. Miyokardiyal enfeksiyonlar, dolaşım zayıflığı, ikincil kanamalar, felçler veya kan pıhtıları ortaya çıkabilecek sonuçlardır. Açık kalp ameliyatlarında eşlik eden semptomlar ve riskler yaşla birlikte artmaktadır. Hastaların yaklaşık %2'si bypass ameliyatı nedeniyle ölmektedir. Bypass ameliyatı hastaların %94'ünü kalıcı semptomlardan kurtarır. Hastaların yaklaşık %6'sı yeni bir ameliyata ihtiyaç duyar. Yaşam süresinin uzaması garanti edilemez. Bununla birlikte, yaşam süresi uzaması stentten minimal düzeyde daha iyidir. Ayrıca, bazı hastalar ateroskleroz ile aynı anda vücutta

mevcut olan diğer önceden var olan koşullar nedeniyle ameliyat için bile kabul edilmezler. Komplikasyon oluşma riski artmaktadır. Bir diğer dezavantaj ise ameliyat sonrasında rehabilitasyonun zorunlu olmasıdır. Bu nedenle, riskleri azaltmak ve hastaları tedavi etmeye devam etmek için vücut koruyucu yöntemler kullanmak mantıklı olacaktır (Ahrens, 2021).

1.2.2. Stent Tekniği - Perkütan Koroner Girişim (PKG)

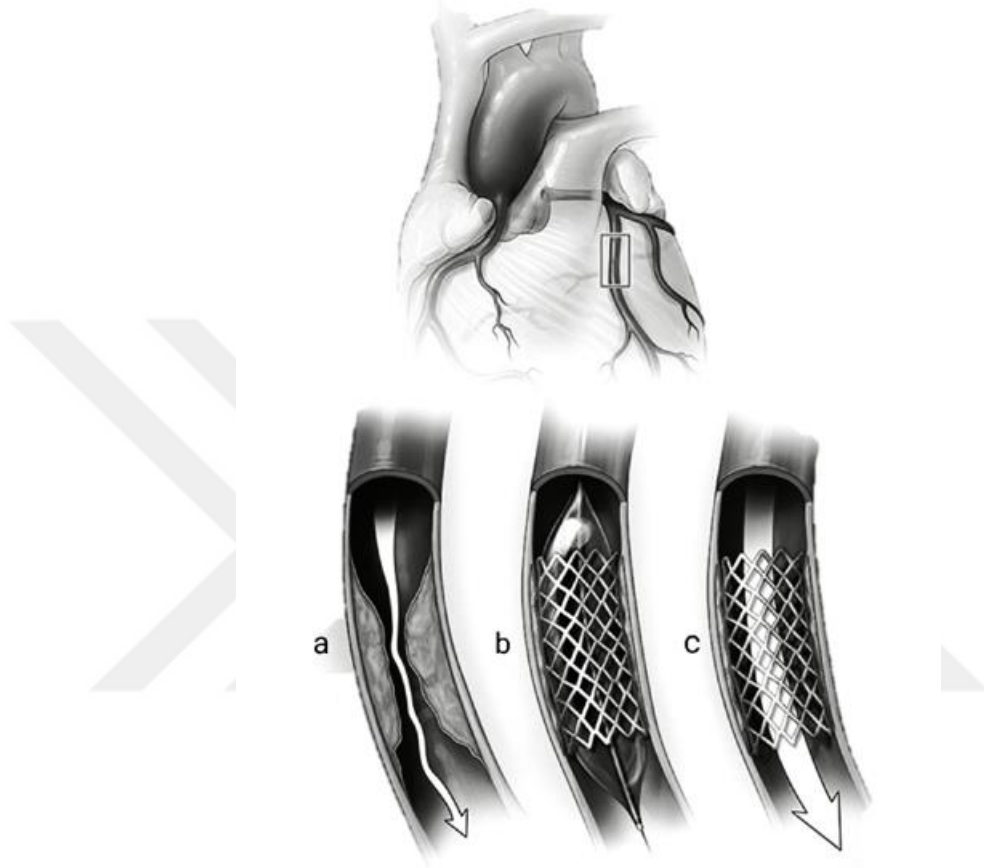
Anjiyoplasti stentleme ve koroner arterleri ameliyatsız açmak için kullanılan diğer prosedürler "perkütan koroner girişim" (PKG) olarak adlandırılır. Koroner kalp hastalığı olan hastaların yaklaşık 1/3'ü PKG ile tedavi edilmektedir. Koroner stentler, balon tedavisinde karşılaşılan bazı zorlukların üstesinden gelmek ve açılan damarda daha iyi kan akışı sağlamak amacıyla geliştirilmiş ve 90'lı yıllardan itibaren yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Koroner stent, koroner damarları balon tedavisi ile yeterince açılmayan veya balon işlemi sonrası damarında yırtılma olan hastalarda bu sorunları ortadan kaldırmak için kullanılan bir yöntemdir. Stent balon üzerine yerleştirilir ve balon damar içinde şişirildiğinde damarın iç duvarına monte edilir. Daralmış bölgenin uzunluğuna bağlı olarak bir veya daha fazla stent gerekebilir. Haftalar içinde bu stentler bir endotel tabakası ile kaplanır ve stent ömür boyu damar duvarında kalır. PKG yaygın bir kardiyovasküler prosedürdür. Minimal invaziv cerrahi, vücutta minimum düzeyde hasar oluşturması hedeflenerek küçük kesiler yoluyla gerçekleştirilen ameliyat yöntemidir. Minimal invaziv cerrahinin avantajları vücuda daha az yük bindirmesi ve bu nedenle daha az zararlı etkisi olmasıdır. Göğüs kafesinin kesilmesi gerekmez ve yara iyileşmesi sorunlarından kaçınılabilir. Kalp krizi sırasında tıkalı arterinizin hızlı bir şekilde açılması gerektiğinde kalbe verilen hasar miktarını azaltır. Stent takıldıktan sonra hasta koroner yoğun bakım ünitesine yatırılabilir. Hastanede kalış süresi genellikle 1-2 gündür. Hastaların %80'inde semptomlar stent sayesinde kalıcı olarak giderilir. Diğer %20'sinde ise yeni bir prosedür gerekir. Bu yeni bir stent veya bypass ameliyatı olabilir (Ahrens, 2021).

Son 25 yılda tıkalı koroner arter hastalıklarının tedavisinde perkütan koroner girişimsel uygulamalar giderek artmaktadır. Koroner stentlerin ilk kullanımı 1980'lerin ortalarından sonra başlamış ve hızla yaygınlaşmıştır. Günümüzde koroner stent uygulamaları en sık kullanılan tedavi yöntemi olup, birçok klinik durumda öncelikle tercih edilir hale gelmiştir (Bashore ve ark., 2001).

Koroner stent uygulamalarında işlemin başarı oranı %95'tir. Ancak stent ile ilişkili en önemli sorunlar stent içi tromboz ve restenoz olarak sıralanabilir. Tromboz, kanın dolaştığı damarlar içinde pıhtı oluşması, restenoz ise tedaviden bir süre sonra yeniden ortaya çıkan darlık olarak tanımlanmaktadır. Uygulama tekniği ve stent teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak stent içi tromboz ve restenoz oranlarında azalma gözlemlense de rutin uygulamalarda halen en önemli klinik sorunlardır (Smith ve ark., 2001).

Şekil 1.3'te gösterildiği gibi, stent uygulamasında hastalıklı damara ince bir kılavuz tel aracılığıyla normal damar yolundan ulaşılır. Hastalığın olduğu bölgeye ilk olarak stent balon

kateter kullanılarak yerleştirilir (Şekil 1.3 (a)). Darlık ya da tıkanıklığın olduğu bölgeye yerleştirilmeden önce kapatılan stent, dışa doğru uzanan mekanizması çekilerek açılır ve damar duvarına yerleştirilir (Şekil 1.3 (b)). Darlık açıldıktan sonra kılavuz tel dışarı çekilir (Şekil 1.3 (c)) (Akdoğan ve İstanbullu, 2020).



Şekil 1.3. Plaklı bir kan damarına balonlu kateter kullanılarak stent yerleştirilmesi için minimal invaziv süreç (Akdoğan ve İstanbullu, 2020)

Zaman içinde çeşitli stent türleri geliştirilmiş ve rafine edilmiştir. Bunlar arasında çıplak metal stent (ÇMS), ilaç salımlı stent (İSS), biyolojik olarak parçalanabilen stent ve kaplamalı stent bulunmaktadır.

Çıplak Metal Stentler - ÇMS

Kaplamasız metal stentler, ana malzemenin düşük karbon alaşımlı medikal paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımlı malzeme, titanyum alaşımları ve şekil hafızalı akıllı malzemeler (Ni-Ti alaşımları) gibi biyolojik olarak uyumlu metallerden yapıldığı ve metal yüzeyin vücut sıvılarıyla doğrudan temas halinde olduğu stentlerdir. Bu stentlerde kullanılan metalik malzemelerin çeşitliliği, farklı mekanik ve fiziksel özellikleri de beraberinde getirmektedir (Amanov ve ark., 2017; Palmerini ve ark., 2015).

Stentlemede başarı oranı %65-99 arasındadır. Altı ay içinde %20-30 olasılıkla yeniden daralma (restenoz) meydana gelebilir. Stent içi restenoz, bir damardaki çapın daha da küçülmesini tanımlar ve damara yerleştirilen bir stentin kullanılmasından sonra ortaya çıkar. Koroner arter lezyonu tekrar daralır. Bunun nedeni, neointimal doku proliferasyonunu takip eden arteriyel hasardır. Bir arteriyel damarın %50'si daraldığında, bu durum stent içi restenoz olarak adlandırılır (Omeh ve ark., 2021; Alraies ve ark., 2017).

Stent restenozunun nedenleri şunlardır:

- Çok küçük stentler
- Kan damarının yanlış hizalanması
- Stent yerleştirilen damar bölümünün aşırı iyileşerek dokunun fazla kalınlaşması
- Yerleştirme sırasında basıncın yetersiz kalması
- Stent kırığı

Bahsedilen noktalar mekanik olarak stent içi restenozu tetiklemektedir. Önceki bölümlerde açıklanan arteroskleroz durumunda olduğu gibi diğer nedenlerden de bahsedilmelidir. Dezavantajları nedeniyle (Çizelge 1.1), antienflamatuar ilaçların, antiproliferatif ilaçların ve stent kaplamalarının sistemik olarak uygulanmasını içeren yeni stratejiler geliştirilmiştir. Bu da sonunda ilaç salımlı stentlerin (İSS) geliştirilmesine yol açmıştır (Keh ve ark., 2016; Chhabra ve ark., 2021; Christ, 2020).

Çizelge 1.1. Ateroskleroz tedavisi için ÇMS'nin avantaj ve dezavantajları

Avantajlar
- Lokal diseksiyon ile ani damar tıkanıklığı riskinin azaltılması
- Damar duvarının elastik tepmesinin ortadan kaldırılması
Dezavantajlar
- Hastaların yaklaşık %30'unda restenoz oluşumu

İlaç Salımlı Stentler - İSS

Stent yerleştirildikten sonra kapanmayı önlemek için magnezyum alaşımları gibi parçalanabilir metaller ve vücutta çözünebilir biyopolimer teknolojisi kullanılarak "İlaç Salımlı Stentler" (İSS) geliştirilmiştir. İSS'de ilaçlı biyopolimer metalik bir taban üzerine kaplanmıştır. Biyopolimere eklenen bu ilaçlar, biyomateryalin veya damarın etrafında plak oluşumunu engeller veya geciktirir. Bu ilaçlar aynı zamanda damar duvarında hücrelerin çoğalmasını ve tekrar daralmasını engelleyecek kimyasallar içerir. Kaplamasız stent gruplarında görülen başlangıçtaki yeniden daralma süreci, yeterli ilaç salınımı nedeniyle ilaçlı stent gruplarında görülmez (Alfonso ve

ark., 2015). Stent üzerine polimer kaplama ve ilaç eklenmesi çok tatmin edici sonuçlar vermiş ve stent içindeki restenoz oranı yeniden %5'e düşürülmüştür (Woods ve Marks, 2004). Çizelge 1.2'de ateroskleroz tedavisinde kullanılan İSS'lerin avantajları ve dezavantajları verilmiştir.

Çizelge 1.2. Ateroskleroz tedavisinde İSS'nin avantajları ve dezavantajları

Avantajlar
- Uzun süre boyunca mekanik stabilitenin sağlanması
- Stent içi restenoz oranını azaltılması
Dezavantajlar
- Kaplama kalınlığına bağlı olarak ilacın eşit olmayan salınımı
- İlacın yerleştirildiğinde pul pul dökülmesi
- Daha sonra stent içi restenoz risklerini barındırması
-Tedavi sonrası ölüm riski bulundurması

Biyobozunur Stentler

Biyolojik olarak parçalanabilen stentler laktat polimerlerine, magnezyum alaşımlarına ve tirozin kopolimerlerine dayanmaktadır. Bir biyobozunur stent kullanımı başlangıçta geçici bir iskele oluşumuyla sonuçlanır. Daha sonra stent biyolojik olarak parçalanır. 1999 yılında ilk biyobozunur stent ilaç verilmeksizin insanlara implante edilmiştir. Son yıllarda bu tür stentlerde daha fazla gelişme sağlanmaya başlanmıştır.

Biyolojik olarak parçalanabilen stentlerin özelliği, diğer stentlerde görülen geç dönem tıkanma risklerine neden olmuyor gibi görünmektedir. Bu olumlu özellik sayesinde stent, lateral damar açıklıklarını tıkamamaktadır ve damar bölgesinin vücudun o andaki ihtiyaçlarına göre genişleyip daralmasına izin vermektedir (Hermawan ve ark., 2010). Tomografi ve MR cihazları ile görüntülemeye, arkalarında metal bir iskelet bırakmadıkları için daha sonra aynı noktada bypass ameliyatı yapılmasına engel teşkil etmezler (Waksman, 2007).

Biyolojik olarak parçalanabilen stentlerin damar duvarına tutunması için gereken dışa doğru kuvvet ve direnç henüz metal stentler kadar iyi değildir. Bu nedenle çok karmaşık ve uzun darlıkların olduğu bölgelere eriyebilen stentlerin takılması uygun görülmemektedir. Çünkü bu durum hastayı ani pıhtı tıkanması ve kalp krizi riskiyle karşı karşıya bırakabilmektedir (Waksman ve ark., 2006).

Bu nedenlerle, biyolojik olarak parçalanabilen stentler 2017 itibarıyla, yalnızca AB ülkelerinde klinik deneylerde kullanım için onaylanmıştır. Bu nedenle, biyoyumlu ve üretimi kolay başka teknolojiler geliştirmek mantıklıdır.

Kaplamalı Stentler

Kardiyolojik alanda uygulama için nanofiber kaplı stentler standart bir tedavi değildir. Ancak ilk modeller onaylanmış ve başarıyla kullanılmaktadır. Koroner arterlerin akut perforasyonlarının tedavisi için Biotronik'in PK Papyrus stenti buna bir örnektir. Amorf silikon karbür kaplamalı bir kobalt-krom alaşımından yapılan stent, 90 µm kalınlığında elektrosinning ile üretilmiş bir poliüretan nanolifli kumaş ile kaplanmıştır. Bu, damar duvarı ile kan arasında fiziksel bir bariyer oluşturur. Bazı stentlerde iki stent arasına sıkıştırılmış nanolif kaplama kullanabilmektedir. Bu nedenle, nanoliflerin kullanımı stent çapını azaltabilmektedir (Ahrens, 2021)

Stent iskeleti, silikon karbür kaplamalı kobalt-kromdan imal edilmiştir. Alternatif olarak stent nitinol malzemeden de yapılabilir. Şekil 1.4, Biotronik AG, Bülach, İsviçre tarafından yapılan bir stenti göstermektedir (Kandzari ve Birkemeyer, 2019).



Şekil 1.4. Biotronik AG tarafından üretilen nanolif kaplı bir stent

2018'de Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onayı için üretici tarafından 80 hasta üzerinde klinik çalışmalar yürütülmüştür. Hastaların %91,3'ünde stent başarıyla yerleştirilmiştir. Stentin mekanik gücü FDA tarafından test edilmiştir. Vücuttaki ortamı taklit eden stresler uygulanarak yaşlanma belirtileri araştırılabilmiştir. Nanofiberin stente kalıcı olarak yapışması önemlidir. Stent, onay için yapılan tüm testleri geçmiştir. FDA onay prosedürü stentler için kesin olarak tanımlanmış bir test prosedürü içermediği için stente uygulanması gereken kesin yükler ve gerekli güçler hala bilinmemektedir. Bu çalışmada nanolifli kaplama ve stent arasındaki yapışmayı araştırmak için bir test yöntemi belirlenmiş ve gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 1.3. Ateroskleroz tedavisinde kaplamalı stentlerin avantajları ve dezavantajları

Avantajlar
- Delikli kan damarının sıkıca kapatılması - Doğru boyutlandırıldığında gözeneklilik ve geçirgenlik sağlaması - Diğer stentlere kıyasla daha hızlı entotel oluşumu sağlaması - Stentteki aşırı doku oluşumunun azaltılması - Diğer stentlere kıyasla esneklik gibi üstün mekanik özellikler sahip olması - İyi biyouyumluluk sağlaması
Dezavantajlar
- Yanlış boyutlandırıldığında gözeneklilik ve geçirgenlikte azalma - Tromboz potansiyeline sahip olma - Hasar sonucu yeni oluşacak dokunun uyarılmasını engelleme - Kaplamanın stente yeterli ölçüde yapışmaması

1.2.3. Tedavi Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Bypass prosedüründe göğüs kafesi kesilir, iyileşme süresi stentlemeye göre daha uzundur, göğsün ortasında bir dikiş izi kalabilir. Stent yerleştirilirken cerrahi süreç daha kolaydır. İnce bir sonda kasıktan veya bilekten kalbe geçirilir.

Çizelge 1.4'te iki ana işlemin nihai bir karşılaştırması gösterilmektedir. Hem stentleme prosedürünün hem de bypass ameliyatlarının çeşitli avantajları ve dezavantajları vardır. Bahsedilen avantajlar nedeniyle kaplamalı stentler alanında daha fazla araştırma yapılması önemlidir.

Çizelge 1.4. Stent veya bypass ile tedavi prosedürlerinin karşılaştırılması (Stahl, 2021).

	Stent Tekniği		Bypass Tekniği	
Günlük Hayat	Doktor ziyaretleri ve ömür boyu ilaç tedavisi	o	Doktor ziyaretleri ve ömür boyu ilaç tedavisi	o
Başarı Oranı	% 80 % 20 (yeniden müdahale)	+	% 94 % 6 (yeniden müdahale)	+
İyileşme Süresi	Hızlı (günler)	+	yavaş (haftalar)	-
Ameliyat sonrası kalp krizi risk durumu	mevcut, bypasstan daha yüksek	-	mevcut, stentden daha düşük	+
Ameliyat sonrası Komplikasyonlar	Küçük komplikasyonlar mümkündür, ciddi olanlar nadirdir.	+	Birçok komplikasyon mümkündür.	-
İlk 4 yılda ameliyat sonrası ölüm oranı	% 10	-	% 7	-
Ameliyat Prosedürleri	Kolay ve hızlı	+	Karışık ve yavaş	-

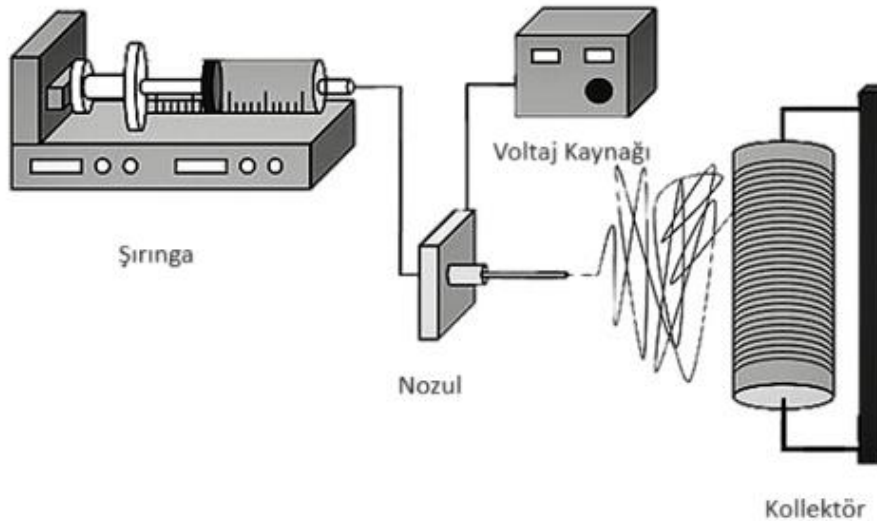
(+) pozitif bir etkiyi, (-) negatif bir etkiyi, (o) nötr bir etkiyi temsil etmektedir.

1.3. Elektrosinning

Elektrostatik çekim yoluyla polimer çözeltisinden nanolif elde edilmesine ilişkin ilk yazılı belgeler 1902 yılında J.F. Cooley ve W.J. Morton tarafından önerilmiştir. Bu patentlerde elektrostatik çekim, viskoz bir polimer çözeltisinin pozitif bir elektrot ile zıt yüklü bir elektrota yakın tutulmasıyla sağlanmıştır. Çekilen yükler negatif yüklü bir toplayıcı üzerinde yığın olarak depolanmıştır. Bu süreç, sıvının elektriksel olarak kesilmesinin bir sonucu olarak tanımlanmıştır. Bir yıl sonra, 1903'te, Cooley tarafından çok benzer bir patent alınmıştır. Bu patentte, viskoz polimer çözeltisi yüklü elektrotun ucuna yakındır ancak temas halinde değildir. Bu ilk patentler polimer çözeltisinin uygun viskoziteye sahip olması gerektiğini vurgulamıştır. Bu yüzyılda tanımlanan sürecin temel fikrinin zaman içinde çok az değiştiği söylenebilmektedir. Elektrosinning kuru bir işlemdir. Bir polimer çözeltisinden lifler oluşturmak için elektrostatik kuvvetler kullanılır. Elektrosinning ile elde edilen yapılar, küçük boyutları, geniş yüzey alanları, benzersiz optik özellikleri ve yüksek mekanik mukavemetleri nedeniyle biyomedikal ve doku mühendisliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Tucker ve ark., 2012; Hong ve ark., 2019; Qasim ve ark., 2018).

1.3.1. Fiziksel İlkeler ve Deney Düzenliği

Elektrosinning, akışkanlar mekaniği, polimer kimyası, temel fizik, elektrik fiziği, makine ve tekstil mühendisliği disiplinlerini içeren multidisipliner bir yöntemdir. Elektrosinning sürecinin şematik yapısı Şekil 1.5'de gösterilmektedir. Ana bileşenler yüksek voltajlı bir güç kaynağı, şırınga pompası, nozul ve iletken bir membran toplayıcıdır.



Şekil 1.5. Elektrosinning işleminin şematik gösterimi (Uslu ve Keleşoğlu, 2011)

Bu teknikte polimer uygun bir çözücünde çözülür veya ısı ile eritilir ve ucunda küçük bir delik bulunan cam bir pipet veya şırıngaya yerleştirilir. Daha sonra polimer çözeltisi/eriyiği ile pipetin açık ucunun karşısındaki toplayıcı plaka arasına 50 kV'a kadar bir voltaj uygulanır. Besleyici ünitedeki iğnenin ucunda asılı duran polimer damlası, kritik bir voltaj değerine kadar küresel bir formda bulunur. Uygulanan potansiyel farkı bir eşik değerine ulaşır ulaşmaz, elektrostatik kuvvetler yüzey gerilim kuvvetlerine eşitlenir. Bu noktada polimer damlası şekil değiştirir ve bir koni şeklini alır. Bu koni Taylor Konisi olarak adlandırılır. Elektrostatik kuvvet, Taylor Konisindeki yüzey gerilimi kuvvetini aşarsa, toplayıcı yönünde bir çözelti jeti yayılır nanolifler olarak topraklanmış toplayıcıya aktarılır ve sonuç olarak elektrospinning işlemi gerçekleşmiş olur (Yarin ve Reneker, 2001).

1.3.2. Etkileyen Faktörler

İdeal bir elektrospinning işleminde; uygun ve kontrol edilebilir lif çapları, lif yüzeyinde hatasız yapı veya kontrol edilebilir hata, monofilament formunda sürekli nanolif oluşumu sağlanmalıdır. Bu özellikleri sağlamak için kontrollü bir işlem gerçekleştirilmelidir. Elektrospinning yöntemi ucuz ve basit bir nanolif üretim tekniği olarak avantaj sağlasa da kontrol edilmesi oldukça zor bir süreçtir. Çünkü süreci etkileyen birçok teknik parametre vardır. Etkileyen faktörler malzeme parametreleri ve proses parametreleri ile ilgilidir. Prosesi etkileyen faktörlere genel bir bakış Çizelge 1.5'te gösterilmiştir (Agarwal ve ark., 2008; Hong ve ark., 2019).

Çizelge 1.5. Elektrospinning süreci üzerinde etkili olan faktörler

Malzeme Parametreleri - Polimer Çözümü	İşlem Parametreleri
Konsantrasyon	Nozul Mesafesi -Kollektör
Yük yoğunluğu	Akış Hızı
İletkenlik	Nem
Moleküler Ağırlık	Voltaj
Viskozite	Sıcaklık

Polimer çözeltisinin özellikleri, elektrospinning sürecini ve oluşan liflerin morfolojisini etkileyen en önemli parametredir. Yüzey gerilimi, nanolif yüzeylerle ilgili en yaygın sorunlardan biri olan boncuk oluşumunda önemli bir rol oynar. Çözelti viskozitesi ve elektriksel özellikler polimer jetinin uzama ve gerinim derecesini belirler. Bunların da oluşan elektrospun liflerinin çapı üzerinde etkisi vardır (Kishan ve Cosgriff-Hernandez, 2017; Vrieze ve ark., 2009; Van Pham ve ark., 2020).

Polimerin moleküler ağırlığı da elektrospinning ile elde edilen elyaf morfolojileri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Prensip olarak, moleküler ağırlık çözeltilerdeki polimer zincirlerinin

karmaşıklığını yansıtır. Moleküler ağırlık arttırılarak pürüzsüz lifler elde edilebilir. Moleküler ağırlığın daha da artırılmasıyla mikro lifler gözlemlenebilir (Kishan ve Cosgriff-Hernandez, 2017).

Çözelti viskozitesi, elyaf morfolojisinin hesaplanmasında önemli bir faktördür. Çok düşük viskozitede sürekli ve pürüzsüz liflerin elde edilemediği ve çok yüksek viskozitenin çözültiden jetlerin püskürtülmesinde zorluklara neden olduğu kanıtlanmıştır. Bu nedenle, uygun bir viskozite elektrospinning için bir gerekliliktir. Genelde çözelti viskozitesi, çözeltinin polimer konsantrasyonu değiştirilerek ayarlanabilir. Viskozite, polimer konsantrasyonu ve polimerik moleküler ağırlık birbiriyle ilişkili parametrelerdir (Kishan ve Cosgriff-Hernandez, 2017).

Çözelti iletkenliğinin veya yük yoğunluğunun artırılması, daha az sayıda boncukla daha düzgün lifler üretmek için kullanılabilir. Genel olarak, doğal polimerler polielektrolitiktir ve iyonlar polimer jetinin yük taşıma kabiliyetini artırarak bir elektrik alanı altında yüksek gerilime neden olur.

Kontrol edilebilir değişkenler arasında en çok çalışılan parametrelerden biri uygulanan voltajdır. Sadece uygulanan voltaj eşik voltajından yüksek olduğunda, yüklü jetler Taylor konisi boyunca uçmaya başlar. Düşük voltajlarda, damla iğne ucunda asılı kalır ve Taylor konisinden gelen jet, küreciksiz bir dönüş üretir. Voltaj arttıkça, iğne ucundaki damlanın hacmi azalır ve Taylor konisinin geri çekilmesine neden olur. Voltaj daha da artırıldığında, jet görünür bir Taylor konisi olmadan iğne ucunun kenarı etrafında dolaşmaya başlar. Bu koşullar altında, çok parçacıklı yapılar gözlemlenebilir (Kishan ve Cosgriff-Hernandez, 2017).

Şırıngadaki polimer çözeltisinin akış hızı bir diğer önemli proses parametresidir. Genel olarak, polimer çözeltisinin yeterli sürede polarizasyona ulaşması için düşük bir akış hızı önerilir. Akış hızı çok yüksek olduğunda, ince çaplı düz lifler yerine kaba çaplı granüler lifler oluşacaktır. Bunun nedeni kısa kuruma süresi ve toplayıcı plakaya ulaşmadan önce düşük germe kuvvetidir.

Toplayıcı plaka ile şırınga arasındaki mesafenin elyaf çapını ve morfolojisini etkilediği bilinmektedir. Mesafe kısa olduğunda, elyaflar toplayıcı plakaya ulaşmadan önce katılaşmak için yeterli zamana sahip olmayacaktır. Mesafe çok büyük olduğunda ise granül lifler elde edilebilir. Elektrospinning ile elde edilen liflerin önemli fiziksel özelliklerinden biri de çözücünden gelen kuruluştur. Bu nedenle, optimum mesafeyi ayarlamak önemlidir (Van Pham ve ark., 2020).

Nem ve sıcaklık gibi ortam parametreleri de elyaf çapını ve morfolojisini etkileyebilmektedir. Sıcaklığın artması liflerin daha düşük çaplarda oluşmasına neden olur. Çaptaki bu düşüş, yüksek sıcaklıklarda polimer çözeltisinin viskozitesindeki azalmaya dayanmaktadır. Düşük nem, çözücünün tamamen kurummasına neden olabilir ve çözücünün buharlaşma hızını artırır. Nemin arttırılması liflerin yüzeyinde küçük dairesel gözenekler oluşturabilir. Nemin daha da artması gözeneklerin birleşmesine neden olmaktadır (Vrieze ve ark., 2009).

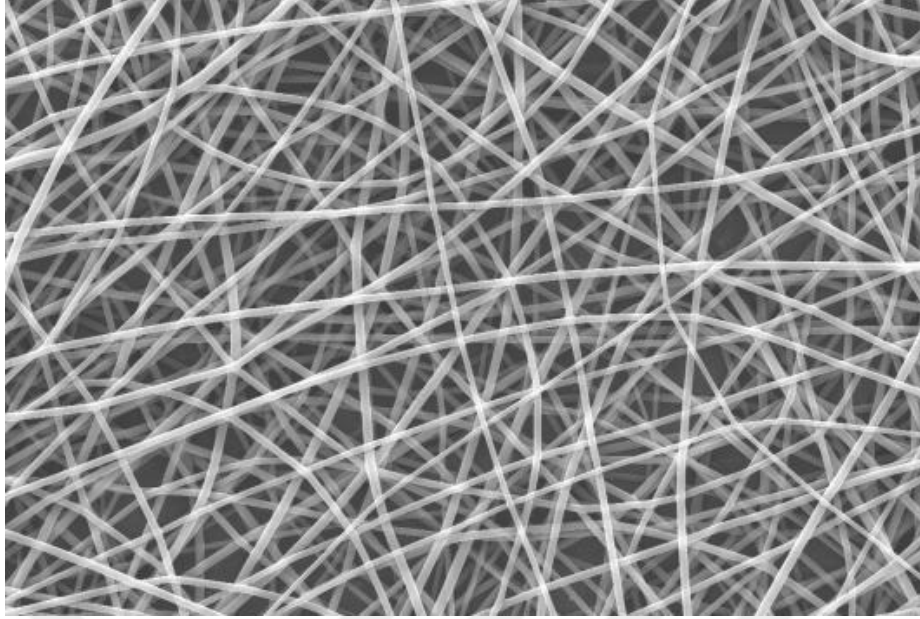
1.4. Doku Mühendisliği ve Nanolifler

Doku mühendisliği, normal doku ve organ fonksiyonlarını korumak, yenilemek ve iyileştirmek için mühendislik, malzeme bilimi, biyolojik bilimler ve tıbbın entegrasyonu ile canlı hücreleri kullanan biyolojik eşler geliştirmeyi amaçlayan multidisipliner bir alandır (Martina ve Hutmacher, 2007). Ticari olarak hızla gelişen bir alandır. Doku mühendisliğinde, sahip oldukları yüksek yüzey alanı/ hacim oranları, çok çeşitli etkin madde ve polimer kullanım imkanı, fiziksel özellikleri ve kolay üretilebilirliği gibi birçok parametre, elektrospinning ile üretilmiş nanoliflerin kullanımını arttırmaktadır. Nanoliflerin doku mühendisliğinin yanı sıra, yara iyileştirme, ilaç dağıtımı, tümör tedavisi, enerji, atık su filtrasyon ve koruyucu tekstiller gibi alanlarda da kullanımı büyük önem taşımaktadır.

Nanolifler, özel uygulamalara sahip malzemelerin geliştirilmesine olanak tanıyan mikro ve nano yapısal özellikleri nedeniyle son yıllarda önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir. Geniş yüzey alanları ve küçük gözenek boyutları nanoliflerin önemini artırmaktadır (Subbiah ve ark., 2005).

Sentetik biyomalzemeler genellikle biyolojik olarak inerttir. Bu malzemelerin avantajları; özelliklerinin daha öngörülebilir olması, tekrarlanan çözeltilerinde tek tip bir yapı elde edilebilmesi ve belirli bir uygulama için uyarlanmış farklı türevlerinin oluşturulabilmesidir. Özellikle, farklı polimerlerin karışımlarından oluşan sistemlerden elde edilen nanokompozit iskeleler çoğunlukla güç ve sertlik arasında mükemmel bir denge gösterir ve bileşenlerinin bireysel özelliklerine kıyasla daha iyi sonuçlar verir. Nanolif iskelelerin üretimindeki kritik konu, üç boyutlu bir yapı oluşturmak için hücrelerin ve hücre dışı matris malzemelerinin birleştirilmesidir. Bu birleşme, doğal dokunun hem yapısal hem de işlevsel özelliklerini taşıyacak şekilde onu taklit ederek doğal dokunun yerini alabilmeli veya onu onarabilmelidir (Martina ve ark., 2007; Armentano ve ark., 2010).

Poliüretanlar, kanla temas eden biyomedikal uygulamalarda en yaygın kullanılan polimerlerden biridir. Bunun nedeni, farklı formlarının kolay sentezlenebilmesi ve diğer polimerlere kıyasla yüzeylerinin pıhtılaşmayan doğasıdır. Mevcut uygulamalar; kateterler, kan torbaları ve yapay kalp sistemlerini içermektedir. Elektrospinning ile üretilen nanolifli yapılar, yara iyileştirme uygulamalarında büyük ilerlemeler göstermiştir. Şekil 1.6 TPU nanoliflerinin örnek bir SEM resmini göstermektedir.



Şekil 1.6. Elektropsun TPU nanoliflerin SEM resimleri (Ahmad ve ark., 2021)

1.5. Adezyon

Adezyon, Latince bağlamak anlamına gelen "adhaerere" kelimesinden gelmektedir. İki farklı yüzeyin veya farklı moleküller arası çekim kuvvetlerinin birleşmesini/bağlanmasını tanımlamak için kullanılır. Yapışmayı sağlayan yapıya "yapışkan", yapışkanın uygulandığı yapıya ise "yapışan" denir. Yapıştırıcı çoğunlukla viskoz sıvı bir maddedir. İki farklı malzemeyi birbirine bağladıktan sonra sertleşir ve malzemeler arasında kuvvet iletimi sağlar. İki malzeme arasındaki yapışma kuvveti, soyma testleri ile test edilebilmektedir (Roberson ve Heymann, 2002).

$$WA = \gamma_1 + \gamma_2 - \gamma_{12} \quad (1)$$

İki yeni bağımsız yüzey oluşturulur. Oluşan yapışma işi (WA), yüzey enerjisi (γ_1 ve γ_2) ve fazlar arasındaki arayüzey enerjisi (γ_{12}) kullanılarak hesaplanabilir (Eşitlik 1) (Da Silva ve ark., 2011).

Yapıştırma sürecinin araştırılması ve incelenmesi sırasında, yapıştırıcının kullanımına bağlı olarak farklı teoriler oluşturulmuştur. Mekanik yapışma ve spesifik yapışma arasında bir ayrım yapılmıştır. Spesifik yapışma; adsorpsiyon teorisi, elektrostatik teori, difüzyon teorisi, kimyasal bağlanma ve zayıf sınır tabaka modeli olarak sınıflandırılmıştır. Bu teoriler, belirli tipteki katı cisimlerin bağlanma koşullarına bağlı olarak önem kazanmaktadır (Arsoy ve Üçgül, 2015).

Mekanik yapışma teorisi, katılaşmış yapıştırıcının yapışacak malzemenin yüzeyindeki düzensiz bölgelerde fiziksel olarak kenetlenmesi sonucu oluşan yapışmayı ifade eder. Mekanik teoriye göre yapışma, yapıştırıcının yüzey katmanlarındaki gözeneklere ve çatlaklara akması ve ardından sertleşmesi ile gerçekleşir, bu esnada yapıştırıcı ile yapıştırılan yüzeyleri birbirine bağlayan perçinler oluşur. İyi bir bağın oluşması için, yapıştırılan yüzeyler birbirine bağlı

gözeneklerden oluşan gelişmiş bir sistem oluşturmalı ve yapıştırıcı, perçinlerin aktığı çatlaklardaki gözeneklerde tutmak için yeterince yüksek bir çekim kuvvetine sahip olmalıdır. Mekanik yapıştırma için, yapıştırıcı katı malzemenin yüzeyine uygulanmalı ve yüzey ıslatılmalıdır. Yapıştırıcı molekülleri, katının yüzeyindeki düzensiz bölgelerden ve açıklıklardan nüfuz eder ve mekanik bağlar oluşturmak için katılaştır (Timofeeva, 2002; Clearfield ve ark., 1991).

Adsorpsiyon teorisi günümüz adezyon biliminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Teori, çok yakın temas olması koşuluyla, bir arayüzeyde etkili olan atomlar arası ve moleküller arası kuvvetleri içerir. Bunlar ikincil (Van der Waals ve hidrojen bağları ve elektrostatik kuvvetler) ve birincil (iyon, kovalent ve metalik bağlar) kuvvetler olarak tanımlanır. Adsorpsiyon teorisi, iki yüzey birbiriyle temas ettiğinde, aralarında moleküller arası kuvvetlerin var olduğunu belirtir. Adezyon, Van der Waals kuvvetleri (dipol-dipol etkileşimleri, London dağılım kuvvetleri ve hidrojen bağları) olarak bilinen moleküller arası etkileşimlerin sonucudur. Bu çekim, hem yapıştırıcı yüzeyi ıslattığında hem de katılaşma işlemi sırasında meydana gelir ve çok güçlü bağlarla sonuçlanır. Adsorpsiyon, birçok malzemenin yapışması için en etkili mekanizmalardan biri olarak kabul edilmektedir. (Da Silva ve ark., 2011).

Difüzyon teorisi, birbiriyle temas eden moleküllerin etkileşiminden kaynaklanan bir bağlanma şeklidir. Bu teori, hareket edebilen uzun molekül zincirlerine sahip olan yapıştırıcı ve karşı yüzeyler arasında gerçekleşir. Yapıştırıcı moleküllerinin karşı yüzeye yayılma kabiliyeti, yapıştırılacak malzemenin serbest hacmine ve yapıştırıcı ile yapıştırılacak malzemenin moleküler uyumluluğuna bağlıdır. Moleküler uyumluluk, yapıştırıcıdaki farklı fonksiyonel gruplar ile yapıştırılan malzeme arasındaki çekimdir. Bazı durumlarda, uyumlu bir alt-durum ile temas halindeki yapıştırıcı sadece difüzyona uğramakla kalmaz, aynı zamanda yeni bir kimyasal ürün oluşturmak için birbirleriyle kimyasal olarak reaksiyona girer. Difüzyon teorisi, polimer zincirlerinin arayüzey boyunca karşılıklı difüzyonundan kaynaklanan yapışmayı ifade eder. Bunun gerçekleşmesi için her iki malzemenin de karşılıklı olarak çözünebilir ve hareketli olması gerekir. Bu mekanizma iki farklı polimer için yaygın değildir (Da Silva ve ark., 2011) (Polushenko, 2003).

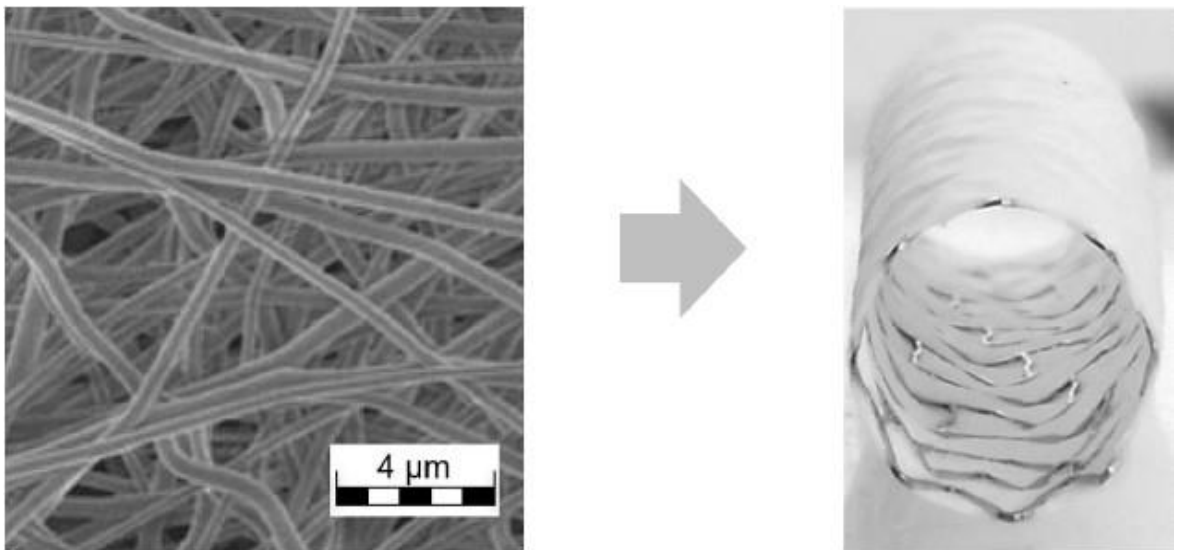
Elektrostatik teori, yapıştırılan yüzey ile yapıştırıcı arasındaki elektrostatik etkileşimden kaynaklanan bağ türü olarak tanımlanabilir. Yapışan yüzeyler ile yapıştırıcı arasındaki elektrik transferi yüzeylerin ayrılmasını engeller ve yapışma gerçekleşir. Yapıştırıcı ve yapıştırılan malzemelerin ara yüzeyinde pozitif ve negatif yüklerin oluşturduğu elektriksel bir bölge oluşur. Polimer üzerindeki negatif iyonlar metal yüzeydeki pozitif iyonlarla etkileşime girer ve bir bağ oluşur. Bu teorinin bir diğer açıklaması da yapıştırıcı yapıştırılan yüzeyden ayrıldığında meydana gelen elektrik boşalmasıdır. Elektrostatik yapışma polimerler ve metal yüzeyler arasında meydana gelebilir. Metalik olmayan sistemlerdeki elektrostatik yapışma kuvvetleri incelendiğinde, kimyasal yapışma kuvvetlerine kıyasla ihmal edilebilir düzeyde olduğu bildirilmektedir (Arsoy ve Üçgül, 2015).

Kimyasal bağ teorisi, ara yüzeyde kovalent bağ oluşumu sonucu meydana gelen yapışmayı ifade eder. Kovalent bağların oluşması halinde çok güçlü ve sağlam bağların ortaya çıkacağı düşünülmektedir. Kovalent kimyasal bağlar, hidrojenle bağ yapan elementlerin atomlarının molekül oluşturmak için elektronlarını zincirleyerek etkileşime girmesiyle oluşur. Tek bir kovalent bağın en basit örneği, iki hidrojen atomunun elektronlarını paylaşarak hidrojen oluşturmasıdır. Bu kovalent bağlar en güçlü kimyasal bağlardır ve hidrojen bağlarından 11 kat daha fazla dirence sahiptir (Arsoy ve Üçgül, 2015).

Zayıf sınır tabaka modeli, yapıştırıcı, yapıştırılan yüzeyin özellikleri, çalışma ortamı veya bunların bir kombinasyonu tarafından oluşturulan bir tabaka nedeniyle bağın zayıfladığını belirtir. Yapıştırıcıdaki veya yapıştırılan yüzeylerdeki kirlilikler, yapıştırıcı ile yüzey arasında zayıf bir bağa neden olur. Ek yeri hasar gördüğünde, hasarın yapıştırıcıdan veya yüzeyden kaynaklandığı düşünülür, ancak gerçek neden zayıf bağlanmış katmandır (Polushenko, 2003).

1.6. Çalışmanın Önemi ve Amacı

Kardiyovasküler hastalıklar, tüm ölümlerin yaklaşık %40'ını oluşturan, Türkiye ve dünya genelinde önde gelen ölüm nedenlerinden biridir. Ayrıca bireyler için önemli sağlık sonuçları doğurmakta ve yüksek tıbbi maliyetlere neden olmaktadır. Her dört kişiden biri kalp krizi ya da felç nedeniyle ölmektedir. Bu nedenle bu hastalıkların önlenmesi ve mümkün olan en iyi şekilde tedavi edilmesi özel önem taşımaktadır. Kardiyovasküler hastalık kaynaklı ölüm oranları 1980 yılından bu yana azalma göstermiştir. Bunun bir nedeni de minimal invaziv cerrahi tekniklerdeki ve diğer tedavi yöntemlerindeki ilerlemelerdir. Günümüzde stentlerin minimal invaziv kullanımı koroner arter hastalığı (KAH) için standart tedavilerden biridir. Umut verici bir çözüm, stentlerin nanoliflerle kaplanması olabilir (Şekil 1.7) (Ahrens, 2021).



Şekil 1.7. Bir stenti kaplamak için nanoliflerin kullanımı (Ahrens, 2021)

Elektrospinning işlemi nanolif üretmek için kullanılmaktadır. Termoplastik poliüretan nanoliflerin kullanımı yüksek düzeyde biyouyumluluk ve biyolojik olarak parçalanabilirlik göstermektedir. Bu lifler, vücut yapılarına benzedikleri ve çevredeki hücreler üzerinde olumlu etki gösterdikleri için tıbbi teknolojinin diğer uygulama alanlarından olan doku mühendisliği uygulamalarında çok önemli yer tutmaktadırlar. Ancak bazı tıbbi nanolif uygulamalarında zorluklar ve başarısızlıklarla karşılaşmıştır. Aachen'daki Institut für Textiltechnik'te gerçekleştirilen çalışmalar, kaplamalı stentlerde stent yüzeyi ile nanolif arasındaki yapışma durumunda bazı olumsuzluklar olduğunu ortaya koymuştur. Bu çalışmanın amacı, elektrospinning ile üretilen TPU nanolifler ile iki boyutlu nitinol örgülü yapılar arasındaki yapışma kuvvetini değerlendirmek ve iyileştirmektir. Bunun için çeşitli yöntemler araştırılmış ve uygulanmıştır. Bu yöntemler, nitinolün argon plazma yardımıyla işlenmesi, sıcak hava ile ısıtılma işlemi, TPU ön kaplama ve iki taraflı kaplamadır. İlgili yöntemler çalışmanın ilerleyen bölümlerinde detaylı olarak ele alınmıştır.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Çalışma kapsamında detaylı bir literatür taraması yapılmış ve konuyla ilgili olduğu düşünülen çalışmalar aşağıda kısaca özetlenmiştir.

Ahrens'in 2021 yılında yürütmüş olduğu çalışmada, nitinol plakalar çeşitli yüzey işlemlerine tabi tutulduktan sonra TPU elektrospon nanoliflerle kaplanmış ve bu iki yüzey arasındaki yapışma kuvvetindeki değişimler incelenmiştir. Ahrens'in çalışmasında yüzey tedavi işlemleri olarak plazma işlemi, TPU ön kaplama ve ısı işlem uygulanarak nanofiber ve nitinol plaka arasındaki yapışma kuvvetinin attırılması amaçlanmıştır. Herhangi bir yüzey tedavisi işlemine tabi tutulmamış numune referans alınmıştır. Her bir yüzey tedavi işleminden sonra nanofiber kaplanan numuneler soyma testine tabi tutulmuş ve elde edilen değerler referans numune değerleri ile karşılaştırılmıştır. Bu tez çalışmasında Ahrens'in çalışmasından farklı olarak yeni bir yöntem olan iki taraflı kaplama yöntemi de uygulanmıştır. Çalışmada plazma işlemi, TPU ön kaplama, ısı işlem ve iki taraflı kaplama yöntemi iki boyutlu örgülü yapılara uygulanarak nanofiber ve örgülü yapı arasındaki yapışma kuvvetinin artırılması amaçlanmıştır.

Parodi'nin 2018 yılında yürütmüş olduğu çalışmada, çelik plaka üzerine bir TPU kaplama yapılmış ve polimerin metal substrata yapışması, bir ısı işleminden (tavlama) ve ardından farklı sıcaklık-nem koşullarında higrotermal yaşlandırmadan sonra araştırılmıştır. Yapışmayı artırıcı olarak her iki organik kaplamayı kullanarak TPU'nun çelik alt tabakaya yapıştırılması, özellikle 100 °C'de 20 saat tavlama sonrasında polimer-kaplama arayüzündeki yeni fiziksel-kimyasal ve mekanik etkileşimlerin katkısı nedeniyle başarılı olmuştur. Ek olarak, ısı işlem görmüş hibritler, polimer ve metal arayüzlerindeki sabitleme yoğunluğunun belirgin şekilde artması nedeniyle soyulma testlerinde çok daha iyi bir performans sergilemiştir. Yüzey aktivasyon enerjisinin hesaplanan değerleri, poliüretan bazlı polimerlerin dayanıklılığının bu çalışmada açıklanan koşullar altında sıcaklık ve nemden etkilendiğini kanıtlamaktadır.

Raju'nun 2020 yılında yürütmüş olduğu çalışmada, çeşitli medikal uygulamalar için metal ve polimerik biyomateryallerin beraber kullanılabilirliğini değerlendirmiştir. Metal ve polimerlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki büyük farklılık nedeniyle birleştirilmelerindeki zorluklar araştırılmıştır. Bu bağlamda nitinolün Polieteretherketon (PEEK) ve ticari olarak Dacron® olarak bilinen polietilen tereftalat (PET) kumaşı dahil olmak üzere polimerik biyomateryallere katılmasına yönelik farklı yaklaşımları ele alınmıştır. Bu çalışma aynı zamanda kimyasal aşındırma ve soğuk atmosferik plazma işlemi de dahil olmak üzere nitinol ve poliüretan kaplama arasındaki bağı geliştirmek için kullanılan farklı yüzey işlemlerine ilişkin bir fikir vermektedir. Çalışma, birleştirme tekniğinin uygun seçiminin, nitinol alaşımının özelliklerinin medikal alanda kullanımını nasıl artırabileceğini ve bunun sonucunda tıbbi cihazların güvenliği ve dayanıklılığında iyileştirmeler sağlayabileceğini göstermektedir.

Pathanatecha 2019 yılında yaptığı çalışmada kaplama endüstrisinde kaplamaların yapışma davranışlarını kapsamlı bir şekilde incelemiştir. Çalışma kapsamında, silanla modifiye edilmiş termoplastik poliüretan kaplamaların ön işlem görmüş çelik ve alüminyum yüzeyler üzerine yapışmasını etkileyen parametreler incelenmiştir. Bu parametreler arasında substrat türü, kaplama film kalınlığı, katı içerik, reçine oranı, çapraz bağlama yoğunluğu, katkı maddesi oranı gibi parametreler yer almaktadır. Elde edilen kaplamalar çapraz tarama yapışma testi, bükülme testi ve nem direnci testi kullanılarak yapışma özellikleri açısından test edilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda soğuk haddelenmiş çelik, endüstriyel alüminyum ve standart alüminyum gibi bazı alt tabakaların zayıf yapışma özellikleri ile nispeten düşük yüzey enerjileri arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir. Kaplamalarda silan fonksiyonel çapraz bağlama maddesinin ve silan yapışma arttırıcıların kullanılması yapışmayı büyük ölçüde arttırmıştır. Ayrıca kürleme sırasında artan süre ve sıcaklığın olumlu etkiler gösterdiği görülmüştür. Ancak reçine oranının, katı içeriğinin ve film kalınlığının değişmesinin önemli bir yapışma artışı sağlamadığı tespit edilmiştir.

Abdullahi 2018 yılında yaptığı çalışmada termoplastiklerle kaplanmış çelik tellerin, çelik ve polimer yüzeyleri arasındaki zayıf etkileşim nedeniyle dış stres altında uzun vadeli stabilitelerini zayıflatan yapışma mukavemetini incelemiştir. Çalışma kapsamında, yapıştırıcının (Chemlok 213 ve Cilbond 49SF), termoplastik poliüretan (TPU) ile galvanizli ve galvanizsiz çelik tel kaplamasının yapışma mukavemeti üzerindeki etkisini araştırmayı amaçlanmıştır. Zımpara kağıdı ile taşlama, termal oksidasyon ve alkalın solüsyonla yağdan arındırma dahil olmak üzere yüzey işlemleri, sıkıştırmalı kalıplama ve ekstrüzyon prosesi ile kaplamadan önce çelik tele uygulanmıştır. Yapışma, tek tel çekme testi ve alan emisyon tarama mikroskobu (FESEM) ile karakterize edilmiştir. Çalışma sonucunda, zımpara kağıdı ile taşlanmış tel içeren Cilbond 49SF yapıştırıcının test edilen diğer tüm yüzey işlemlerinden daha iyi performans gösterdiği tespit edilmiştir. Ayrıca proselerle karşılaştırıldığında, sıkıştırmalı kalıplama prosesinin ekstrüzyon prosesine göre üstünlüğü doğrulanmıştır.

Sánchez'in 2012 yılında yaptığı çalışmada termoplastik poliüretan yapıştırıcıların yapısı, bileşimi ve yapışma özellikleri incelenmiştir. Ticari termoplastik poliüretan elastomerin (TPU) bileşimi ve sert segment içeriği ¹H-nükleer manyetik rezonans kullanılarak elde edilmiştir. TPU'ların özellikleri diferansiyel taramalı kalorimetri (DSC), mekanik termal analiz ve temas açısı ölçümleri kullanılarak incelenmiştir. Çözücü bazlı yapıştırıcılar, TPU'ların 2-butanon içinde çözülmesiyle hazırlanmıştır. Yapışma özellikleri, çözücü ile silinmiş T-soyma testiyle ölçülmüştür. Segmentli yapının TPU'ların özellikleri üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Bockorny'nin 2018 yılında yaptığı çalışmada polyester bazlı bir TPU'nun performansını ve ayakkabı endüstrisinde yapıştırıcı olarak uygulanma potansiyelini araştırmıştır. TPU üç farklı katkı maddesi ile formüle edilmiştir. TPU'nun kristalleşme kinetiği Diferansiyel Taramalı Kalorimetri ile değerlendirilmiş ve katkı maddelerinin kristal büyümesinin geometrisi ve çekirdeklenme koşulları

üzerindeki etkisini değerlendirmek için Avrami denklemi kullanılmıştır. Katkı maddelerinin çekirdeklenme süreci üzerinde bir etkisi olup olmadığı araştırılmıştır.

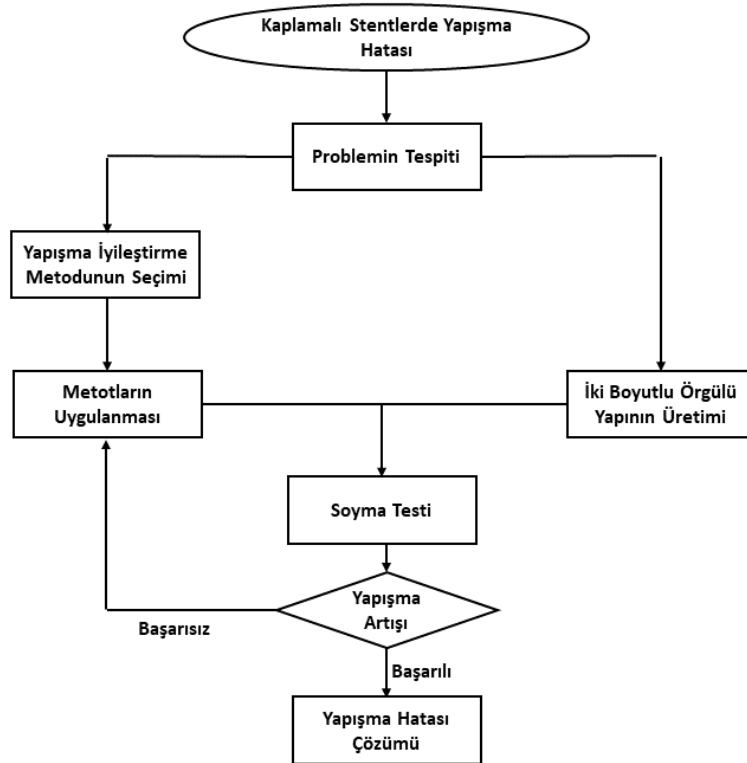
Golaz'ın 2011 yılında yaptığı çalışmada TPU ve metal arayüzündeki etkinlikleri ele alınmıştır. Bir termoplastik poliüretan elastomer (TPU) galvanizli çelik ile birlikte kalıplandığında, sonraki yapışma ve dayanıklılığı, arayüzde oluşturulan kimyasal bağlara çok duyarlıdır ve çalışma TPU-metal arayüzündeki etkinlikleri ele almaktadır. Karşılaştırma için yağ giderme, korona deşarjı, asidik aşındırma, gaz alevi ve çinko fosfat dönüşüm kaplaması gibi bazı yüzey işlemleri incelenmiştir. Yapışma, farklı yaşlandırma koşullarından sonra bir tel çekme testi ile ölçülmüştür.





3. MATERYAL VE METOT

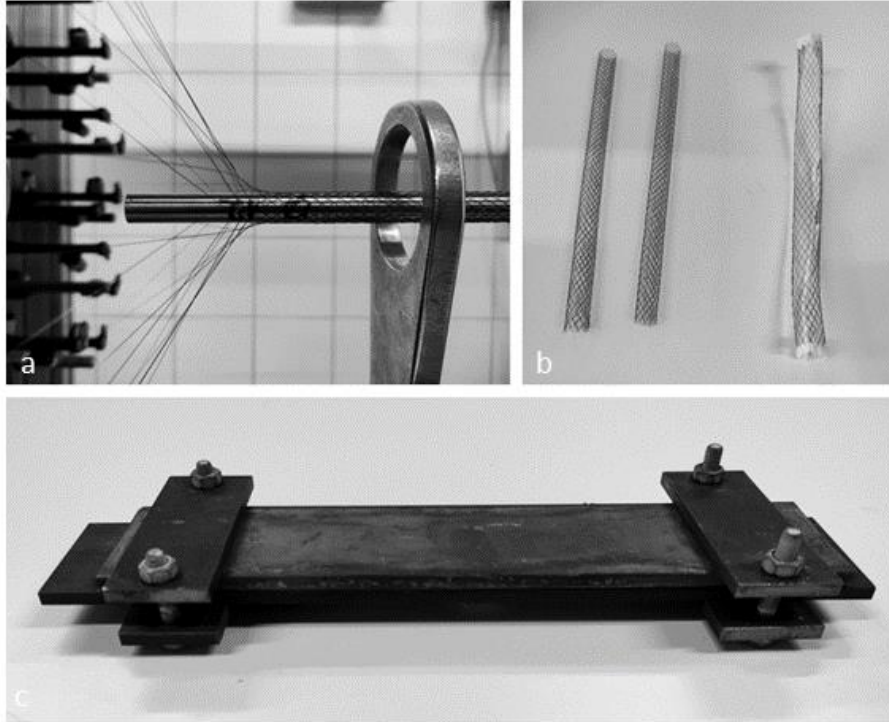
Çalışmanın başlangıç noktası, daha önce yapılmış bilimsel çalışmalarda tespit edilen TPU nanoliflerin stentler üzerindeki yapışma başarısızlığıdır. Altta yatan fiziksel olguları ve yapışmayı etkileyen faktörleri daha iyi anlamak için, nitinol levha, ilk olarak önceki bir çalışmada Ahrens tarafından incelenmiştir. Çalışmada nanolif ile kaplanmış nitinol levhalara soyma testleri uygulanmıştır (Ahrens, 2021). Bu çalışmada ise iki boyutlu nitinol örgülere aynı işlemler uygulanmış ve soyulma test sonuçları değerlendirilmiştir. Nitinol tel stentin üç boyutlu örgü makinesi ile üretilmesi ve daha sonra tasarlanan bir mengene düzeneği ile fırında düzleştirilerek iki boyutlu düz hale getirilmesi amaçlanmıştır. Yapışmaya ek olarak, örgülü yapı ile nanolif yapı arasındaki formun uyumunun sonuçları da araştırılmıştır. Örgülü yapılar, elektrospinning işlemi vasıtasıyla TPU nanolifler ile kaplanmıştır. İlk olarak elektrospinning işlemi, temel yapışmayı değerlendirmek için işlenmemiş referans numunelere uygulanmıştır. Daha sonra yapışma kuvvetini arttırmaya yönelik farklı uygulama yöntemleri kullanılmıştır. İşlenmemiş referans numuneler, yapışmada bir artış olup olmadığını karşılaştırmak için kullanılmıştır. Yapışmanın iyileştirilmesi için çeşitli yöntemler öncelikle ön çalışmalar yapılarak değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda, yapışma özelliklerini iyileştirmeye yönelik yöntemler üzerinde çalışılmış ve bunlardan seçilenler deneysel olarak test edilmiştir. Deneysel çalışma kapsamında uygulanan iş akışı Şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. Deneysel çalışma için metodik prosedürün akış şeması

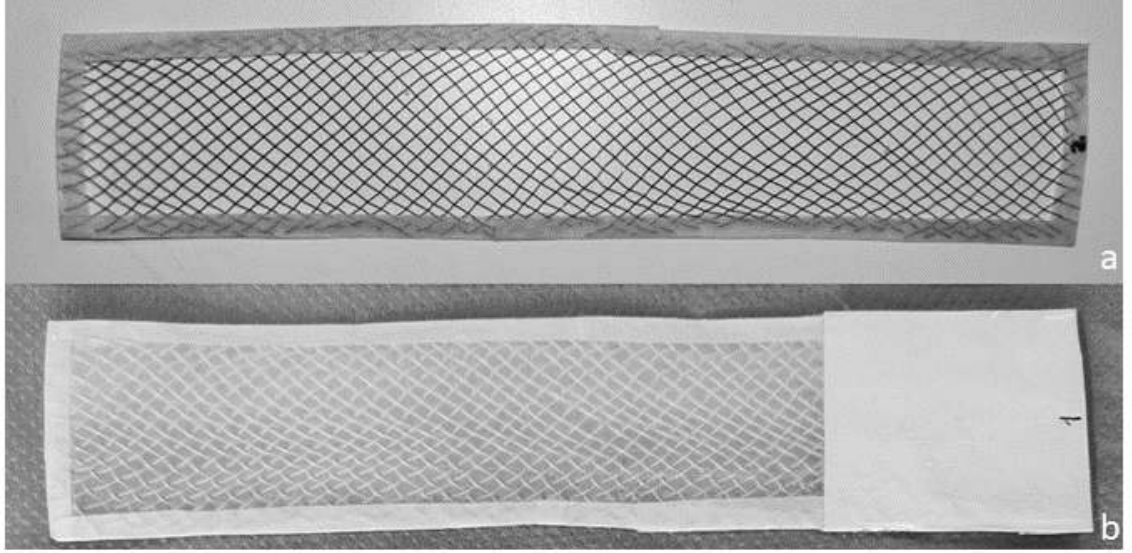
3.1. Örgülü Yapıların Üretimi

Öncelikle nitinol teller bir sarım makinesi ile bobinlere sarılmıştır. Sarma hızı 40 m/dak ve sarma uzunluğu 7 m olarak ayarlanmıştır. Üretilen bobinler daha sonra örgü makinesine yerleştirilmiştir. Örgü eksenini boyunca ölçülen örgünün bir tekrarına toplama (S) adı verilir. Adım sayısı, örgü eksenine paralel tek bir çizgide birim uzunluk başına düşen 'S' sayısıdır. 5 adım/cm ilerleme hızı olup bu hız stent yapılarını etkilemektedir. Daha yüksek yönlendirme hızı, santimetre (cm) başına tel yoğunluğunu artırdığı için stenti daha yoğun hale getirir. Üç boyutlu stent, Steeger örgü makinesi kullanılarak 45° açıyla üretilmiştir. Örgü açısı, iplik ile silindir metal çubuğun eksenel yönü arasındaki açıyı göstermekte olup, örgülü yapıyı temsil eden ana teknik parametredir. Örgü açısı tel yönünü göstermekte, örgünün yapısını belirlemekte ve böylece örgülü yapının mekanik özelliklerini etkilemektedir. Düşük örgü açısı (daha fazla eksenel katkı) uzunlamasına daha sert bir ürünle sonuçlanmakta, yüksek örgü açısı stentin yanal kuvvetlere karşı mukavemetini arttırmaktadır. Örgü makinesinde üretilen üç boyutlu stent formu şekil hafızası kazandırmak için 600 °C'de 20 dakika ısıtılmıştır. Isıtma işleminden sonra stentler uzunlamasına kesilerek iki boyutlu yapıya indirgenmiş ve kenarları bantlanmıştır. Kenarların bantlanmasının nedeni, örgülü yapının iki boyutlu yapıya dönüşümü sırasında şeklini korumasını sağlamaktır. Kesilen örgülü yapılar mengene şeklinde iki kilitli çelik plaka arasına düz bir şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra yapılar şekil hafızası kazanmak için tekrar 600 °C'de 20 dakika ısıtılmıştır. Şekil 3.2'de bir örgülü nitinol yapı üretim süreci gösterilmektedir.



Şekil 3.2. Nitinol örgülü yapı üretim süreçleri
a) Stentin örgü makinesinde üretimi b) Fırında şekil hafızası kazandırılmış ve boylamasına kesilmiş numuneler c) Mengene arasına yerleştirilmiş numuneler

İşlem görmemiş referans numuneler için uzunluğu 200 mm, genişliği 30 mm ve nitinol tel çapı 0,2 mm olan 10 adet numune hazırlanmıştır. Şekil 3.3'de kaplanmış ve kaplanmamış iki boyutlu düz örgülü yapı örnekleri gösterilmektedir.

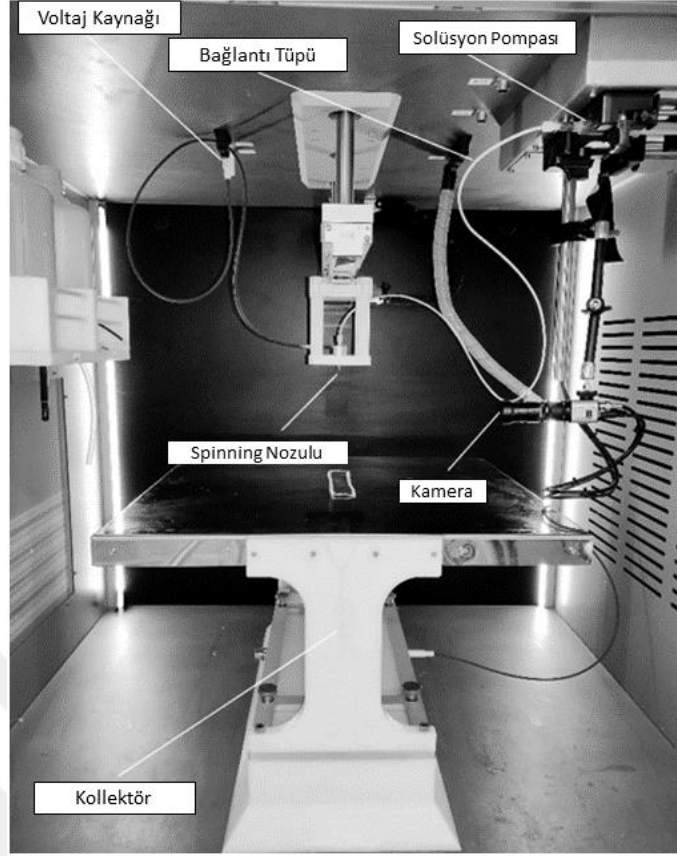


Şekil 3.3. a) Kaplamasız örgülü yapı b) Kaplamalı örgülü yapı

3.2. Elektrospinning İşlemi İle Nanolif Üretimi

Çalışma kapsamında nanolifleri üretmek için Bionicia, İspanya'dan Fluidnatek LE-500 elektrospinning makinesi kullanılmıştır. Şekil 3.4'te elektrospinning işlemi ile örgülü yapıyı nanolifle kaplamak üzere kullanılan deney düzeneği gösterilmiştir.

Elektrospinning işlemi için Lubrizol Corporation, Wickliffe, Ohio, Amerika Birleşik Devletleri'nden TPU kullanılmıştır. TPU'nun spesifik ürün tanımı PC-3555D'dir. TPU bir kurutma vakum fırınında 40°C'de en az 24 saat kurutulmuştur. Kurutma, kalan suyu uzaklaştırarak tamamen kuru bir solüsyon elde etmek için önemlidir. Bunun elektrospinning işlemi üzerinde bir etkisi olabilmektedir. TPU, triklorometan ve metanol içinde 3:1 oranında Carl Roth GmbH & Co. KG, Karlsruhe tarafından bir karıştırma plakası üzerinde çözülmüştür. Ön çalışmalara dayanarak ağırlıkça %8 polimer konsantrasyonuna sahip polimer çözeltileri kullanılmıştır. Çözelti, en az 24 saat boyunca kapalı bir kapta karıştırıcı balık kullanılarak homojenize edilmiştir. Ön testler Ahrens'in ön çalışmasındaki şartlarda gerçekleştirilir (Ahrens, 2021). Elektrospinning işlem şartları Çizelge. 3.1'de görülmektedir.



Şekil 3.4. Elektrospinning cihazının içi ve kaplanmış nitinol örgülü yapı üretimi için elektrospinning işleminin eşzamanlı kurulumu

Çizelge 3.1. Elektrospinning işleminde kullanılan işlem şartları

Parametreler	Değer
Voltaj	± 15 kV
Nozul ve Kollektör Arası Mesafe	200 mm
Akış Oranı	1,5 ml/s
İşlem Süresi	40 dak
Sıcaklık	23 °C
Nem	% 40
Malzeme	TPU ve Triklorometan / Metanol
TPU Konsantrasyonu	w = % 8
Nozul Çapı	0,6 mm

Elektrospinning işlemi ile kaplama prosesinde numune, düzenin altına dikey olarak numune merkezi ile hizalı olacak şekilde yerleştirilir. Düze y – eksenı boyunca sabit hızda sürekli hareket ettirilerek numunenin tüm uzunluğu boyunca kaplama işlemi gerçekleştirilir. Numune yüzeyindeki kaplama kalınlığının her bölgede dengeli olmasını sağlamak amacıyla işlem süresinin yarısından sonra 180° döndürölür. Bu işlem yapılmadığı takdirde örgölü yapı üzerinde eşit olmayan kalınlıkta bir elyaf tabakası gözlemlenebilir. Düze de toplanan polimer kalıntıları elektrospinning işlemi süresince yaklaşık 3 ila 5 dakikalık aralıklarla temizlenir. Bu, polimer kalıntılarının kurumasını veya numune üzerine damlamasını önlemektedir. Elektrospinning parametrelerinin optimizasyonundan sonra bile kaplı numune yüzeylerinde kusurlar (daha kalın lifler ve damlalar) göröllebilmektedir. Bu kusurlar, işlem sırasında düze üzerinde polimer birikmesi gibi düzensizlikler meydana geldiğinde ortaya çıkmakta olup, elektrospinning işlemi değiştirmek ve lif oluşumunu durdurabilmektedir. Damlalar özellikle düzeyi silme işleminden sonra meydana gelmektedir. Bu durumu en aza indirmek için düzenin temizliği, düze numunedeki alüminyum folyo ile kaplı alan üzerinde iken gerçekleştirilmektedir. Bu nedenle damlalar, soyulma testine herhangi bir etkisi olmayan alüminyum folyo üzerinde daha fazla bulunmaktadır.

3.3. Adezyon Kuvvetinin İyileştirilmesi İçin Uygulanan İşlemler

3.3.1. Nanoliflerin Isıtılması

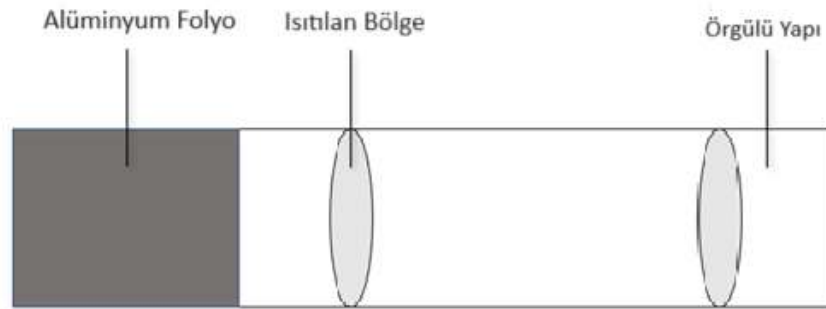
Yapışmada artışa yol açabilecek yöntemlerden biri nanoliflerin ısıtılmasıdır. Çalışmada ısıtma sıcak hava ile sağlanmışır. Lokal ısıtım işlemi yapışmayı lokal olarak arttırmaktadır. Nanolifler kısmen erimekte ve böylece örgölde erimemiş liflere göre daha geniş bir temas alanı oluşturmaktadır. Ayrıca polimerin ıslanma kabiliyeti artmaktadır. Temas alanı arttığından ve numunenin yüzeyi ile tamamen kaynaştığından, işlenmiş alanlarda yapışmada bir iyileşme olduğu düşünülmektedir. Çalışmada numunelerin sadece belli bölümleri ısıtım işlemine tabi tutulmuştur. Ek olarak lifler, ısıtılarak bağlandığı bölgelerde gerilirken (kıvrılırken) stente yapışmaktadır. Isıtılmış TPU biyoyumlu olduğu için biyoyumluluk etkilenmemektedir. Bu süreçte TPU nanolifin erimesinden kaçınılmalı ve bu amaçla işlem süresi iyi ayarlanmalıdır. Sıcak hava ile çok kısa bir işlem süresinin yapışma üzerinde hiçbir etkisi olmayacaktır ve işlem süresi çok uzun olursa da dokusuz yüzey eriyecektir. İlk testler hızlı bir şekilde yapılmış, ayrıca işlem sıcaklığı ve süresi hakkında daha ayrıntılı parametre çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Nanoliflerin ısıtılması bu çalışmada gerçekleştirilen ilk yöntemdir. Nanoliflerin eritilmesi için Herz GmbH Neuwied şirketinin Şekil 3.5'te verilen bir sıcak hava üfleyicisi kullanılmışır.



Şekil 3.5. Herz GmbH Neuwied'den sıcak hava cihazı

Cihazın mesafe ve ısı derecesi değiştirilebilmektedir. Farklı test koşulları altında testler yapmak mümkün olmakla beraber bu çalışma için optimum değerleri tespit etmek amaçlanmıştır. Bunları gerçekleştirirken TPU'nun tamamen ayrışmasından ve erimesinden kaçınılmıştır. Sıcaklık değeri, TPU'nun erime noktasına göre seçilmiştir. TPU (PC-3555D) için erime noktası 212°C'dir. Deneylerde, örgülü yapı üzerindeki nanolifin erimemesi ve delinmemesi için gereken en yüksek sıcaklık 200°C olarak belirlenmiştir. Cihaz sıcaklığı 200°C'ye ayarlanmış ve nitinol örgülü yapı sıcak hava tabancasının altına yerleştirilmiştir. Süreyi ölçmek için bir kronometre kullanılmıştır. Yöntem Şekil 3.6'da şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Yöntemin şematik gösterimi

İşlem süresi ve ısı seviyesi parametreleri Çizelge 3.2'de gösterilmektedir. Ön veriler Ahrens'in çalışmasından elde edilmiştir. Denemelerde, örgülü yüzeyin gözenekli yapısı nedeniyle çok yakın ve çok uzun mesafe, gözeneklere karşılık gelen nanolif bölgelerinin yanmasına ve erimesine neden olmuştur. İlk aşamada ısıtma işlemi sırasıyla 202 °C, 205 °C ve 210 °C'de 150 saniye süreyle uygulanmıştır. Her seferinde nanolif yüzeyinde erime ve delinme meydana gelmiştir. Delinmeyi önlemek için gereken en yüksek sıcaklık 200 °C olarak tespit edilmiştir. Süre olarak 150 saniye ve mesafe olarak 25 mm seçilmesinin nedeni, Ahrens'in önceki çalışmasında en uygun değerler olarak belirlenmiş olmasıdır (Ahrens, 2021). Bu amaçla yapılan denemeler sonucunda hasara neden olmayan mesafe, sıcaklık ve işlem süresi seçilmiştir.

Çizelge 3.2. Örgülü yapı üzerinde nanoliflerin yerel erimesi için deneysel çalışma.

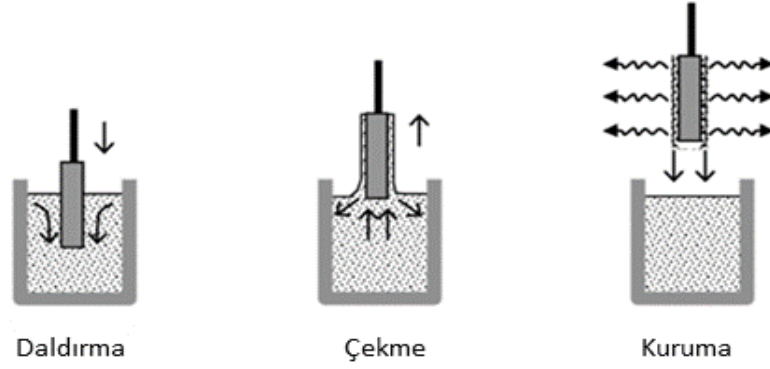
Yöntem	Sıcaklık [°C]	Mesafe [mm]	Süre [s]	Hasar
HT	200	25	150	Mevcut Değil
HT	202	25	150	Mevcut
HT	205	25	150	Mevcut
HT	210	25	150	Mevcut

3.3.2. Örgülü Yapının TPU Ön Kaplaması

Bir film kaplama, bir yapının tüm yüzeyini kaplamaktadır. Örgülü yapının kaplanmasını etkileyen faktörler, kaplama malzemesinin seçimi ve çözelti konsantrasyonudur. Kaplama işlemi, daldırma kaplama yöntemi ile uygulanabilmektedir. Bu yöntem, ince kaplamaların elde edilmesini mümkün kılmaktadır.

Çözelti daldırılmalı kaplamanın avantajı, daldırılmış yapının işlem sonunda tamamiyle kaplanmasıdır. Katı malzemelere göre daha iyi ıslanma sayesinde, kurumuş kaplama ile yapı arasında iyi bir yapışma sağlamaktadır. Burada nanoliflerle aynı malzeme ile bir polimer kaplama seçimi tercih edilmiştir. Yüzey üzerinde difüzyon etkisi ile adezyon artırılabilir. Böylece liflerin ve kaplamanın polimer zincirlerinin birbirine karışmasıyla yapışmayı desteklemektedir. Bu işlem nanoliflere zarar vermemektedir ve TPU biyoyumlu bir polimer olduğu için biyoyumluluğu değiştirmemektedir.

Daldırma kaplama, alt tabaka malzemesinin çözeltiye daldırıldığı, daha sonra çıkarıldığı ve damlayarak kurumaya bırakıldığı bir işlemdir. Daldırma kaplamada, farklı kaplama kalınlıkları ayarlanabilmektedir. Basit bir daldırma kaplama test düzeneği oluşturulmuştur. Çalışmada örgülü yapı, çözelti dolu kaba daldırılmış ve belirtilen kalınlıkta bir kaplama filmi elde etmek için bekletildikten sonra çıkarılmıştır. Şekil 3.7'de bir daldırma kaplama uygulaması gösterilmektedir.

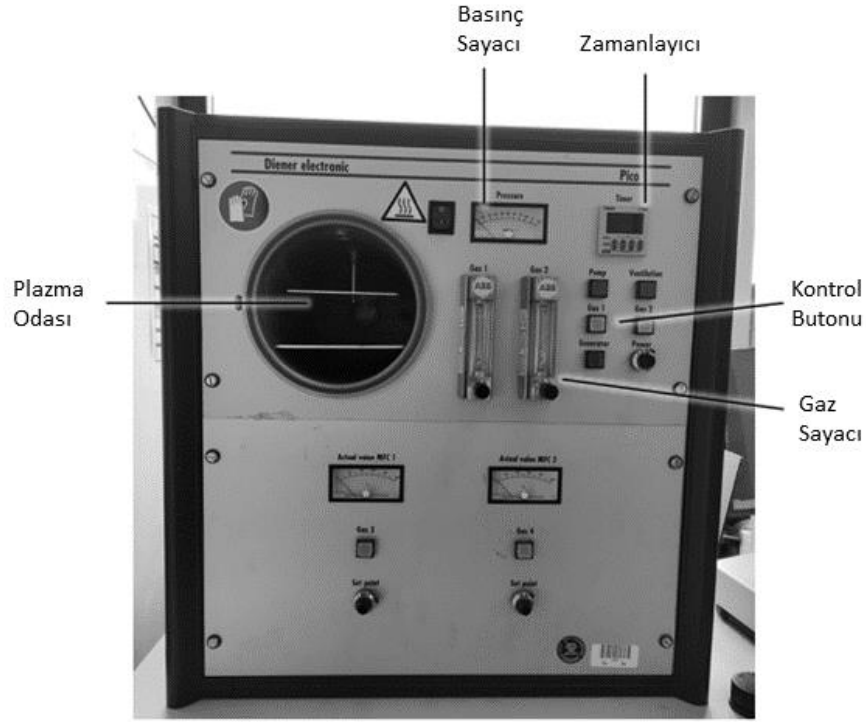


Şekil 3.7. Daldırma kaplama uygulaması

Kaplama malzemesinin seçimi için elektrospinning işleminde kullanılan aynı tip çözelti kullanılmıştır. TPU kaplama ve TPU nanolifler arasında herhangi bir itme beklenmemektedir. Ahrens'in önceki çalışmasında, çözelti konsantrasyonu için %6, %8 ve %12 ağırlık konsantrasyonları kullanılmıştır (Ahrens, 2021). Bu çalışmada ise %2 konsantrasyona sahip tek bir çözelti kullanılmıştır. Çözelti konsantrasyonunun çok düşük tutulmasının nedeni, %2'den büyük değerlerde örgülü yapının gözeneklerinin kapanması ve fan uygulanmasına rağmen açılmamasıdır. Bu konsantrasyonlarda çözeltinin viskozitesi çok yüksektir. Sabit bir kaplama kalınlığı garanti edilememektedir. Bunun daha sonraki çalışmalarda teknik bir çözümle uygulanması gerekecektir. Nitinol örgülü yapının katmanlar tarafından tamamen ıslatıldığından emin olmak için özen gösterilmektedir. Kaplama işleminin ardından az sayıdaki kapalı gözeneklerin açılması için 10 saniye boyunca fan ile hava uygulanmıştır. Nanofiber eritme işleminde kullanılan cihazın aynısı, sıcaklığı 0 °C'ye ayarlanarak fan olarak kullanılmıştır. Fan uygulandıktan sonra numunenin kuruması gerekmektedir. Numune, kalan çözücünün buharlaşabilmesi için en az 10 dakika boyunca çeker ocakta bekletilmiştir. Ardından, önceden kaplanmış örgülü yapı elektrospinning işlemi ile nanolifle kaplanarak yöntem tamamlanmıştır.

3.3.3. Örgülü Yapıya Uygulanan Plazma İşlemi

Plazma işleminin, tüm yüzey eşit olarak muamele edildiğinden, tüm yüzey üzerindeki yapışmayı arttırdığı bilinmektedir (Ahrens, 2021). Ahrens'in çalışmasında, plazma işleminden sonra ortalama yapışma kuvvetinin arttığı gözlenmiştir. Bu artış işlenmemiş referans numuneye kıyasla yapışmada 2,5 kat olarak hesaplanmıştır. Bu yöntemin avantajı, numune morfolojisi veya değişen mekanik özellikler üzerinde önemli bir etkisi olmamasıdır. Yüzey enerjisindeki artış Eşitlik 1'e göre hesaplanmaktadır. Plazma kaplaması elektrospinning işleminden önce gerçekleştiğinden nanolifler üzerinde bir etki olası görünmemektedir. Ayrıca biyouyumluluk etkilenmemektedir. Yöntemin etkileri uygulanan malzemeye, gaz kimyasına, reaktör tasarımına ve işlem parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. İlişkili etkilerin, yüzey temizleme, çapraz bağlanma ve dallanma olduğu bilinmektedir. Yüzey temizliği, yüzeydeki organik kirleticileri gidermek için kullanılır. Plazma işlemi için kullanılan cihaz Pico Diener electronic GmbH + Co. KG marka bir cihazdır ve Şekil 3.8'de gösterilmektedir.



Şekil 3.8. Diener electronic GmbH + şirketinin plazma fırınının önden görünümü

Plazma işlemi sırasında çeşitli zararlı gazlar ortaya çıkabilmektedir. Plazma üretmek için argon gazı kullanılmış olup işlem parametreleri Çizelge 3.3'te verilmiştir. İlk olarak, numune fırının işlem odasına yerleştirilir. Plazma odası, 0,2-0,5 mbar basınca ulaşılan kadar bir pompa kullanılarak boşaltılır. Bundan sonra, oda 60 saniye boyunca ve 0,1 dl/dak akış hızında Argon gazı ile yıkanır. İstenilen basınç değerine ulaşıldığında ve hazne gaz ile dolduğunda jeneratör çalıştırılarak plazma işlemi aktif hale getirilir. Süre 5 dakika olarak ayarlandığından, bu sürenin sonunda jeneratör otomatik olarak devre dışı kalır ve plazma işlemi sona erer. Daha sonra içerideki gazların tahliyesi için havalandırma devreye girer ve işlem sona erer. Numunenin maşa ile tutulması tavsiye edilir. Bu aynı zamanda işlem görmüş yüzeylere dokunmayı ve kirletmeyi de önler. Yüzey işleminin tam etkisini elde etmek için numuneler bir sonraki elektrospinning işleminin başlamasından 10 dakika önce gerçekleştirilmektedir. Bu durum, numune yüzeyinin dış ortam etkisine maruz kaldığı süreyi en aza indirmektedir.

Çizelge 3.3. Elektrospinning öncesi örgülü yapıya uygulanan plazma işlemi parametreleri

Parametreler	Değer
Güç	100 Watt
Gaz Kaynağı	0,1 dl/dak
Basınç	0,2-0,5 mbar
Zaman	5 dak

3.3.4. İki Taraflı Kaplama

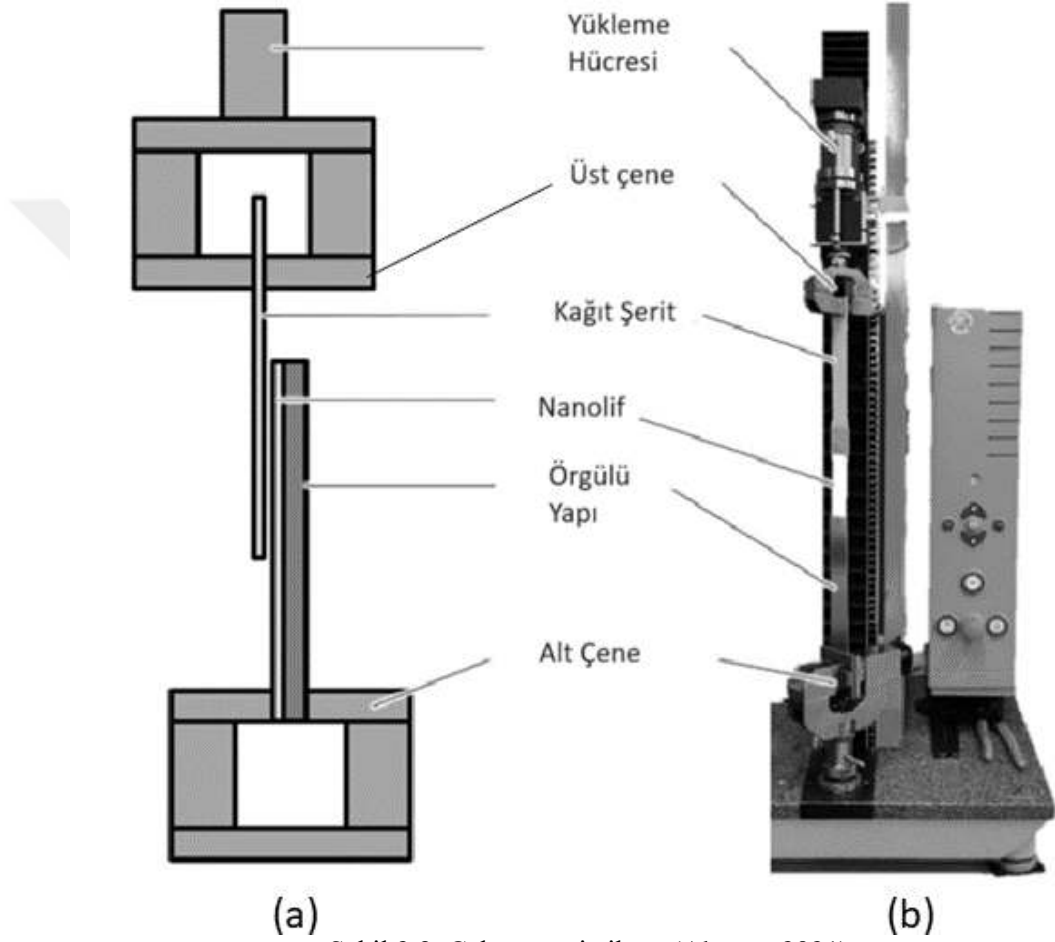
Çift taraflı kaplama yönteminin kullanılmasının amacı, örgünün her iki tarafındaki nanolif tabakaları arasında güçlü bir yapışma sağlamaktır. İki taraflı kaplama yöntemine literatürde rastlanmamıştır. İki taraflı kaplama özelinde ilk yayınlanmamış deneyler Perniok'un bir öğrenci ön çalışmasında tartışılmıştır (Perniok, 2020). İki taraflı kaplama bir sandviç yapıya benzetilebilir. Normal tek taraflı kaplamada örgülü yapının yüzeyi ile nanolif arasında yapışma gerçekleşir. İki taraflı kaplama yönteminde ise örgülü yapının yüzeyindeki standart yapışmaya ek olarak iki farklı yüzdeki nanolifler arasında yeni temas dolayısıyla yapışma noktaları oluşturmak amaçlanmıştır. İki yüzde bulunan nanolifler arasında elde edilen ekstra temas noktaları vasıtasıyla daha geniş yüzey alanı elde edilir. Sonuç olarak nanolif, nitinol örgülü yapı yüzeyine yapışır, aynı zamanda nitinol yüzeyi ile çakışmayan kısımlar da diğer yüzde bulunan nanolife yapışarak toplam yapışma kuvvetini arttırmaktadır. Biyouyumluluk ve lif özellikleri herhangi bir değişiklik göstermemektedir.

3.4. Soyma Testi

Soyma testi, ayırma açısının 180° olduğu durumlarda yapıştırılan malzemeleri ayırmak için gereken bağ hattının birim genişliği başına ortalama kuvvettir. Soyma testi, yapışkan bağları karakterize etmenin bir yoludur.

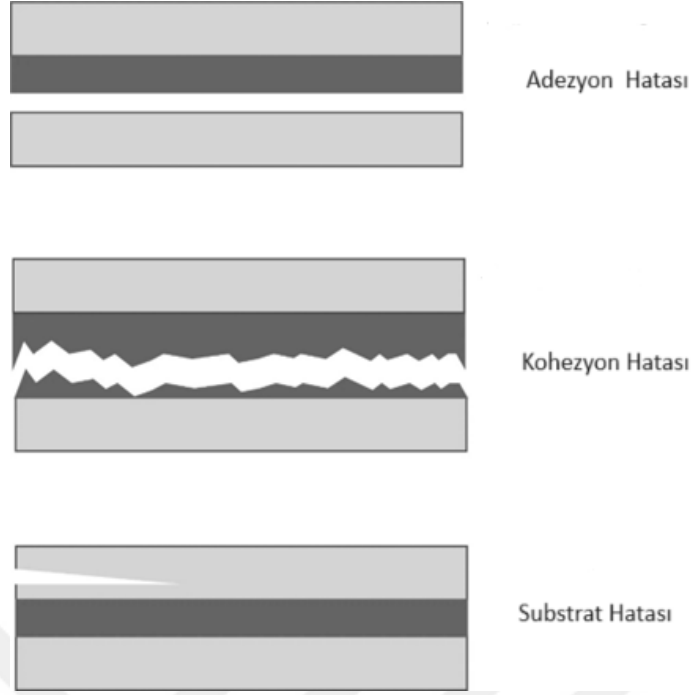
Soyulma mukavemetinin belirlenmesi için numuneler DIN EN ISO 11339'a göre hazırlanır. Numune olarak 30 mm genişliğinde ve 200 mm uzunluğunda örgülü yapılar kullanılır. Örgüler bir uçtan 50 mm uzunluğunda alüminyum folyo ile kaplanır. Numune daha sonra elektrospinning işlemine tabi tutulur. Böylece nanolifler örgülü yapı ve folyo üzerinde biriktirilir. Alüminyum folyo örgülü yapıdan kolayca ayrılabilir ancak üzerindeki elyaf tabakası ile örgülü yapıya bağlanır. Alüminyum folyo ile açık uç sıkıştırılarak ve nanofiber tabaka düz örgülü yapıdan soyularak test gerçekleştirilir. Test cihazı Zwick/Roell, Ulm, Almanya üretimi bir çekme test cihazıdır. Kullanılan çekme test cihazı Z2.5 modelidir. Test hızı 50 mm/dak'dır. Numuneler, alttaki sabit çenede tabaka ile kelepçelenir. Numuneler, alüminyum folyonun altındaki nanolifsiz bölgeden alttaki sabit çeneye

tutturulur. Folyo üzerindeki nanolifli doku yapışkan bant ile bir kağıt şerite yapıştırılır. Kağıdın diğer ucu daha sonra test makinesinin hareketli olan üst kelepçesine tutturulur ve test gerçekleştirilir. Üst çenenin hareketi, soyma hareketini ve ayrıca zaten soyulmuş nanolifin uzamasını içerir. Sonuçların değerlendirilmesi için kuvvet-soyulma yolu grafikleri çizilmiştir. Bu grafiklerde soyulma davranışları, yapışma kuvvetindeki artış ve azalışlar değerlendirilmiştir. Şekil 3.9'da test cihazının şematik gösterimi (a) ve resmi (b) verilmiştir.



Şekil 3.9. Çekme testi cihazı (Ahrens, 2021)

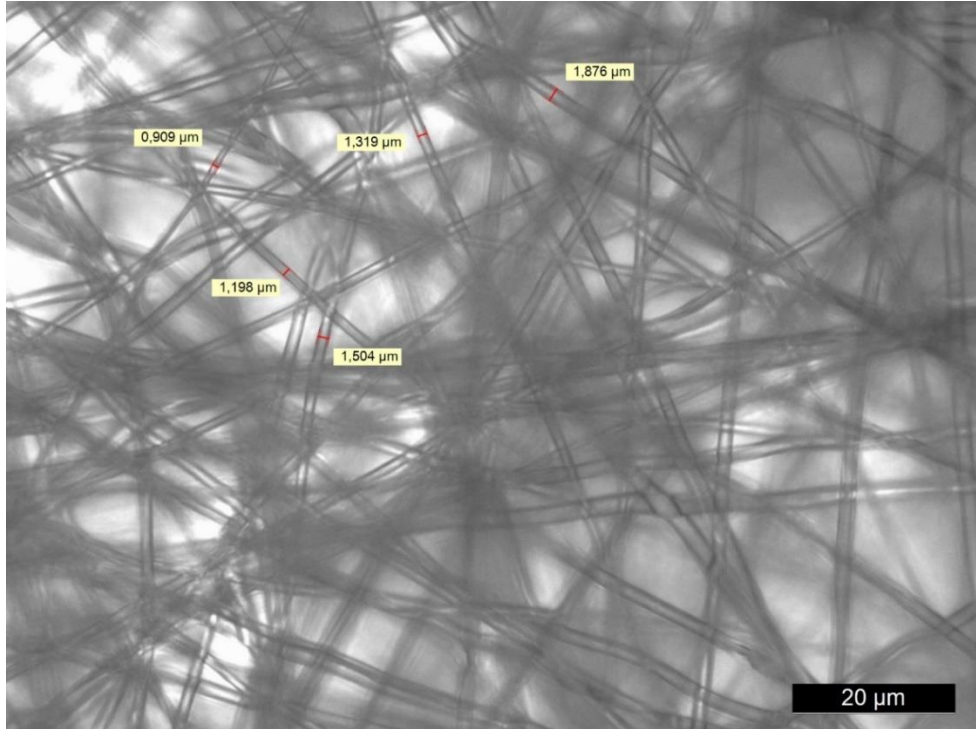
Şekil 3.10'da çeşitli soyulma hataları gösterilmektedir. Adezyon hatası, kohezyon hatası ve substrat hatası arasında bir ayırım yapılmıştır. Adezyon hatası, dokunmamış ve örgülü yapı arasında tam bir ayrılma olduğunda meydana gelir. Bir kohezyon hatası durumunda, örgülü yapının yüzeyinde dokunmamış kumaş kalıntıları kalır. Substrat hatasında ise yapışma, nanolifli kumaşın kopma mukavemetinden daha güçlü olduğundan kumaşın yırtılarak kopmasına neden olmaktadır.



Şekil 3.10. Soyulma testi sırasında oluşabilecek hatalar

3.5. Mikroskopik İncelemeler

Nanolif numuneleri morfolojilerini değerlendirmek için ışık mikroskobu altında 1000 kat büyütme ile incelenmiştir. Bu görüntülerde en az 5 lif ölçülmüş ve ortalama lif çapı hesaplanmıştır. Örnek bir görüntü Şekil 3.11'de gösterilmektedir.

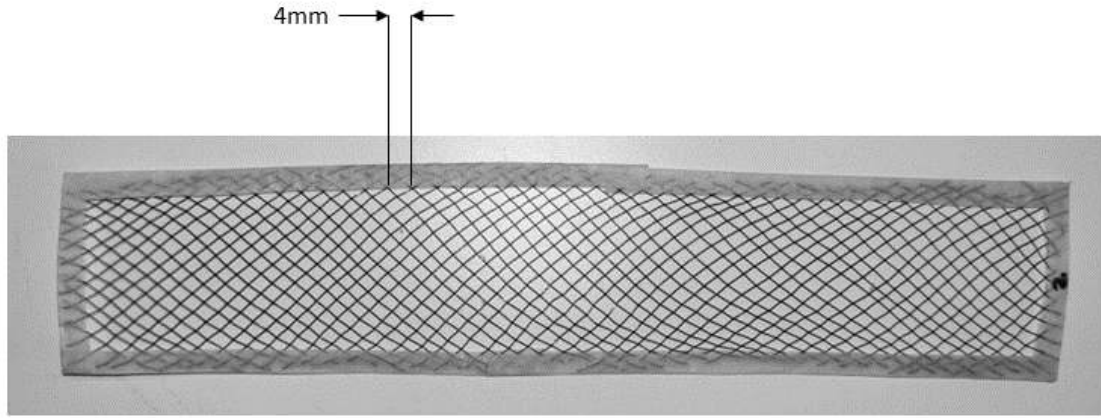


Şekil 3.11. İşaretli lif çapları ile ışık mikroskobundan örnek görüntü

4. DENEYSEL ÇALIŞMA VE BULGULAR

4.1. Örgülü Yapı Üretiminin Değerlendirilmesi

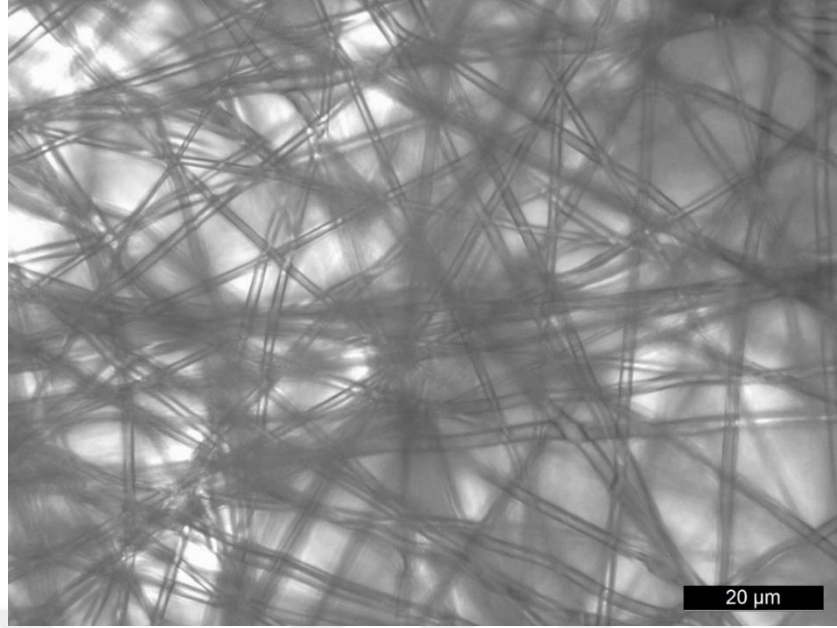
Steeger örgü makinesi kullanılarak yapılan örgülerin tel aralığı 4 mm'dir. Bu nedenle örgülerin üretimi her bir örgülü yapı için yaklaşık 3 saat sürmektedir. Yapı önce stent şeklinde üretilmiş ve daha sonra uzunlamasına kesilerek düzleştirilmiştir. Kesme işlemi sırasında kesilen bölgeye denk gelen tellerin ayrılması ve yapının şeklini bozmaması gerekmektedir. Kesme işlemi sırasında 3 örgülü yapı bu nedenle tahrip olmuş ve kullanım dışı kalmıştır. Kesilen kenarlar, uçları kapalı olacak şekilde yapışkan bant ile kapatılmıştır. Bu bantlama işlemi, yapı iki plaka arasına düz bir şekilde yerleştirilirken yapının bozulmamasını sağlar. Örgülü yapı üretimi için, bu örgü tekniği kullanılmıştır. Şekil 4.1'de örgülü yapı gösterilmektedir.



Şekil 4.1. İki Boyutlu Örgülü yapı

4.2. Nanoliflerin İşlem Görmemiş Örgülü Yapıya Yapışma Durumunun Değerlendirilmesi

Lif çapı ve morfolojisinin nanolifin yapışma durumunu etkileyebileceği düşünülerek, soyma testlerinden sonra elde edilen nanolifler ışık mikroskobu altında incelenerek lif çapı ölçülmüş ve resimleri çekilmiştir (Şekil 4.2). Numuneler üzerinde üç farklı noktadan yapılan ölçümlere göre liflerin ortalama çapı $1,36 \pm 0,32 \mu\text{m}$, nanolif kumaş kalınlığının ortalama değeri ise $37,43 \pm 5,34 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Yapışma durumu, Bölüm 3.4'te açıklanan soyma testleri ile kontrol edilmiştir.



Şekil 4.2. İşlenmemiş nanoliflerin mikroskopik görünümü

İşlem görmemiş numunelere uygulanan soyuma testi sonuçları Çizelge 4.1’de verilmiştir. Çizelgeden görüldüğü gibi nanoliflerin hiçbirisi örgülü yapıya yapışmamış ve hiçbirinde yırtılma olmamıştır. Nanoliflerin her biri nitinol örgülü yapıdan temiz bir şekilde sıyrılmıştır, bu nedenle işlenmemiş referans numuneler için bir yapışma sorunu olduğu söylenebilmektedir.

Çizelge 4.1. İşlem görmemiş nitinol örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları

Numune Kodu	Soyulma Durumu	Maksimum Kuvvet (F) [cN]	Ortalama Kuvvet (F) [cN]	Minimum Kuvvet (F) [cN]
İGN-1	Soyulmuş	49,1	26,4	10,3
İGN-2	Soyulmuş	20,6	11,7	8,62
İGN-3	Soyulmuş	11,9	7,18	3,93
İGN-4	Soyulmuş	14,3	8,85	6,18
İGN-5	Soyulmuş	32,3	20,5	13,7
İGN-6	Soyulmuş	15,5	9,46	5,28
İGN-7	Soyulmuş	12,4	8,68	5,93
İGN-8	Soyulmuş	28,7	15,3	6,73
İGN-9	Soyulmuş	33,5	12,1	6,32
İGN-10	Soyulmuş	18,9	8,70	4,62

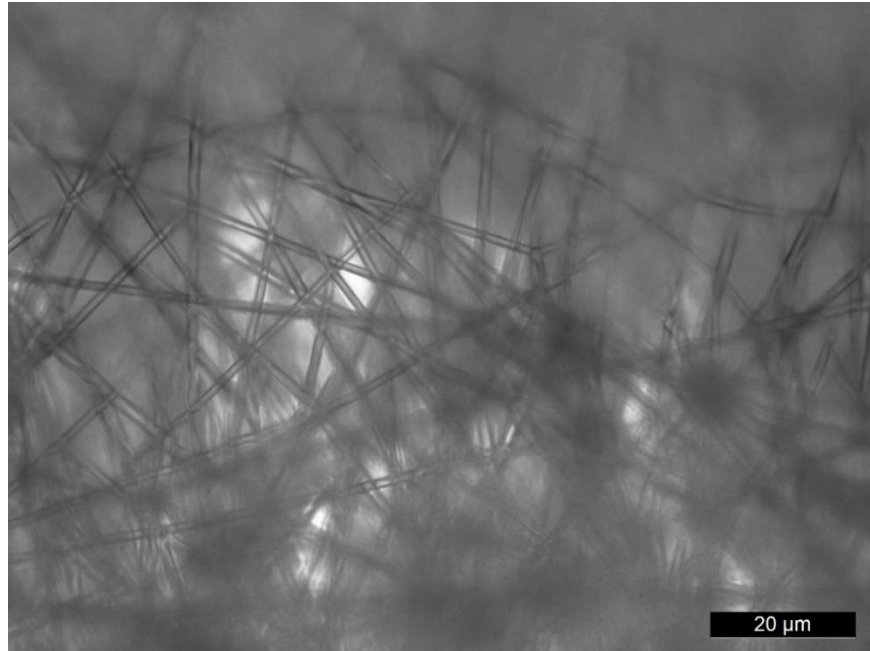
Daha fazla değerlendirme için kuvvet-soyulma yolu grafikleri çizilmiş olup, Şekil 4.3 örnek kuvvet-soyulma yolu eğrilerini göstermektedir. Grafikte olayları daha iyi yorumlayabilmek için test edilmiş numuneler arasından maksimum yapışma kuvvetine sahip bir eğri (İGN-1), minimum yapışma kuvvetine sahip bir eğri (İGN-3) ve rastgele seçilmiş bir eğri (İGN-2) gösterilmektedir. Elektrospinning ile nanolif üretimi esnasında nanolif üzerine düşen TPU

ancak damlamanın tam olarak önlenmesi mümkün olamamaktadır. İGN-1 numunesinin yaklaşık 128 mm sıyrılma yolu hareketindeki eğrilerin dikey düşüşü, dokusuz kumaşın örgülü yapıdan tamamen ayrıldığını gösterir. İGN-2 numunesi için 160 mm ile 220 mm arasında eğride hafif bir artış vardır. Bu, nitinol örgülü yapı üzerindeki yapışmanın diğer bölgelere göre daha yüksek olduğunu gösterebilmektedir. Bunun bir nedeni, söz konusu bölgede daha fazla nanolif olması olabilir. Numunelerin maksimum kuvveti 11,9 cN ile 49,1 cN arasında değişmektedir. Ortalama olarak, işlenmemiş referans numuneler için maksimum kuvvet $23,7 \pm 12$ cN'dir. Ortalama kuvvet, işlem görmemiş referans numuneler için 7,18 cN ile 26,4 cN arasında değişmektedir. Minimum kuvvet 3,93 cN ile 13,7 cN arasında değişmektedir. Tüm numune serileri için ölçülen kuvvetler Çizelge 4.1'de görülebilmektedir.

İşlem görmemiş numunelerden elde edilen sonuçlar, işlem görmüş numunelerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılacak ve yapışmadaki artışın önemi tartışılacaktır.

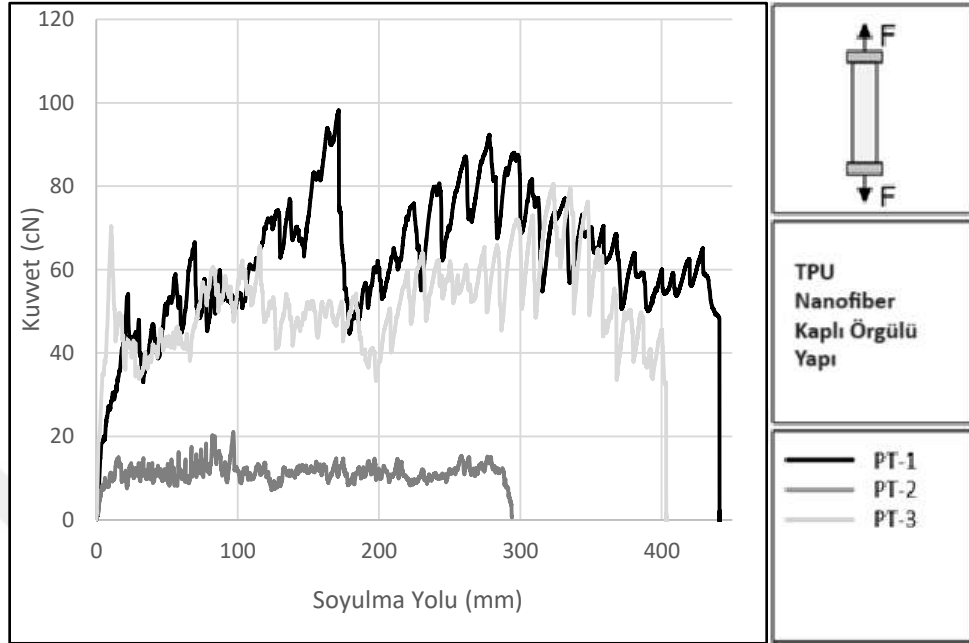
4.3. Nanoliflerin Plazma İşlemleri Örgülü Yapıya Yapışma Durumu

Çalışma kapsamında örgülü yapılara plazma ile işlem, Bölüm 3.3.3'te açıklanan prensibe göre gerçekleştirilmiştir. Ortalama lif çapı $1,30 \pm 0,19$ μm olarak tespit edilmiştir. İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında değerlerin bir miktar azaldığı görülmüştür. Bu durumda plazma işleminin lif çapı üzerinde etkisi olduğu söylenebilmektedir. Şekil 4.4 plazma işlemi görmüş yapıdan soyulmuş bir dokusuz kumaşın mikroskopik görüntüsü verilmiştir.



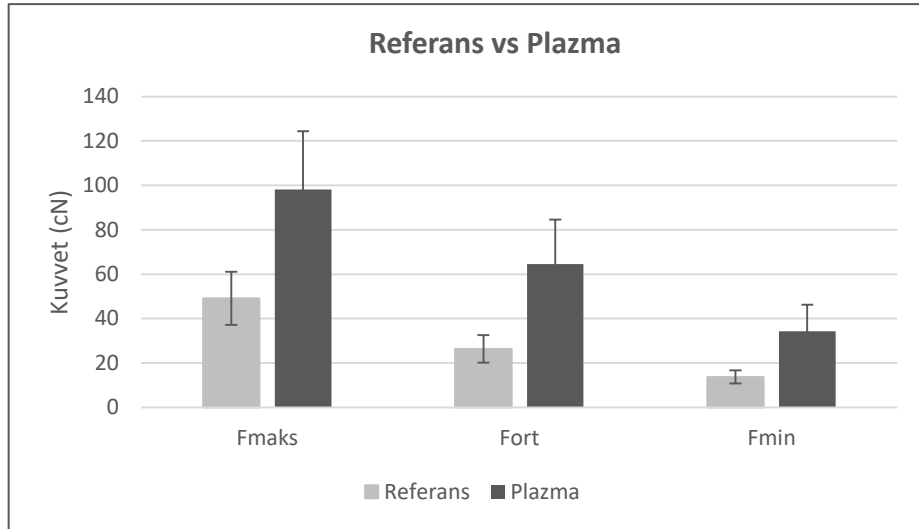
Şekil 4.4. Plazma işlemi görmüş yapıdan soyulan dokusuz kumaşın mikroskop resmi

Soyma testleri için plazma işleme uygulanmış on numune kullanılmıştır. Her bir dokusuz kumaş örgülü yapılardan soyulmuştur. Anlaşılır olması için Şekil 4.5'te en yüksek maksimum kuvvet, en düşük maksimum kuvvet ve rastgele bir numunenin yer aldığı grafik gösterilmektedir.



Şekil 4.5. Örgülü yapının plazma ile işlenmesinden sonra kuvvet-soyulma yolu eğrileri

İlk 25 mm dikkate alınmamış olup, on plazma numunesi için eğriler arasında farklı davranışlar gözlenmiştir. PT-3 numunesi soyma testinin başında bir aykırı değere sahiptir. Dokunmamış kumaşın soyulması ve tekrarlanan gerilmesi, eğrilerde küçük sapmalara neden olabilir. İlk soyulma için kuvvet, plazma numuneleri için 10 cN ile 20 cN arasındadır. Ölçüm verilerinin çıkışı 25 mm'den başlar. PT-1 için maksimum kuvvet 98,2 cN iken PT-2 numunesi için bu değer 21,1 cN'dir. Diğer numuneler bu aralıktadır. On numunenin ortalaması için maksimum kuvvet $51,5 \pm 26,2$ cN'dir. Maksimum kuvvetin aksine, PT-1 numunesi için minimum kuvvet 33 cN'dir. PT-2 numunesinin minimum kuvveti 7,1 cN'dir. Minimum kuvvet için numunelerin ortalaması $19 \pm 11,9$ cN'dir. PT-1 için ortalama kuvvet 33 cN'dir ve üçüncü en büyük ortalama kuvvettir. PT-2 numunesi için ortalama kuvvet 11,5 cN'dir ve ikinci en küçük değerdir. Numuneler için ortalama kuvvet $32,3 \pm 20$ cN'dir. İşlem görmemiş referans numuneler ile plazma işlemi görmüş numunelerin soyma testi ile elde edilen maksimum, minimum ve ortalama değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.6 oluşturulmuştur.



Şekil 4.6. Plazma işlemleri referans numune karşılaştırması

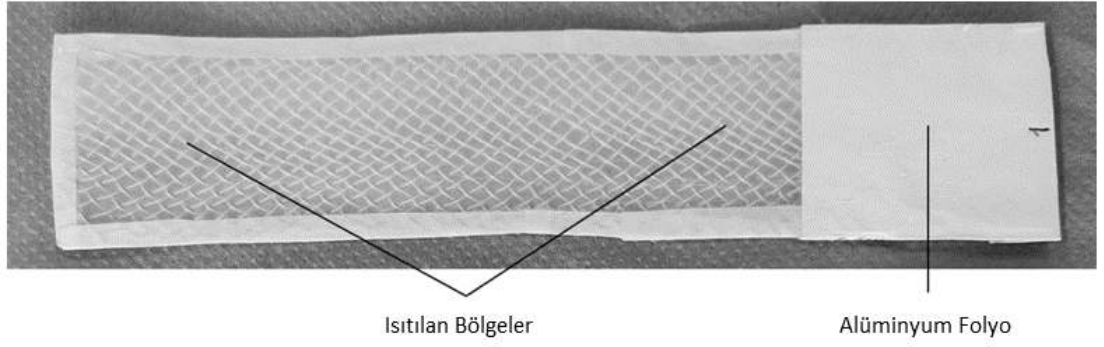
İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında, maksimum kuvvetin %117,30 oranında, ortalama kuvvetin %150,39 oranında, minimum kuvvetin ise %165,36 oranında arttığı tespit edilmiştir. Örgülü yapıya plazma işlemi uygulaması bu nedenle yapışma kuvvetlerini etkilemektedir. Bu durum, yüzey temizleme, çapraz bağlama veya dallanma ve kimyasal yapının modifikasyonu gibi plazma işlemi ile ilişkili olumlu etkilere bağlanabilir. Plazma işlemi görmüş numune serileri için ölçülen kuvvetler Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Plazma tedavisi uygulanmış örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları

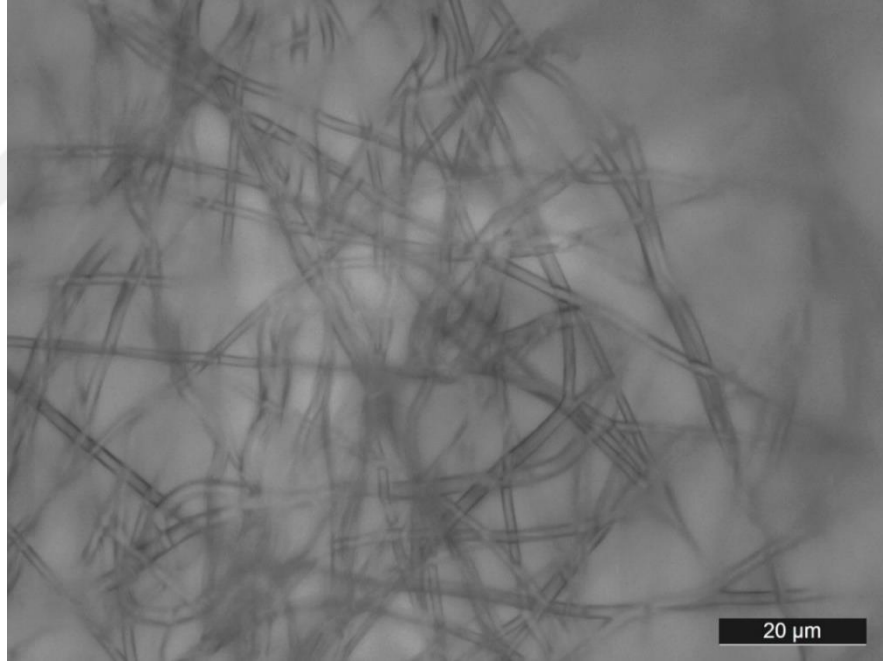
Numune Kodu	Soyulma Durumu	Maksimum Kuvvet F [cN]	Ortalama Kuvvet F [cN]	Minimum Kuvvet F [cN]
PT-1	Soyulmuş	98,2	64,6	33,0
PT-2	Soyulmuş	21,1	11,5	7,10
PT-3	Soyulmuş	80,6	53,1	33,3
PT-4	Soyulmuş	26,7	11,3	6,27
PT-5	Soyulmuş	30,4	13,6	6,81
PT-6	Soyulmuş	38,2	23,6	12,1
PT-7	Soyulmuş	70,6	53,0	34,3
PT-8	Soyulmuş	30,3	17,3	10,2
PT-9	Soyulmuş	53,9	30,5	20,7
PT-10	Soyulmuş	65,4	44,4	26,1

4.4. Isıl İşlem Görmüş Nanolif Kaplı Yapıların Yapışma Durumu

Nanoliflerin yerel olarak ısıtılması, sıyrılmak için gereken kuvvet işlem görmemiş referans numunelerden daha yüksekse veya örgülü yapı üzerindeki işlem görmüş alanda lifler sıyrılmıyorsa başarılıdır. Şekil 4.7, sıcak hava ile işlemenden sonra nitinol örgülü bir yapıyı göstermektedir. Isıl işlem görmüş alanların lif çapları mikroskopik resimler (Şekil 4.8) üzerinden ölçülmüştür.

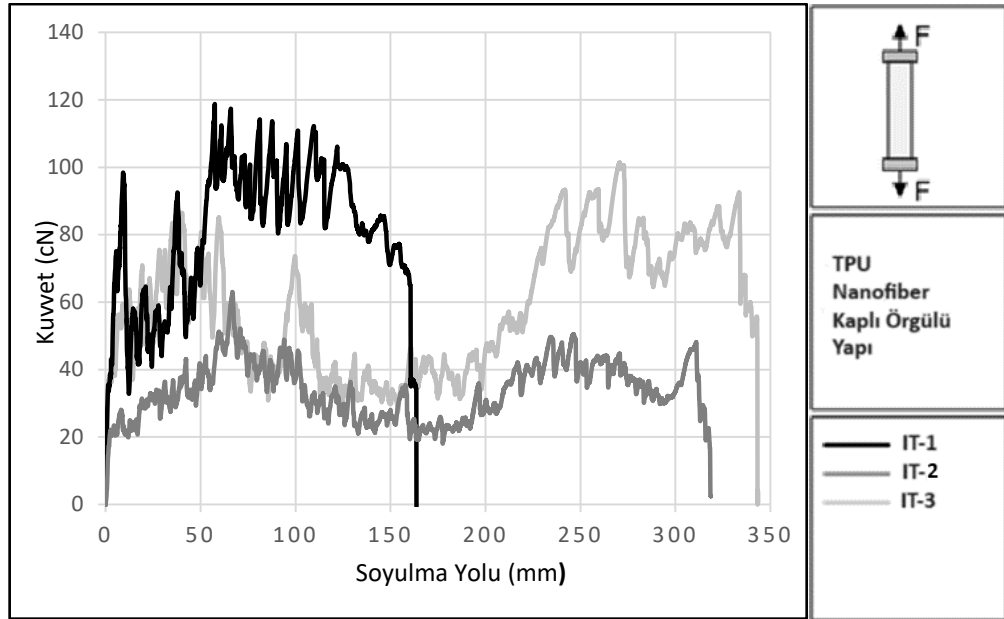


Şekil 4.7. 200 °C ısıtılma işlemi görmüş kaplamalı örgülü yapının gösterimi



Şekil 4.8. Isıl işlem görmüş nanolifin mikroskop resmi

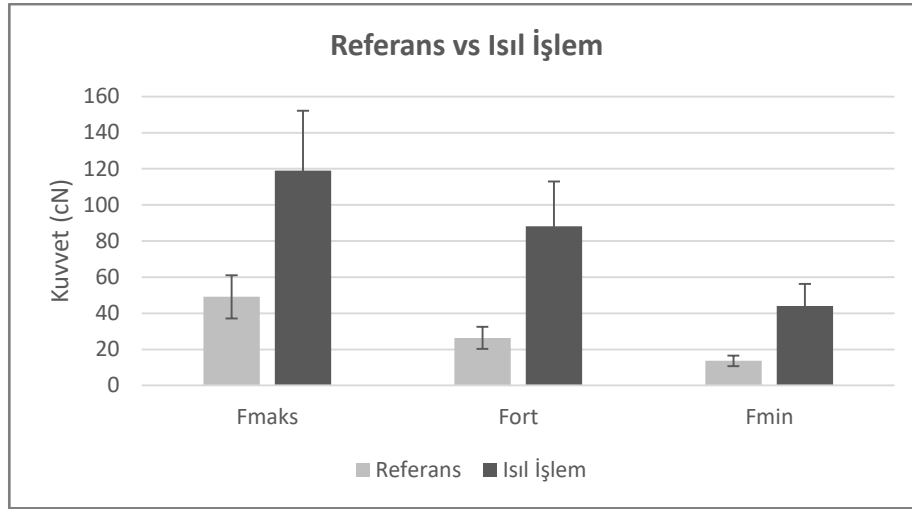
İşlemden sonra, ortalama lif çapı $1,42 \pm 0,30 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüş olup işlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında değer artmıştır. Şekil 4.9 ısıtılma işlemi görmüş numuneler için kuvvet-soyulma yolu eğrilerini göstermektedir.



Şekil 4.9. Isıl işlem sonrası kuvvet-soyulma yolu eğrileri

Üç numuneden ikisi tamamen soyulmuştur. Üçüncü numune IT-1 ilk işlemten sonra yırtılmıştır. Yırtık, eğrinin dik eğiminden anlaşılabilmektedir. Bu bölgede daha fazla soyulma meydana gelememektedir. Eğrilerde ısı işlem görmüş konumlarla ilişkili olan tepe noktaları mevcuttur. İlk tepe noktası 60 cN ile 120 cN arasında bir kuvvet gösterir ve 30 mm ile 60 mm'lik bir soyulma yolundan sonra meydana gelir. İkinci tepe noktası 50 cN ile 110 cN arasında bir kuvvete sahiptir ve soyulma yolunda 230 mm ile 280 mm arasında meydana gelir.

Üç eğrinin minimum kuvveti $29,8 \pm 13,16$ cN, ortalama kuvveti $60,4 \pm 26,85$ cN, ortalama maksimum kuvveti ise $94,33 \pm 28,58$ cN olarak tespit edilmiştir. Nanolifli kumaşı örgülü yapıdan ayırmak için gereken ilk kuvvet 10 cN ile 30 cN arasındadır. Bu değer, işlenmemiş referans numunelerle tutarlıdır. IT-1 numunesindeki bir çatlak dışında üç numune benzer eğrilere sahiptir. Sona doğru 318,56 mm ile 343,28 mm arasında eğriler sıfıra düşmektedir. IT-2 ve IT-3 numuneleri için bu durum, nitinol örgülü yapıdan tamamen ayrıldıkları anlamına gelmektedir. HT-1 numunesi yırtılmış ve 163 mm'de sıfıra düşmüştür. İşlem görmemiş referans numuneler ile ısı işlem görmüş numunelerin soyuma testi ile elde edilen maksimum, minimum ve ortalama değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.10 oluşturulmuştur.



Şekil 4.10. Isıl işlemli numune ve referans numune karşılaştırması

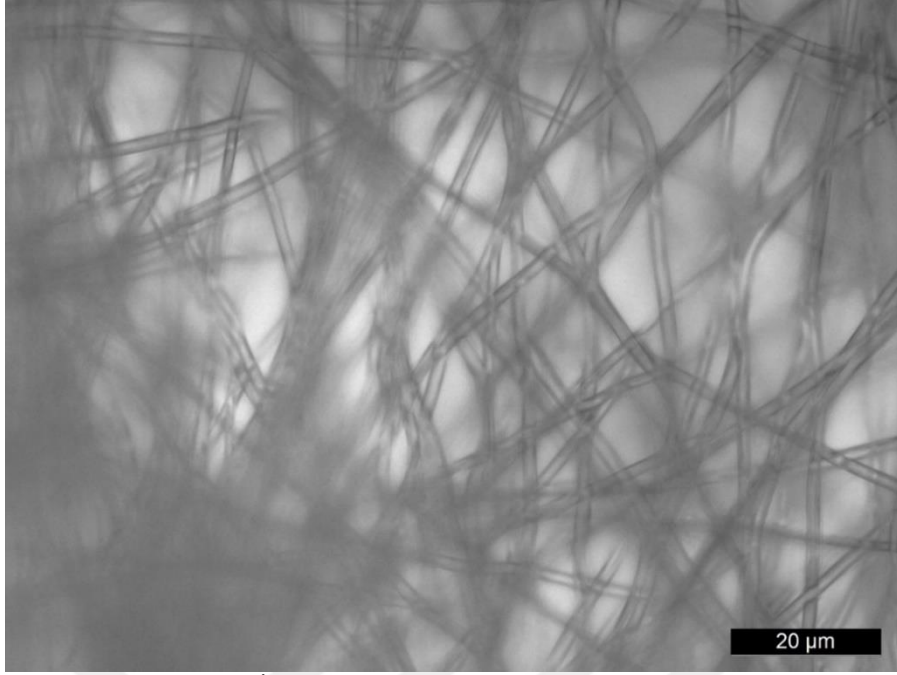
İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında, maksimum kuvvet değeri %142,36 oranında, ortalama kuvvet %140,31 oranında ve minimum kuvvet ise %43,54 oranında artış göstermiştir. Isıl işlem görmüş numune serileri için ölçülen kuvvetler Çizelge 4.3'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Isıl işlem görmüş nanolifli örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları

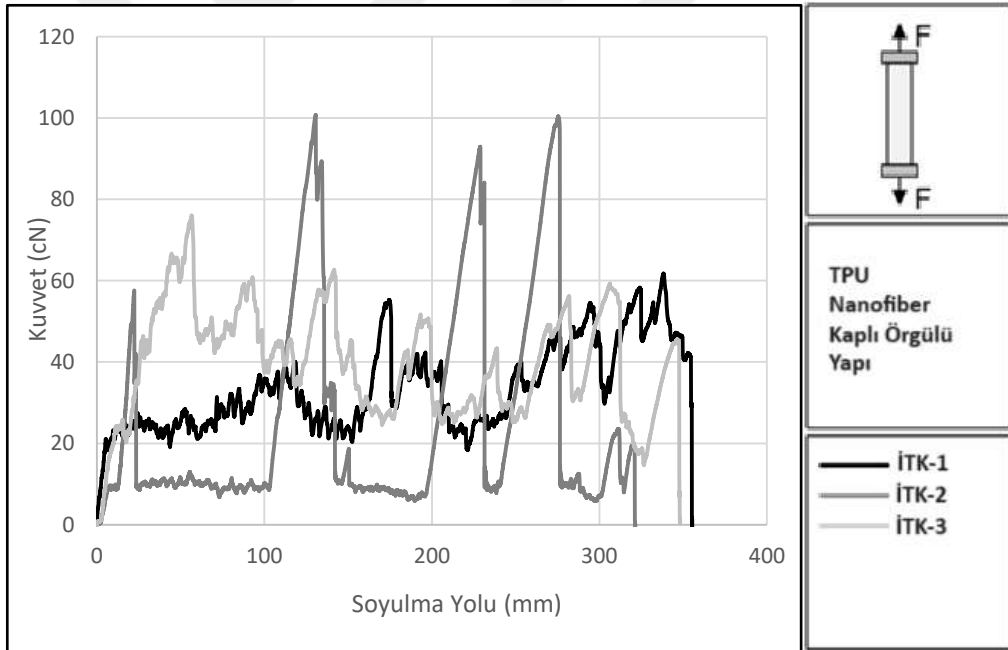
Numune Kodu	Soyulma Durumu	Maksimum Kuvvet F [cN]	Ortalama Kuvvet F [cN]	Minimum Kuvvet F [cN]
IT-1	Kopmuş	119	88,2	44,0
IT-2	Soyulmuş	63,0	34,6	18,0
IT-3	Soyulmuş	101	58,4	27,4
IT-4	Soyulmuş	30,0	13,7	6,07
IT-5	Soyulmuş	24,8	12,8	5,67
IT-6	Soyulmuş	65,5	34,6	17,7
IT-7	Soyulmuş	32,7	18,2	9,73
IT-8	Soyulmuş	34,8	19,4	11,6
IT-9	Soyulmuş	37,0	19,0	7,46
IT-10	Soyulmuş	26,6	11,5	5,77

4.5. Çift Taraflı Kaplamalı Örgülü Yapının Yapışma Durumu

İki taraflı kaplama yöntemi Bölüm 3.3.4'te açıklanan prensibe göre gerçekleştirilmiştir. Ortalama lif çapı $1,62 \pm 0,31 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında değer artmıştır. Şekil 4.11'de iki taraflı kaplama yöntemiyle üretilmiş bir nanolif mikroskop resmi, Şekil 4.12'de ise iki taraflı kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri gösterilmektedir.



Şekil 4.11. İki taraflı üretilen nanolifin mikroskop resmi

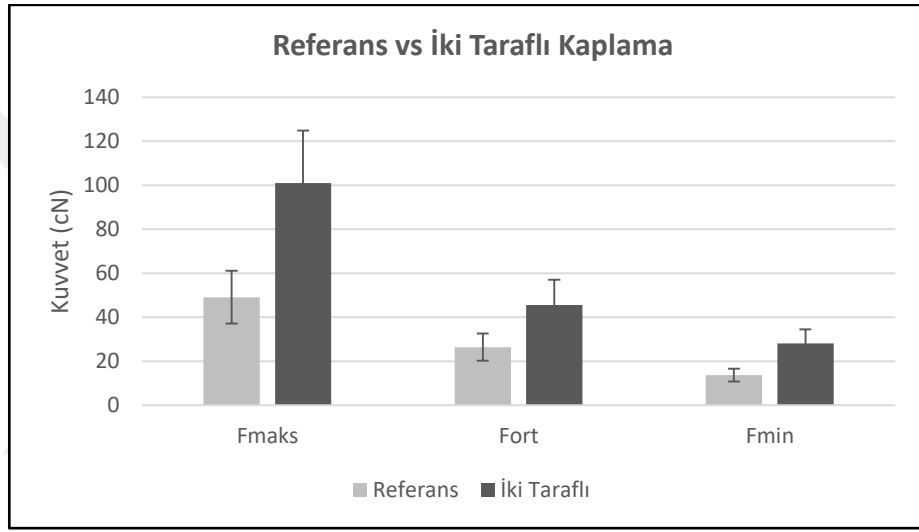


Şekil 4.12. İki taraflı kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri

İki taraflı kaplanmış on numune için eğriler çok benzer değildir. İlk soyulma için kuvvet, iki taraflı kaplanmış numuneler için 10 cN ile 60 cN arasındadır. Ölçüm verilerinin çıktısı sadece 25 mm'den başladığı için ilk 25 mm dikkate alınmamıştır. İTK-2 numunesinde 125 mm, 225 mm ve 275 mm soyulma yolunda mevcut olanlar gibi daha büyük varyasyonlar, birbirine çok iyi kaynaşmış liflerden kaynaklanmaktadır. Buradaki çoklu tepe noktaları damlacıklar ile açıklanamamaktadır. TPU nanoliflerinin nitinol yüzeye yanal yapışmasının bir etkisi olabilmektedir. Nozul iğnesi her 3 ila 4 dakikada bir temizlenmesine rağmen damlama

engellenememektedir. İTK-2 için maksimum kuvvet 101 cN olarak tespit edilmiştir. İTK-3 numunesi için bu değer 76,1 cN'dir. Diğer numuneler 22,1 cN ile 101 cN arasındadır. On numunenin ortalaması için maksimum kuvvet $52,7 \pm 23,90$ cN'dir. Maksimum kuvvetin aksine, İTK-2 numunesi için minimum kuvvet 5,84 cN'dir. İTK-1 numunesinin minimum kuvveti 18,3 cN'dir. Minimum kuvvet için numunelerin ortalaması $15,1 \pm 6,35$ cN'dir. İTK-1 için ortalama kuvvet 33,2 cN'dir ve üçüncü en büyük ortalama kuvvettir. Numuneler için ortalama kuvvet $26,1 \pm 11,4$ cN'dir.

İşlem görmemiş referans numuneler ile iki taraflı kaplamalı numunelerin soyma testi ile elde edilen maksimum, minimum ve ortalama değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.13 oluşturulmuştur.



Şekil 4.13. İki taraflı kaplamalı numune ve referans numune karşılaştırması

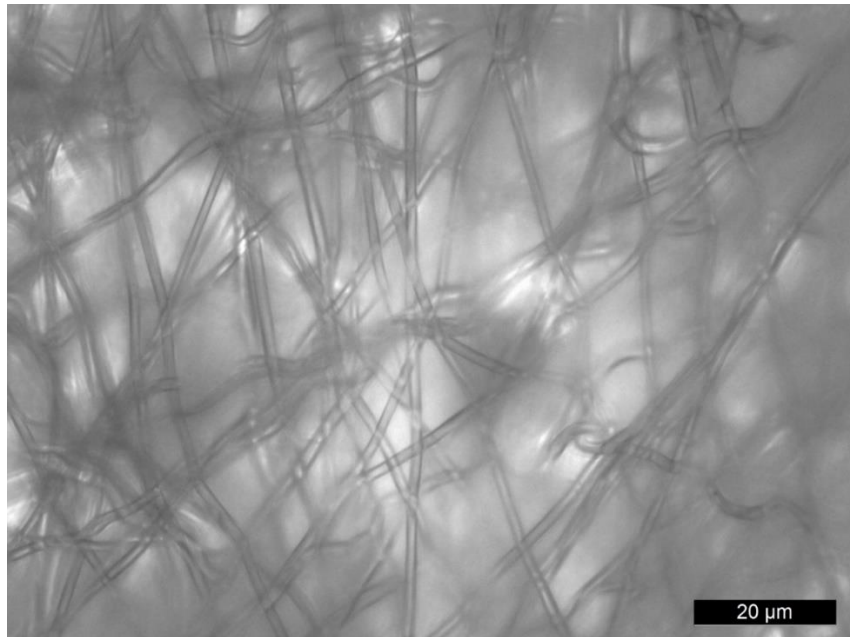
İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında, maksimum kuvvet %105,70 oranında, ortalama kuvvet %102,32 oranında, minimum kuvvet ise %47,85 oranında artmıştır. İki taraflı kaplanmış örgülü yapının sonuç olarak yapışma kuvvetlerini etkilediği söylenebilmektedir. Bu durum, nanolifli dokusuz kumaşın nitinol yüzeye yapıştığı için pozitif özelliklere atfedilebilir, aynı zamanda nitinol yüzeyele çakışmayan parçalar da diğer taraftaki dokusuz yüzeye yapışarak ekstra yapışma noktaları oluşturduğu söylenebilmektedir. İki taraflı kaplanmış numune serisi için ölçülen kuvvetler Çizelge 4.4'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. İki taraflı kaplanmış örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları

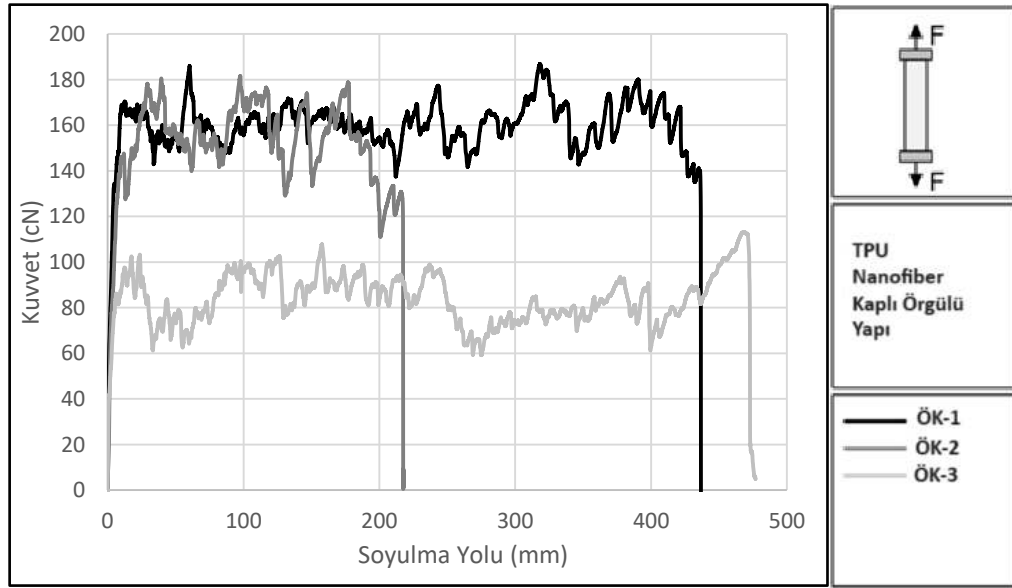
Numune Kodu	Soyulma Durumu	Maksimum Kuvvet F [cN]	Ortalama Kuvvet F [cN]	Minimum Kuvvet F [cN]
İTK-1	Soyulmuş	58,3	33,2	18,3
İTK-2	Soyulmuş	101	27,8	5,84
İTK-3	Soyulmuş	76,1	42,2	17,3
İTK-4	Soyulmuş	68,7	45,6	28,1
İTK-5	Soyulmuş	39,2	27,2	19,1
İTK-6	Soyulmuş	38,0	16,1	12,0
İTK-7	Soyulmuş	33,3	20,7	14,9
İTK-8	Soyulmuş	35,1	18,8	14,6
İTK-9	Soyulmuş	22,5	17,6	14,2
İTK-10	Soyulmuş	54,9	11,3	7,04

4.6. TPU Ön Kaplamalı Örgülü Yapının Yapışma Durumu

TPU ön kaplama yöntemi Bölüm 3.3.2'de açıklanan prensibe göre gerçekleştirilmiştir. Ortalama elyaf çapı $1,44 \pm 0,15 \mu\text{m}$ 'dir. Çap, işlem görmemiş referans numunelere kıyasla minimum düzeyde artmıştır. Varyasyonların sıcaklık ve nemdeki değişim nedeniyle meydana gelmiş olabileceği varsayılmaktadır. Şekil 4.14'te TPU ön kaplama yöntemi ile üretilen bir nanolifli kumaşın soyulma testi sonrası mikroskop resmi verilmiştir. Ağırlıkça %2 TPU ön kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri ise Şekil 4.15'te görülmektedir.



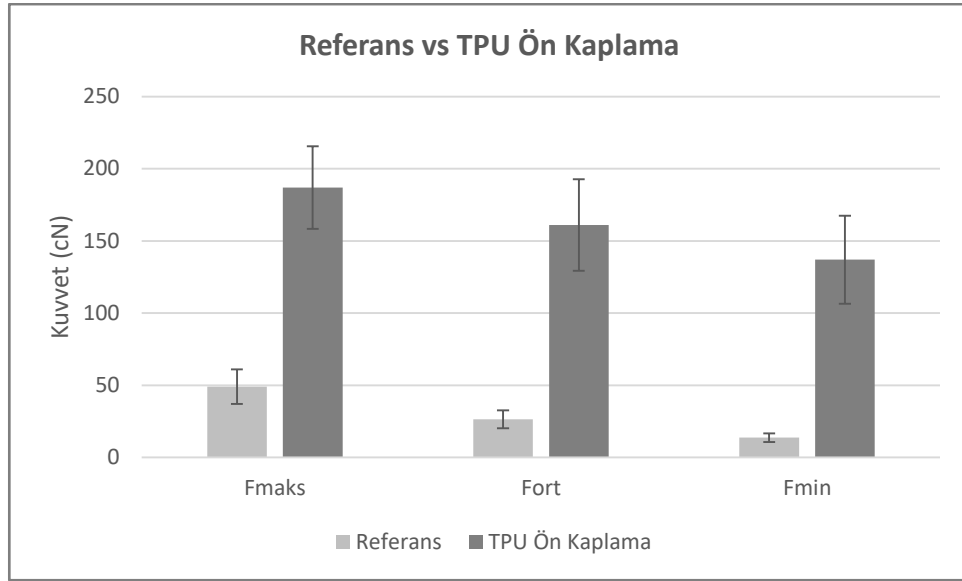
Şekil 4.14. TPU ön kaplama sonrası üretilen nanolifin mikroskopi resmi



Şekil 4.15. TPU ön kaplamalı örgülü yapılar için kuvvet-soyulma yolu eğrileri

Ön kaplamalı örgülü yapı numuneleri, numune serileri içinde farklı davranışlar göstermektedir. Üç numuneden ikisi tamamen soyulmuştur. ÖK-2 numunesi 218 mm soyulma yolundan sonra yırtılmıştır. Çatlak, eğrinin dik eğiminden ve sıfır kuvvete düşmesinden anlaşılabılır. Bu alanda daha fazla soyulma meydana gelmez. ÖK-3 numunesi başlangıçta ÖK-1 ve ÖK-2 numuneleri kadar güçlü bir yapışma kuvvetine sahip olmadığı görülmektedir. ÖK-3 numunesi diğer ikisine kıyasla biraz farklılık göstermiştir. Diğer iki numunenin başlangıçta güçlü bir soyulma kuvvetine sahip olduğu görülmektedir. İlk tepe noktası, nanolif örgülü yapıdan ayrılana kadar belirli bir kuvvete ihtiyaç duyulduğu anlamına gelmektedir. Numunelerin ilk tepe noktası için kuvvet 101.27 cN ile 179 cN arasındadır. Eğrilerdeki düşüş, nanolifin soyulmaya başladığı anlamına gelir. ÖK-1 numunesinin maksimum kuvveti 187 cN, ÖK-2 numunesi için maksimum kuvvet 182 cN olarak tespit edilmiştir. Ortalama olarak ön kaplama numuneleri için maksimum kuvvet $152 \pm 28,6$ cN olduğu tespit edilmiştir.

İşlem görmemiş referans numuneler ile iki taraflı kaplamalı numunelerin soyma testi ile elde edilen maksimum, minimum ve ortalama değerlerinin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.16'da verilen grafik oluşturulmuştur.



Şekil 4.16. TPU ön kaplamalı numune ve referans numune karşılaştırması

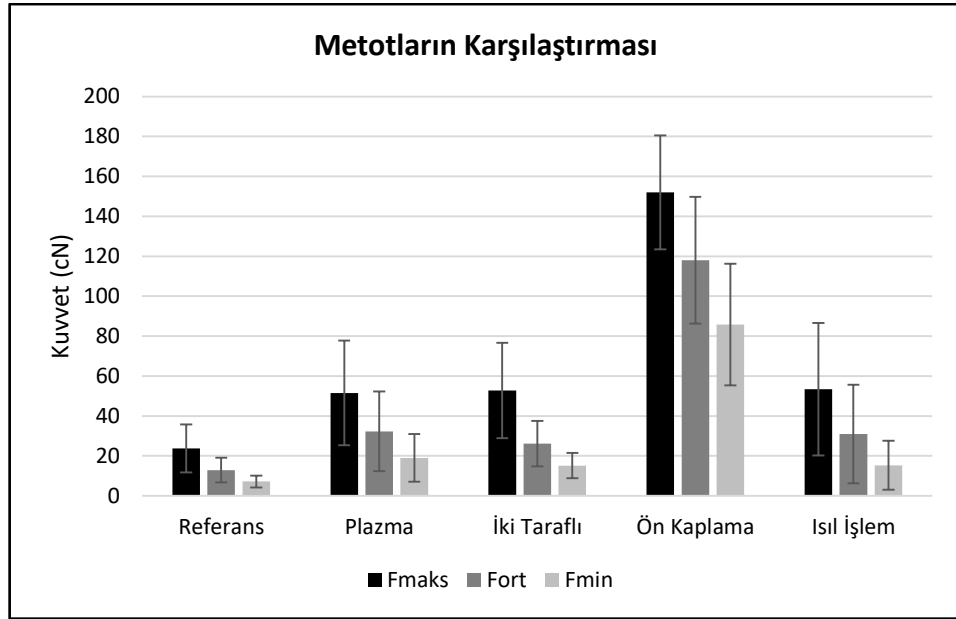
İşlem görmemiş referans numunelere kıyasla, maksimum kuvvette %280,85'lik bir artış gerçekleşmiştir. Kuvvet, soyulma ilerledikçe daha fazla yırtılma ile azalır. Numune sonunda tamamen yırtılıp kopma gerçekleştiğinde kuvvet 0 cN'ye düşer. Soyulma için uygulanması gereken ortalama kuvvet ÖK-1 numunesi için 161 cN, ÖK-3 numunesi için ortalama kuvvet 83 cN ölçülmüştür. Test edilen tüm numuneler için ortalama kuvvet $118 \pm 31,7$ cN olarak ölçülmüştür. İşlem görmemiş referans numunelere kıyasla ortalama kuvvet artışı %814,73'tür. Bütün numuneler için minimum kuvvet $85,8 \pm 30,5$ cN'dir. İşlem görmemiş referans numunelere kıyasla minimum kuvvette %900'lük bir artış hesaplanmıştır. ÖK-2 numunesi 217,53 mm'lik bir soyulma mesafesine sahip olduğu görülmektedir. Bunun nedeni, tek tek liflerin bu uzunluğa kadar esnemesi ve ancak daha sonra yırtılmasıdır. Liflerin kaplamadan ayrılması daha sonra gerçekleşmiştir. Bunun nanaolifli kumaşın kaplama kalınlığından kaynaklanabileceği varsayılmaktadır. Eğrinin kendisindeki daha küçük dalgalanmalar, elektrospinning işlemi sırasında damlaların neden olabileceği dengesizliği gösterebilmektedir. Örgülü yapıdaki homojen olmayan TPU ön kaplamasından kaynaklanan düzensizlik bu durumda göz ardı edilebilir. TPU ön kaplamalı numune serisi için ölçülen kuvvetler Çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. TPU ön kaplamalı nitinol örgülü yapıların soyulma kuvvetleri ve soyulma durumları

Numune Kodu	Soyulma Durumu	Maksimum Kuvvet F [cN]	Ortalama Kuvvet F [cN]	Minimum Kuvvet F [cN]
ÖK-1	Kopmuş	187	161	137
ÖK-2	Kopmuş	182	159	129
ÖK-3	Soyulmuş	108	83,0	59,2
ÖK-4	Soyulmuş	169	136	83,8
ÖK-5	Kopmuş	148	80,6	59,5
ÖK-6	Soyulmuş	115	96,4	71,5
ÖK-7	Soyulmuş	150	116	76,0
ÖK-8	Soyulmuş	154	109	69,7

4.7. Yöntemlerin Karşılaştırılması

Karşılaştırma yapmak için her yöntemde test çalışmasındaki maksimum kuvvet, ortalama kuvvet ve minimum kuvvet seçilmiştir. TPU ön kaplama yöntemi, TPU dokusuz kumaşı örgülü yapıdan ayırmak için gereken maksimum kuvvete sahiptir. Plazma işlemi en düşük maksimum kuvvete sahiptir. Her yöntem, işlem görmemiş referans numunelere kıyasla maksimum kuvvette bir artış göstermektedir. Ortalama kuvvette, TPU ön kaplama yöntemi en yüksek değere sahiptir. İki taraflı kaplanmış numune en düşük ortalama kuvvete sahiptir. İşlem görmemiş referans numunelerle karşılaştırıldığında, ortalama kuvvetin de her yöntem için arttığı tespit edilmiştir. Minimum kuvvet için, ön kaplama yöntemi en yüksek kuvvete sahiptir. Bu kuvvette de referans numunelere kıyasla her yöntem için artış elde edilmiştir. Maksimum ve ortalama kuvvetler karşılaştırıldığında, nanoliflerin ısıtılması yönteminin en düşük artışa neden olduğu ve bu nedenle en az başarılı yöntem olduğu görülmüştür. Şekil 4.13'de seçilen test çalışmalarının maksimum kuvveti, ortalama kuvveti ve minimum kuvveti karşılaştırmalı olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.17. Her bir yöntemin maksimum, ortalama ve minimum kuvvetlerinin karşılaştırılması

Sonuçlara dayanarak, TPU ön kaplama yönteminin maksimum, ortalama ve minimum kuvvette en iyi sonuçları sağladığı görülmektedir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada ilk olarak düz bir nitinol örgülü yapı üretilmesi amaçlanmıştır. Yapı önce stent şeklinde üretilmiş ve daha sonra uzunlamasına kesilerek düzleştirilmiştir. Elde edilen nitinol düz örgülü yapıya seçilen yöntemler uygulanarak yapışma mukavemetinin artırılması amaçlanmıştır. Bu çalışmada, stent üretmek için 45° açı ve 5 adım/cm ilerleme hızı parametreleri kullanılmıştır. Dokusuz yüzeylerin nitinol örgülü yapıya yapışmasını ölçmek için soyma testi başarıyla uygulanmıştır. Böylece, TPU dokusuz kumaşın nitinol düz örgü üzerindeki ortalama soyulma kuvveti 12,9 cN olarak ölçülebilmektedir. Biyouyumluluk veya uygulanabilirlik gibi kriterlere göre dört yöntem belirlenmiş ve uygulanmıştır. Seçilen dört yöntem arasında nanolifli kumaşın ısıtılması, örgülü yapının TPU ön kaplamaya tabi tutulması, plazma işlemi ve iki taraflı kaplama bulunmaktadır. Çizelge 5.1, işlem görmemiş referans numunelere kıyasla ortalama yapışma artışına genel bir bakışı göstermektedir.

Çizelge 5.1. Uygulanan yöntemlerin, işlem görmemiş referans numunesine kıyasla yapışma artışı

Yöntem	Yapışma Artışı
Isıl İşlem	2,4 kat
Plazma Tedavisi	2,5 kat
TPU Ön Kaplama	9,15 kat
İki Taraflı Kaplama	2 kat

Nanoliflerin ısıtılması bir sıcak hava cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Dokunmamış kumaşa lokal bir ısıtılma işlemi uygulanmıştır. Yöntem başarılı bir şekilde uygulanmış ve TPU nanolifleri ile nitinol düz örgülü yapı arasındaki yapışmada bir artış tespit edilmiştir. Yapışma, nanoliflerin ısıtılmasıyla ortalama 2,4 kat artarak 31 cN'ye yükselmiştir. Yapışma kuvvetindeki artış, nanoliflerin kısmen erimesine ve böylece örgü ile erimemiş liflere göre daha geniş bir temas alanı oluşturmaya ve polimerin ısıtılma kabiliyetinin buna bağlı olarak artmasına bağlanmaktadır. Temas alanı arttığından ve numunenin yüzeyine tamamen kaynaştığından, işlem gören alanlarda bir yapışma iyileşmesi olduğu düşünülmektedir.

Plazma işlemi, nanolifin nitinol örgülü yapıya yapışmasını artırmada başarı göstermiştir. Yapışma, işlem görmemiş referans numunelere kıyasla 2,5 kat artırılarak 32,3 cN'ye çıkarılabilmektedir. Yapışma kuvvetindeki artış, plazma işleminin bir sonucu olarak yüzey aktivasyonuna ve yüzey enerjisinin artmasına bağlanmaktadır. Argon ile plazma işlemi için bir plazma fırını kullanılmıştır. Gelecek çalışmalarda elektrospinning işleminden sonra plazma işlemi uygulanması yeni bir yöntem olarak önerilmektedir. Argon yerine hava ile plazma işlemi de ek bir yöntem olabilir. Nitinol stentlere uygulanabilirlik mümkün olmalıdır.

İki taraflı kaplama, nonolifin nitinol örgülü yapıya yapışmasını artırmada başarı göstermiştir. Yapışma, iki taraflı kaplama ile ortalama 2 kat artırılarak 26,1 cN'ye çıkarılabilmektedir. Yapışma kuvvetindeki artış, iki taraflı kaplama nedeniyle ekstra yapışma noktalarının oluşmasına bağlanmaktadır. Yöntem uygulanırken önce örgülü yapının üst kısmı kaplanmış, ardından örgülü yapı ters çevrilerek alt kısmı kaplanmıştır. Uygulanabilirlik zahmetsiz olmuştur. Nitinol stentlere transfer mümkün olmalıdır. Aşılması gereken zorluk stentin yapısı itibariyle kapalı olmasıdır, bu nedenle stentin içinin nasıl kaplanacağı üzerinde çalışılmalıdır.

Nitinol örgülü yapının TPU ön kaplaması ağırlıkça %2 TPU ile gerçekleştirilmiştir. Kaplamayı uygulamak için daldırma kaplama yöntemi kullanılmıştır. Ön kaplamaya rağmen elektrospinning sorunsuz bir şekilde gerçekleştirilebilmiştir. Soyulma testleri sırasında üç numune yırtılmıştır. Bu test serisi sırasında yapışma kuvvetinin önemli ölçüde arttığını göstermektedir. TPU ön kaplaması ile yapışma 9,15 kat artarak ortalama 118 cN'ye ulaşmıştır. Yapışma kuvvetindeki artış, elyafların polimer zincirleri ile kaplama karışımına bağlanmakta ve yapışmayı teşvik etmektedir. Bu çalışmada, kaplamanın örgülü yapı üzerinde homojen bir dağılımı sağlanamamıştır. Gelecekteki çalışmalarda daha homojen bir kaplama elde etmek için manuel daldırma kaplama yerine zaman kontrollü otomatik daldırma kaplama işlemi kullanılabilir.

Bu çalışma kapsamında uygulanan tüm yöntemler nanolifli kumaş ve örgülü yapı arasındaki yapışma kuvvetini artırmıştır. Yapışma kuvveti artışına bağlı olarak en iyi yöntemin nitinol örgülü yapının ön kaplaması olduğu tespit edilmiştir. Diğer yöntemlerde de TPU ön kaplamadan daha az olmasına rağmen yapışmada bir artış elde edilmiştir. Ancak daha güçlü bir yapışma elde etmek için farklı yöntemleri birleştirmek önerilebilmektedir. Örneğin, TPU ön kaplaması yapmak ve elektrospinning işleminden sonra TPU nanolifleri ısıtarak yapışmada daha fazla artış sağlamak mümkün olabilir. Ayrıca, örgü üretim parametreleri değiştirilerek farklı örgüler üretilebilir. Bunun yanı sıra, örgü açısı sabit tutularak ilerleme hızı artırılabilir, bu da daha yoğun bir örgü ile sonuçlanarak temas alanını ve yapışma kuvvetini artırabilecektir. Kaplamalı stent tekniğini daha da geliştirerek kardiyovasküler hastalıkların ölüm oranını azaltmak için bu alanda daha fazla çalışma yapılması önemlidir.

KAYNAKLAR

- Abaönü Babacan, G. 2005. Koroner Arter Hastalığı İçin Majör Risk Faktörleri Ve C-Reaktif Proteinin Değerlendirilmesi. İstanbul: Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi 5. Dahiliye Kliniği, Uzmanlık Tezi
- Abdullahi, T., 2018. Adhesive Bonding of Thermoplastic Polyurethane with Metallic Wire Advanced Science Letters, Volume 24, Number 6, June 2018, pp. 4045-4049(5)
- Agarwal, S., 2008. Greiner, A.; Wendorff, J. H. Polymere Nanofasern durch Elektrosponnen – Materialien für neue Anwendungen. Chemie Ingenieur Technik, 80 S. 1671–1676. DOI: 10.1002/cite.200800117
- Ahmad G., Homeira E.A., Elham R., 2021. BioMed Research International, Prevention of Postsurgical Abdominal Adhesion Using Electrospun TPU Nanofibers in Rat Model Hindawi December (1):1-16 DOI:10.1155/2021/9977142
- Ahrens, F., 2021. Evaluation Of Adhesion And Adhesion Improvement Between TPU Nanofibers And Nitinol Implants Master's thesis, Aachen, September 27
- Akdemir, N. and Akyar, I., 2008. Aterosklerotik Kalp Hastalıklarının Önlenmesi ve Hemşirelik Sorumlulukları. İç Hastalıkları Dergisi.15(3): 125-130.
- Akdoğan G., İstanbullu,Ö.B., 2020. İntravasküler Stentlerde Malzeme Seçimi ve Tasarımının Restenoz ve Stentle İlgili Diğer Problemler Üzerine Etkiler, Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Kayseri, Turkey
- Alfonso, F, Pérez-Vizcayno, M. J., Cárdenas, A., del Blanco, B. G., García-Touchard, A., López-Minguéz, J. R., 2015. A Prospective Randomized Trial Of Drug-Eluting Balloons Versus Everolimus-Eluting Stents In Patients With In Stent Restenosis Of Drug-Eluting Stents: The RIBS IV Randomized Clinical Trial. Journal of the American College of Cardiology, 66(1), 23-33.
- Alraies MC, Darmoch F, Tummala R, Waksman R., 2017. Diagnosis And Management Challenges Of In-Stent Restenosis In Coronary Arteries. World J Cardiol. Aug 26;9(8):640-651. Doi: 10.4330/wjc.v9.i8.640
- Amanov, A., Lee, S. W., &Pyun, Y. S., 2017. Low Friction And High Strength Of 316L Stainless Steel Tubing For Biomedical Applications. Materials Science and Engineering: C, 71, 176-185.
- Armentano I, Dottori M., Fortunati E., Mattioli S., Kenny J.M., 2010. Biodegradable Polymer Matrix Nanocomposites For Tissue Engineering: A Review, Polymer Degradation and Stability, 95, 11, 2126-2146.,
- Arsoy, R., Üçgül, İ., 2015. Tekstil Malzemelerinin Bağlanma Teorisi Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Tekstil Mühendisliği Bölümü, Batı Kampüsü 32260, Isparta,

- Bashore TM, Bates ER, Berger PB, Clark DA, Cusma JT, Dehmer GJ, 2001. Clinical Expert Consensus Document On Cardiac Catheterization Laboratory Standards: A Report Of The American College Of Cardiology Task Force On Clinical Expert Consensus Documents. *J Am CollCardiol*; 37:2170-214.
- Charles J.M, 2003. Coronary Artery Bypass Surgery ;107:e21–e22
- Chen, M., 2014. Harvard Health Publishing Medical School Atherosclerosis: Symptoms And Treatments, Dairy Fat And Risk Of Cardiovascular Disease December 10.
- Chhabra L, Zain MA, Siddiqui WJ., 2021. Coronary Stents Stat Pearls Publishing PMID: 29939581
- Christ, G., 2020. *Journal für Kardiologie. Austrian Journal of Cardiology. Österreichische Zeitschrift für Herz-Kreislaferkrankungen. Stent und Scaffolds, Stent and Scaffolds.*; 27 (6), 229-236.
- Classen, M., 1996. *Rationelle Diagnostik und Therapie in der inneren Medizin. Ein Beitrag zur Qualitätssicherung in Klinik und Praxis.* München: Elsevier Urban & Fischer.
- Clearfield, H. M., McNamara, D. K., Davis, G. D. 1991. Adherend Surface Preparation For Structural Adhesive Bonding, In *Adhesive Bonding* (L. H. Lee, ed.), Plenum Press, New York
- Da Silva, Lucas F. M.; Öchsner, Andreas; Adams, Robert D., 2011 *Handbook of Adhesion Technology.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg
- Golaz, B, V. Michaud, J.A.E. Månson, 2011. Adhesion Of Thermoplastic Polyurethane Elastomer To Galvanized Steel *International Journal Of Adhesion And Adhesives* Volume 31, Issue 8, December 2011, Pages 805-815
- Hermawan, H., Dubé, D., & Mantovani, D. 2010. Degradable Metallic Biomaterials: Design And Development Of Fe–Mn Alloys For Stents. *Journal Of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of the Society For Biomaterials, The Japanese Society For Biomaterials and the Australian Society For Biomaterials and the Korean Society For Biomaterials*, 93(1), 1-11.
- Hong J, Yeo M, Yang GH, Kim G., 2019. Cell Electrospinning and Its Application for Tissue Engineering. *Int J Mol Sci.* Doi: 10.3390/ijms20246208
- Kandzari DE, Birkemeyer R. PK, 2019. Papyrus Covered Stent: Device Description And Early Experience For The Treatment Of Coronary Artery Perforations. *Catheter Cardiovasc Interv.* Oct 1;94(4):564-568. Doi: 10.1002/ccd.28306
- Keh, Y.S., Yap, J., Yeo, K., Koh, Eric, 2016. Clinical Outcomes of Bioresorbable Scaffold in Coronary Artery Disease: A Systematic Literature Review 2016.
- Kishan, Alysha P., Cosgriff-Hernandez, Elizabeth M. 2017. Recent Advancements In Electrospinning Design For Tissue Engineering Applications: *Journal Of Biomedical Materials Research. Part A* 105 (10), S. 2892–2905. DOI: 10.1002/jbm.a.36124

- Kobiyama, K., Ley, Klaus 2018. Atherosclerosis. In: Circulation Research 123 (10), S. 1118–1120.
DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.118.313816.
- Korkmaz, F. D., Alcan, A. O., Aslan, F., E., Çakmakçı, H. 2015 Koroner Arter Bypass Greft Cerrahisi Sonrası Yaşam Kalitesinin Değerlendirilmesi. Türk Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Dergisi. 23(2); 285-294.
- Litin S., 2018. Mayo Clinic Family Health Book, 5th Edition
- Mangano CM, Hill L, Cartwright CR, Hindman BJ., 1999. Cardiopulmonary By-Pass And The Anesthesiologist. In: Kaplan JA Ed. Cardiac Anesthesia. Philadelphia, W. B. Saunders Company: 1061-110.
- Martina M., Hutmacher D. W., 2007. Biodegradablepolymers Applied In Tissue Engineering Research: A Review, Polymer International, 56, 2, 145–157.
- Omeh DJ, Shlofmitz E., 2021. Restenosis StatPearls Publishing PMID: 31424723
- Palmerini, T., Benedetto, U., Biondi Z.G., Della Riva, D., Bacchi Reggiani, L., Smits, P. C., 2015. Long-Term Safety Of Drug-Eluting And Bare-Metal Stents: Evidence From A Comprehensive Network Meta-Analysis. Journal of the American College of Cardiology, 65(23), 2496-2507.
- Parodi, J.A.B., 2018. Adhesion of Polyurethane-Steel Hybrids and Influence of Annealing on its Durability and Lifetime Dissertation an der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Chemnitz, Professur Kunststoffe, Chemnitz den 20.06.2018 154 Seiten, 127 Abbildungen, 31 Tabellen, 162 Literaturzitate
- Pathanatecha, W., 2019. A Study of Various Parameters Affecting Adhesion of Coatings to Metal Substrates KTH, School of Engineering Sciences in Chemistry, Biotechnology and Health (CBH). (English)
- Perniok, B., 2020. Adhesion Of Electrospun Nanofibers On Nitinol Institute for Textile Technology Aachen , Master Thesis
- Polushenko, I.G., 2003. Physical And Chemical Bases Of The Technology Of Adhesive Copolyamides For Light Industry. Diss. cand. tech. Sciences: 05.17.06. and 05.19.01., 156s. Saratov.
- Qasim S.B, Zafar M.S, Najeeb S, Khurshid Z, Shah AH, Husain S, Rehman IU., 2018. Electrospinning of Chitosan-Based Solutions for Tissue Engineering and Regenerative Medicine. Int J Mol Sci.;19(2):407. Doi: 10.3390/ijms19020407
- Raju, Rashmi, M., 2020. Joining Technologies for Cardiovascular Implants. Doctoral Thesis (Ph.D), UCL (University College London).
- Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ., 2002. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4th Edition Missouri
- Samia Mora, MD, MHS^{1,2}; JoAnn E. Manson, MD, 2016. Aspirin for Primary Prevention of Atherosclerotic Cardiovascular DiseaseAdvances in Diagnosis and Treatment, August

- Sánchez, M.S., 2012. Structure, Composition, And Adhesion Properties Of Thermoplastic Polyurethane Adhesives Pages 1035-1055
- Schillinger, M., Sabeti, S., Loewe, C., Dick, P., Amighi, J., Mlekusch, W., 2006. Balloon Angioplasty Versus Implantation Of Nitinol Stents In The Superficial Femoral Artery. New England Journal of Medicine, 354(18), 1879-1888.
- Sivrikaya, A., 2007. Sağlıklı Kişilerde ve Koroner Kalp Hastalarında Bitki Steroller, Total Antioksidan Kapasite (Tas), Okside Ldl (Ox-Ldl) ve Homosistein Düzeylerinin Araştırılması, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyokimya (Tıp) Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Konya.
- Smith SC Jr, Dove JT, Jacobs AK, Kennedy JW, Kereiakes D, Kern MJ, 2001. ACC/AHA Guidelines Of Percutaneous coronary Interventions-Executive Summary. A Report Of The American College Of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice. J Am CollCardiol 2001; 37:2215-39.
- Stahl, Roland, 2019. German Medical Association (BÄK), National Association of Statutory Health Insurance Physicians (KBV), Working Group Of Scientific Medical Societies (AWMF). National Care Guideline For Chronic CHD Long Version, 5th edition. Version 1. DOI: 10.6101/AZQ/000419.
- Steinberg D., 2002. Atherogenesis In Perspective: Hypercholesterolemia And Inflammation As Partners In Crime. Nat Med 2002;8: 1211-7
- Subbiah, T, Bhat, G.S., Tock, R.W., Parameswaran, S., Ramkumar, S.S., 2005. Electrospinning of Nanofibers, Journal of Applied Polymer Science, Vol. 96, 557–569
- Timofeeva, M.J. 2002. Patterns Of Adhesion Of Multicomponent Systems To Fibrous Substrates / Timofeeva, M.Zh., Dolmatov, M.Zh. // Reservoir, masses. But 2, 4-7s
- Tucker, Nick; Stanger, Jonathan J.; Staiger, Mark P.; Razzaq, Hussam; Hofman, Kathleen, 2012. The History of the Science and Technology of Electrospinning from 1600 to 1995. Journal of Engineered Fibers and Fabrics. 7 (2_suppl), 155892501200702. DOI: 10.1177/155892501200702S10.
- Uslu İ., Keleşoğlu A., 2011. Elektrospinning Yöntemiyle Bor Katkılı Alüminyum Asetat Nanofiber Malzemelerin Elde Edilmesi", Selçuk Üniversitesi, Eğitim Fakültesi, Konya.
- Van-Pham, Dan-Thuy; Thi Bich Quyen, Tran; van Toan, Pham; Nguyen, Chanh-Nghiem; Ho, Ming Hua; van Hong Thien, Doan, 2020. Temperature Effects On Electrospun Chitosan Nanofibers. Green Processing and Synthesis 9 (1), S. 488–495. DOI: 10.1515/gps-2020-0050.
- Vrieze, S. ; van Camp, T.; Nelvig, A.; Hagström, B.; West-broek, P.; Clerck, K., 2009. The Effect Of Temperature And Humidity On Electrospinning. J Mater Sci 44 (5), S. 1357–1362. DOI: 10.1007/s10853-008-3010-6

- Waksman, R., 2007. Promise And Challenges Of Bioabsorbable Stents. *Catheterization And Cardiovascular Interventions*, 70(3), 407-414.
- Waksman, R., Pakala, R., Kuchulakanti, P. K., Baffour, R., Hellinga, D., Seabron, R., 2006. Safety And Efficacy Of Bioabsorbable Magnesium Alloy Stents In Porcine Coronary Arteries. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 68(4), 607-617.
- Woods TC, Marks AR., 2004. Drug Eluting stents. *Annu Rev Med*. 55: 169-78.
- Yarin, A.L., Koombhongse, S. and Reneker, D. H., 2001. Taylor Cone And Jetting From Liquid Droplets In Electrospinning Of Nanofibers, *Journal of Applied Physics*, 90-9, 4837-4846





ÖZGEÇMİŞ

Emre ÖZDEMİR, 2019 yılında Çukurova Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünden mezun oldu. Aynı yıl, Abdioğulları Plastik ve Ambalaj Sanayii A.Ş firmasında halı tabanı biriminde İşletme Mühendisi olarak çalışmaya başladı ve 2021 yılı eylül ayında işten ayrıldı. 2020 yılı ekim ayından beri Çukurova Üniversitesi Tekstil Mühendisliği bölümünde yüksek lisans eğitimine devam etmektedir.

