



**NAFYON/SELÜLOZ ASETAT HİBRİT NANOLİFLERİN
ÜRETİMİ VE ELEKTROKİMYASAL
BİYOSENSÖRLERDE KULLANIMININ
ARAŞTIRILMASI**



T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**NAFYON/SELÜLOZ ASETAT HİBRİT NANOLİFLERİN ÜRETİMİ VE
ELEKTROKİMYASAL BİYOSENSÖRLERDE KULLANIMININ
ARAŞTIRILMASI**

Ayşe BOSTANCI

Doç. Dr. Yakup AYKUT
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ
TEKSTİL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BURSA – 2019

TEZ ONAYI

Ayşe BOSTANCI tarafından hazırlanan “NAFYON/SELÜLOZ ASETAT HİBRİT NANOLİFLERİN ÜRETİMİ VE ELEKTROKİMYASAL BİYOSENSÖRLERDE KULLANIMININ ARAŞTIRILMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Bursa Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Yakup AYKUT

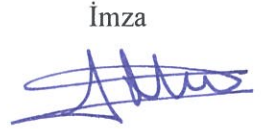
Başkan : Doç. Dr. Yakup AYKUT
Bursa Uludağ Üniversitesi, Mühendislik
Fakültesi,
Tekstil Mühendisliği Bölümlü


İmza

Üye : Doç. Dr. Semiha EREN
Bursa Uludağ Üniversitesi, Mühendislik
Fakültesi,
Tekstil Mühendisliği Bölümlü


İmza

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Meral AKKOYUN
Bursa Teknik Üniversitesi, Mühendislik ve Doğa
Bilimleri Fakültesi,
Lif ve Polimer Mühendisliği Bölümü


İmza

Yukarıdaki sonucu onaylarım


Prof. Dr. Hüseyin Aksel EREN
Enstitü Müdürü
01/7/2019

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI

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

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

beyan ederim.

01/07/2019

Ayşe BOSTANCI

Ayşe

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

NAFYON/SELÜLOZ ASETAT HİBRİT NANOLİFLERİN ÜRETİMİ VE ELEKTROKİMYASAL BİYOSENSÖRLERDE KULLANIMININ ARAŞTIRILMASI

Ayşe BOSTANCI

Bursa Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Yakup AYKUT

Yapılan bu tez çalışmasında Selüloz monoasetat/Nafyon (CMA/N) hibrit nanolifler elektro çekim yöntemi ile üretilmiştir. Nanolifler, malzeme karakterizasyonları için düz alüminyum folyo üzerine, sade ve NH- ile modifiye edilmiş tek sarmal DNA (ssDNA)'nın elektrokimyasal guanin oksidasyon sinyal analizi için ise silindirik grafit elektrot üzerinde toplanmıştır. Maksimum Nafyon oranına sahip homojen nanolifler elde etmek için çeşitli oranlarda CMA/N nanolifler üretilmiştir. Nafyon oranının artırılması homojen olmayan çözelti özelliğine yol açmış ve çözelti şeffaftan bulanık faza dönüşmüştür. Aynı zamanda nanoliflerin morfolojileri CMA/N hibrit nanoliflerde Nafyon oranının artmasıyla üniform yapıdan boncuklu lif haline dönüşmüştür. CMA'nın erime noktası, DSC ölçümünde saptanabilir, ancak Nafyon eklenmesi, CMA'nın uygun bir kristalizasyonuna izin vermemesi nedeniyle erime noktası Nafyon ilavesinden sonra tespit edilememiştir. CMA'nın termal bozunma sıcaklığı, CMA/N hibrit nanoliflere Nafyon eklenmesiyle önemli ölçüde azalmış ve bozunma geniş bir sıcaklık aralığında gerçekleşmiştir. Diferansiyel Darbe Voltmetresi (DPV) analizi hazırlanmış olan sensör sistemi kullanılarak sade ve NH- modifiyeli DNA'da guanin oksidasyon sinyalini gözlemlemek için yapılmıştır. En yüksek oksidasyon sinyalleri saf ssDNA'da saf CMA nanoliflere immobilizasyonu sonrası elde edilmiştir. DNA'nın sinyal şiddetleri karşılaştırıldığında, NH ile modifiye edilmiş ssDNA numunesindeki CMA/N nanoliflere Nafyon eklenmesi ile sinyal yoğunluğunun NH ile modifiye edilmemiş ssDNA'lara kıyasla arttığı gözlemlenmiştir. Bunun sebebi ssDNA üzerindeki NH- grupları ile Nafyon'un yapısındaki SO₃ gruplarının ve aynı zamanda CMA üzerindeki OH grupları ile ssDNA arasındaki hidrojen bağlarının bir etkileşiminde kaynaklanabileceği olarak yorumlanmıştır. Biyosensör yüzeyi ve ssDNA molekülü arasındaki güçlü etkileşim, sinyal artışına yol açmaktadır. İncelenen CMA/N hibrit nanolifler, DNA biyosensör cihazları için umut verici bir ara yüz olabilir.

Anahtar Kelimeler: Nafyon, selüloz monoasetat, elektro çekim, nanolifler, DNA biyosensörü

2019, viii + 57 sayfa.

ABSTRACT

MSc Thesis

PRODUCTION OF NAFION/CELLULOSE ACETATE HYBRID NANOFIBERS AND INVESTIGATION OF THEIR USE IN ELECTROCHEMICAL BIOSENSORS

Ayşe BOSTANCI

Bursa Uludag University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Textile Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Yakup Aykut

In this study, Nafion/cellulose monoacetate (CMA/N) hybrid nanofibers were produced via one step electrospinning method. As-spun nanofibers were collected on plain aluminum foil for material characterizations and on the cylindrical graphite electrode for electrochemical guanine oxidation signal analysis of neat and NH-modified single strand DNA (ssDNA). Various ratio of CMA/N were examined to obtain uniform hybrid nanofibers with maximum nafion ratio. Increasing nafion ratio led inhomogeneous solution property and solution transformed from transparent to blurry phase. At the same time, nanofibers morphologies transformed from uniform structure to bead on a string defect morphology with increasing nafion ratio in CMA/N hybrid nanofibers. Melting point of CMA is detectable at DSC measurement, but addition of nafion did not allow a proper crystallization of CMA and melting peak disappeared after nafion addition. Thermal degradation temperature decreased dramatically with addition of nafion into CMA/N hybrid nanofibers and decomposition took place at a broad temperature range. Differential pulse voltammetry (DPV) analysis were conducted to observe guanine oxidation signal at neat and NH-modified DNA by using as-prepared sensory system. Maximum oxidation signals were obtained from pure CMA nanofibers at neat ssDNA. Comparing neat DNA, signal intensity increased with addition of nafion into CMA/N nanofibers at NH-modified ssDNA sample since it may be an interaction between NH groups on ssDNA and SO₃ groups on nafion as well as hydrogen bonding between ssDNA and OH groups on CMA. Strong interaction between biosensor surface and ssDNA molecule could be the reason for signal enhancement. The examined CMA/N hybrid nanofibers can be a promising interface for DNA biosensor devices.

Keywords: Nafion, cellulose monoacetate, electrospinning, nanofibers, DNA biosensor

2019, viii + 57 pages.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle yolumu aydınlatan, yardımlarını esirgemeyen, bilimi her zaman etik ilkeler içerisinde yapmamızı aşıl原因an, her anlamda örnek aldığım değerli danışman hocam Bursa Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Tekstil Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Yakup AYKUT'a teşekkür eder, saygılarımı sunarım.

Tez çalışmamda yardımını esirgemeyen ve yol gösteren Dr. Nilay ALADAĞ TANIK'e teşekkür ederim.

Aynı laboratuvarı paylaştığım, gerektiğinde çalışmalarımdaya yardımcı olan ve dostluğunu esirgemeyen doktora öğrencisi Karima SAHTANI'ye teşekkür ederim.

KUAP (MH) 2018/11 no'lu proje olarak bu çalışmayı destekleyen Bursa Uludağ Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi'ne teşekkür ederim.

Çalışmalarım süresince kararlılığımı devam ettirmemde bana destek olan, başarımı, mutluluğumu bazen de üzüntümü ve stresimi paylaştığım bölüm arkadaşlarım Sümeyye DİLER'e ve Zeynep BATUR'a teşekkür ederim.

Yüksek lisansım dahil olmak üzere tüm eğitim-öğretim dönemi boyunca maddi-manevi desteklerini esirgemeyen, her zaman yanımda olan, varlıklarıyla güven ve huzur veren, dualarını eksik etmeyen canım annem Münevver BOSTANCI'ya, canım babam Şeref BOSTANCI'ya ve kardeşlerim Murat BOSTANCI ve Zafer BOSTANCI'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayşe BOSTANCI
01/07/2019

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
1.GİRİŞ	1
2.KURAMSAL TEMELLER VE KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	4
2.1. Nanoteknoloji ve Nanolif.....	4
2.2. Nanolif Üretim Yöntemleri.....	5
2.2.1. Fibrilasyon ile Nanolif Üretimi.....	6
2.2.2. Meltblown Tekniği ile Nanolif Üretimi.....	6
2.2.3. Bikomponent Nanolif Üretimi.....	7
2.2.4. Elektro Çekim (Elektrospinning) Yöntemiyle Nanolif Üretimi.....	8
2.3. Elektro Çekim Yöntemi İle Nanolif Üretimi.....	8
2.3.1. Elektro Çekim Yöntemi.....	8
2.3.2. Elektro Çekimde Nanolif Oluşumunda Etkili Olan Parametreler.....	11
2.4. Biyosensörler.....	16
2.5. Nükleik Asit Biyosensörler.....	19
2.5.1. DNA'nın Moleküler Yapısı ve Hibridizasyonu.....	20
2.5.2. Elektrokimyasal DNA Biyosensörler.....	21
2.5.3. Elektrokimyasal DNA Biyosensörlerde Nanoliflerin Kullanımı.....	22
2.6. Elektrokimya.....	22
2.6.1. Voltametri ve Voltametrik Cihazlar.....	23
2.6.2. Voltametrik Yöntemler.....	26
2.7. Selüloz.....	28
2.7.1. Selüloz Asetat.....	29
2.7.2. Selüloz Esaslı Nanolifler.....	30
2.8. Nafyon.....	30
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	33
3.1 Materyal.....	33
3.1.1. CMA/Nafyon Nanoliflerinin Üretiminde Kullanılan Kimyasallar.....	33
3.1.2. Elektrokimyasal Analizlerde Kullanılan Kimyasallar.....	33
3.2. Yöntem.....	33
3.2.1. Elektro Çekim Solüsyonun Hazırlanması.....	33
3.2.2. Farklı Oranlarda Hazırlanan CMA/N Solüsyonların Karakteristik Özelliklerin Analizi.....	34
3.2.3. CMA/N Hibrit Nanoliflerin Elektro Çekim İşlemiyle Silindirik Kalem Grafit Üzerine Sarılması.....	34
3.2.4. Nanoliflerin Karakterizasyon İşlemleri.....	35
3.2.5. Elektrokimyasal Ölçümlerde Kullanılan Aparatlar ve Elektrotlar.....	35
3.2.6. Prob İmmobilizasyonu ve Elektrokimyasal Analizi.....	36
3.2.7. Ölçümler ve analitik sinyallerin eldesi.....	36
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	38

4.1. Farklı Hacim Oranlarıyla Homojen CMA/Nafyon Çözelti Eldesi	38
4.2. CMA/N Hibrit Nanoliflerin Taramalı Elektron Mikroskopuyla Morfolojik Analizleri.....	38
4.3. Fourier Dönüşümü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) Yöntemiyle Nanoliflerin Kimyasal Analizleri	42
4.4. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) Yöntemiyle Nanoliflerin Termal Analizleri	43
4.5. Termogravimetrik Analiz (TGA) Yöntemiyle Nanoliflerin Sıcaklık Altındaki Ağırlık Kayıplarının Analizi	44
4.6. Diferansiyel Darbe Voltametri (DPV) ile Guanin Oksidasyon Sinyali Ölçümü ..	45
5. SONUÇ	47
KAYNAKLAR	48
ÖZGEÇMİŞ	57

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler	Açıklama
Å	Angstrom
°C	Santigrat derece
cm	Santimetre
g	Gram
kV	Kilovolt
µm	Mikrometre
ml	Mililitre
mm	Milimetre
ms	Milisaniye
nm	Nanometre
s	Saniye
V	Potansiyel (Volt)

Kısaltmalar	Açıklama
A	Adenin
ABS	Asetat Tampon Çözeltilisi
Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
C	Sitozin (Cytosine)
CaCl	Kalsiyum Klorür
CMA	Selüloz Monoasetat
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
DPV	Diferansiyel Darbe Voltametri
DTG	Diferansiyel Termogravimetrik Analiz
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
G	Guanin
MA	Molekül Ağırlığı
N	Nafyon
PBS	Fosfat Tampon Çözeltilisi
PET	Polietilen Tereftalat
PGE	Kalem grafit elektrot
PTFE	Politetrafloroetilen
RNA	Ribo Nükleik Asit
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopu
ssDNA	Tek sarmal DNA
T	Timin
TBS	Tris-HCl Tampon Çözeltilisi
TGA	Termogravimetrik Analizör

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Bazı materyallerin nano ölçüğe göre gösterimi.....	4
Şekil 2.2. Meltblown yönteminin gösterimi.....	7
Şekil 2.3. Bikomponent tekniği ile elde edilmiş liflerin kesit ve boy görüntüleri.....	7
Şekil 2.4. Elektro çekim prosesinin şematik gösterimi.....	9
Şekil 2.5. Otomatik şırınga pompanın gösterimi.....	10
Şekil 2.6. Biyosensör bileşenlerinin şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.7. Watson ve Crick DNA molekül modeli ve sarmal şekli.....	20
Şekil 2.8. Üçlü elektrot sistemi.....	23
Şekil 2.9. Kalem grafit elektrot.....	25
Şekil 2.10. Voltametrde kullanılan potansiyel uyarma sinyalleri.....	26
Şekil 2.11. Selüloz molekülünün kimyasal yapısı.....	28
Şekil 2.12. Selüloz asetat yapıları.....	29
Şekil 2.13. Nafyonun kimyasal yapısı.....	31
Şekil 3.1. Silindirik kalem grafit üzerinde CMA/N hibrit nanolifleri elektro çekim işleminin kaplamanın şematik gösterimi.....	34
Şekil 3.2. CMA/N nanolif biyosensörlerin hazırlanışı ve ssDNA'daki guanin sinyal oksidasyonunun elektrokimyasal ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.....	36
Şekil 4.1. Aseton içerisinde farklı oranlarda hazırlanmış CMA/N çözeltilerin resimleri.....	38
Şekil 4.2. Silindirik grafit elektrot üzerine toplanmış CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri.....	39
Şekil 4.3. Elektro çekim çözeltisinde CMA/N oranına bağlı olarak CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri: (A) 4/0, (B) 4/1, (C) 4/2 ve (D) 4/3.....	39
Şekil 4.4. Saf CMA ve CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri ve çap dağılımları: (A1, A2) 4/0, (B1, B2) 4/1, (C1, C2) 4/2 ve (D1), D2) 4/3.....	40
Şekil 4.5. Farklı karıştırma oranlarına sahip CMA/N hibrit nanoliflerin ATR-FTIR spektrumları.....	43
Şekil 4.6. CMA/N hibrit nanoliflerin DSC analizleri. CMA/Nafyon oranları sırasıyla: (a) 4/0, (b) 4/1, (c) 4/2 ve (d) 4/3.....	44
Şekil 4.7. Azot gazı atmosferinde CMA/N hibrit nanoliflerin (A) TGA ve (B) DTG termogramları (elektrospinning solüsyonunda CMA/Nafyon oranına bağlı olarak): (a) 4/0, (b) 4/1, (c) 4/3.....	45
Şekil 4.8. Elektrokimyasal ölçümler: Prob kaplı yüzeylerin guanin oksidasyon sinyallerinin voltamogramları. (A) sade ssDNA, (B) NH-modifiyeli ssDNA.....	46

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1. Biyosensör bileşenlerinin içeriği.....	18
Çizelge 4.1. Elektro çekim solüsyonların karakteristik özellikleri: viskozite, yüzey gerilimi ve iletkenlik.....	41



1. GİRİŞ

Biyosensörler genel olarak biyolojik bir olayın elektrik sinyale dönüştürülmesi başta olmak üzere farklılığı gözlemleyerek yorumlanmasını sağlayan sistem veya cihaza verilen isimdir (Tüylek 2017). Elektrokimyasal biyosensörler, en çok kullanılan biyosensör türlerinden biridir. Elektrokimyasal ölçüm sistemleri hem ekonomik hem de portatif olmasından dolayı avantajlıdır (Thevenot ve ark. 2001). Elektrokimyasal DNA Biyosensörler, nükleik asitlerden gelen biyolojiksel tepkileri elektrik sinyallerine dönüştürerek görüntülenmesini sağlamaktadır (Labuda ve ark. 2010).

Biyolojik maddelerde (kan, doku ve serum gibi) hastalık veya mutasyon gibi kalıtsal durumu temsil eden DNA dizisinin tespit edilmesi ve aynı zamanda bu örnekler ile hastalıkların belirlenmesi tıbbi analizler ve uygulamalarında önemli bir yere sahiptir (Muti Erdem 2010). Elektrokimyasal DNA biyosensörleri, nükleik asit analiz yöntemlerine dayanır ve diğer yöntemlere de bir alternatiftir (Dinçkaya 1999). Ayrıca hem genetik ve bulaşıcı hastalıkların çabuk, kolay ve ekonomik bir şekilde tanınması hem de DNA hasar ve etkileşimlerinin saptanması için son derece bir hızla geliştirilmesi sürdürülmektedir. Kalıtsal ve bulaşıcı hastalıklarına ait olan DNA dizilerinin saptanması, nükleik asitlerin hibritleşme olayına dayanır (Kökbaş ve ark. 2013).

DNA'nın yapısında adenin, timin, guanin ve sitozin bazları bulunmaktadır. DNA'daki bu bazlar oksitlenme eğilimindedirler (Kanvah ve ark. 2010). Bazlarda meydana gelen oksitlenme, DNA'da DNA zincirlerinin ayrılması, mutasyon, yaşlanma gibi hasarlara ve aynı zamanda kanser gibi çeşitli hastalıklara neden olabilmektedirler (Halliwel 2000, Kanvah ve ark. 2010). Diğer bazlarla kıyaslandığında guanin bazı belirli koşullar oluştuğunda oksitlenmeye daha meyillidir (Halliwel 2000). Elektro çekim tekniği, polimer kaynaklı nanoliflerin eldesinde tercih edilen en aktif metotlardan biridir. Bu yöntem, elektrik yüklü sıvı polimerin topraklanmış bir toplayıcı plaka yüzeyinde kesintisiz lif biçiminde olacak şekilde toplanması temeline dayanmaktadır (Kozanoğlu 2006). Bu yöntemle, çap kalınlıkları 3 nm ile 1 mikron ve üzeri arasında değişen nanoliflerin birçok polimerden olumlu bir şekilde üretilebildiğinden bahsedilmektedir (Huang ve ark. 2003).

Nanolifler, yüksek spesifik yüzey alanına sahip malzemelerdir. Bu özellik daha fazla aktif bölgenin mevcudiyetini sağlamasından dolayı film yapıları kıyasla nanolifler cihaz performansını arttırabilmektedir. Nanolifler biyosensör (Ren ve ark. 2006), filtrasyon (Graham ve ark. 2002), yara iyileştirme (Doğan 2012), enerji üretimi ve depolama gibi (Ghenaatian ve ark. 2011) çok geniş uygulama alanlarına sahiptir. Örneğin, fruktoz bazlı biyosensör olarak altın nanolif elektrotun yüksek yüzey alanı, elektrospun poli (akrilonitril) - kloroaurik asit tetrahidrat üzerinde altın nanopartiküllerin elektroliz birikimi ile hazırlanmıştır (Marx ve ark. 2011). Elektrospun poli (vinil alkol) / glikoz oksidaz kompozit nanolif mebranlar, Ren ve arkadaşları tarafından biyosensörler için enzimatik elektrot olarak üretildi (Ren ve ark. 2006). Titanyum dioksit ve çinko magnezyum oksit seramik nanolifler sol-jel elektro çekim yöntemi ile geliştirilmiş optik özellikler ile hazırlanmıştır (Aykut ve ark. 2012, Aykut ve ark. 2013).

Karbon esaslı katı elektrotlar yüksek duyarlılık göstermesi ve ucuz olmasının yanında zengin yüzey kimyasına sahip olması, kimyasal inertlik özelliği ve yüksek akım vermemesi avantajları nedeniyle elektrokimyasal analizlerde sık olarak kullanılmaktadır. Aynı zamanda geniş bir gerilim aralığında çalışma imkanı da sağlamaktadır (Wang ve ark. 2000).

Selüloz, algler, bitkiler ve hatta bakterilerden elde edilebilen veya ekstrakte edilebilen bir biyopolimerdir (Liu ve Chen 2016, Ek ve ark. 1998). Biyo-uyumlu ve çevre dostu yapısı (Credou ve Berthelot 2014) nedeniyle tekstil ürünleri için lifler de dahil olmak üzere canlı organizmada biyomedikal uygulamalar gibi (Helenius ve ark. 2006) çeşitli farklı alanlarda kullanılabilirdiği gibi (Majumdar ve ark. 2010) biyosensör uygulamaları içinde umut vericidir. Selüloz ve selüloz türevleri farklı uygulamalar için mikro ve nano yapıları lif formlarında üretilebilmektedir (Liu ve Hsieh 2002, Fan ve ark. 2013). Taepaiboon ve arkadaşları tarafından Transpermal ve A asit vitamini ve E vitamini içeren dermal terapötik ajanlar olarak vitaminleri yükleyerek elektrospun selüloz asetat nanolif hazırlanmıştır (Taepaiboon ve ark. 2007). Başka bir çalışmada ultra incelikte selüloz nanolif membranlar, selüloz asetatın elektrospinlenmesi ve ardından bir deasetilasyon prosesi ile üretilmiştir (Liu ve Hsieh 2002). Diğer bir çalışmada ise selüloz asetat, hidroksipropil selüloz, hidroksipropil metil selüloz ve etil - siyanoetil

selülozu içeren selüloz türevlerinin elektrospinlenmesi Frey tarafından yeniden incelenmiştir (Frey 2008).

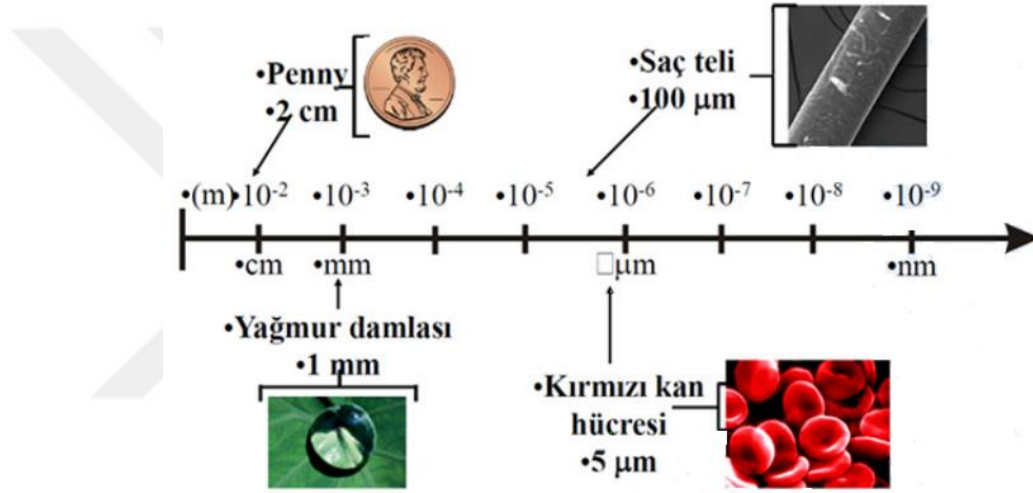
Nafyon, omurgasında sülfonik asit grubuna sahip bir polimerik yapıdır (Mauritz ve Moore 2004). Hu ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada amin içeren DNA problemlerinin sülfonik gruplara kovalent olarak bağlanabileceğini bildirilmiştir (Hu ve ark. 2010). Böylece, NH ile modifiye edilmiş DNA molekülleri, nano lifler içeren nafyon üzerinde kuvvetli bir şekilde hareketsiz hale getirilebilir ve elektrokimyasal sinyal yoğunluğu artırılabilir. Literatürde nafyon nanolifler diğer polimerler ile harmanlanarak elektro çekim teknolojisi ile üretilmiştir. Nafyon/Poliakrilonitril karışım nanolifler Tran ve Kalra tarafından üretilmiştir (Tran ve Kalra 2013). Şekil hafıza özelliğinde nafyon/poli (etilen oksit) kompozit nanolifler elektro çekim yöntemiyle hazırlanmıştır (Zhang ve ark. 2014). Yakıt hücresi uygulamaları için iyi mekanik ve termal özelliklere sahip poli (vinil alkol) nanolif takviyeli nafyon membranlar üretilmiştir (Molla ve Compan 2011). Ağır metaller için fonksiyonel adsorban olarak elektro çekim yöntemi ile yüksek mekanik özelliklere sahip nafyon / poli (vinil alkol) kompozit nanolif yapılar üretilmiştir (Sharma ve ark. 2014).

Yapılan bu tez çalışmasında, selüloz monoasetat/nafyon hibrit nanolifler elektro çekim yöntemiyle üretilmiştir. Nanolifler elektrokimyasal analizlerde kullanılmak üzere silindirik kalem grafit elektrot yüzeyinde toplanmıştır. Elde edilen nanoliflerin morfolojik, kimyasal ve termal analizleri yapılmıştır. Üretilen nanolifler tek sarmal DNA'daki guanin bazının oksidasyonu elektrokimyasal metotlarla analiz edilmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Nanoteknoloji ve Nanolif

Litaratürde nano terimi, Yunanca'da 'cüce' anlamına gelen 'nanos' sözcüğünden türetilmiştir (Ramakrishna ve ark. 2005). Nanometre, metrenin milyarda birine denk gelmektedir ($1 \text{ nm}=10^{-9} \text{ m}$) (Cireli ve ark. 2006). Nanoteknoloji de 'çok küçük moleküllerin teknolojisi' anlamına gelmektedir (Özdoğan ve ark. 2006a). Şekil 2.1.'de bazı materyallerin nano ölçeğe göre gösterimi yer almaktadır.



Şekil 2.1. Bazı materyallerin nano ölçeğe göre gösterimi (Anonim2019a)

Nanoteknoloji, maddeyi atomik-moleküler ölçeğe yaklaştırarak bilinmeyen özelliklerin keşfedilmesidir. Nano ölçeklere inildikçe maddenin fiziksel, kimyasal ve biyolojik olaylarında farklı özellikler gözlenir. Bu teknolojide cihazların ve sistemlerin şekli ve boyutu nano ölçeğe getirilir. Bir başka deyişle nanoteknoloji, doğadaki tüm maddelerin yapıtaşları olan atomları, istenildiği gibi düzenleme olanağına sahip olmayı ve her alanda, oldukça sağlam ve mukavemetli, oldukça hafif ve çevre dostu üretim yapılmasını destekleyen bir teknolojidir (Özdoğan ve ark. 2006a).

Nanometre ölçeğindeki materyallerin spesifik yüzey alanlarının yüksek olmasının yanında sahip oldukları çeşitli fiziksel özellikleri sayesinde birçok alanda (biyoteknoloji (West ve Halas 2000), tıp (Tumillo ve ark. 2014), savunma (Özer 2019), tekstil (Brown

ve Stevens 2007), makina ve inşaat sanayileri (Hanus ve Harris 2013) vb. gibi) teknolojik yepyeni ürünler elde edilebilmektedir. Örneğin; tekstil sektöründe nanoteknolojinin çeşitli uygulama alanları görülebilmektedir. Nanoteknoloji uygulama alanları tekstil sektöründeki ürünler için iki başlık altında toplanabilir (Cireli ve ark. 2006):

- 1- Farklı işlevsellikte nano ölçeklerde yeni tekstil ürünleri elde etmek: Örnek olarak nanolifler, nanokompozitler ve nanotüpler verilebilir (Tanioka ve Takahashi 2016, Paul ve Robeson 2008).
- 2- Tekstil malzemelerinin baştan sahip olduğu işlevsellikleri ile faaliyetlerini nanoteknoloji uygulamalarıyla arttırmak: Buna örnek olarak iki başlık verilebilir:
 - a) Lif, iplik ya da kumaş üzerine değişik nitelikler katan nanokompozitler, nanopartiküller gibi maddeler ilave etmek (Tang ve ark. 2012),
 - b) Atom ve moleküllerin dizilimlerini değiştirerek ve gelişmiş teknolojileri (plazma, mikrokapsülasyon, sol-jel gibi) kullanarak kaplama işlemiyle işlevsel yüzey katmanları oluşturmak (Martins ve ark. 2009).

Makroskopik boyuttan nano boyuta inildikçe malzemelerde yeni özellikler ortaya çıkmaktadır (Özdoğan ve ark. 2006a). Nanolifler, küçük boyutları sayesinde yüksek moleküler oryantasyona sahiptir. Bu nedenle yapısal kusurları daha azdır ve mekanik özellikleri oldukça iyidir. Küçülen çapları sayesinde yüzey/hacim oranları yüksektir (Andrady 2008).

2.2. Nanolif Üretim Yöntemleri

Konvansiyonel lif üretim metotları, polimer eriyiğinin ya da çözeltisinin mekanik kuvvetler ile bir düzeden akıtılarak katılaştırılması temeline dayanmaktadır. Bu tekniklerle nanolif üretimi olası değildir. Çünkü bu metotlarda kullanılan düzelerin çap genişliği nanolifleri üretebilecek düzeyde küçültülemez (Özdoğan ve ark. 2006b).

Polimer esaslı nanoliflerin üretimi birkaç yöntemle yapılabilmektedir (Süpüren ve ark. 2007). Bu yöntemler;

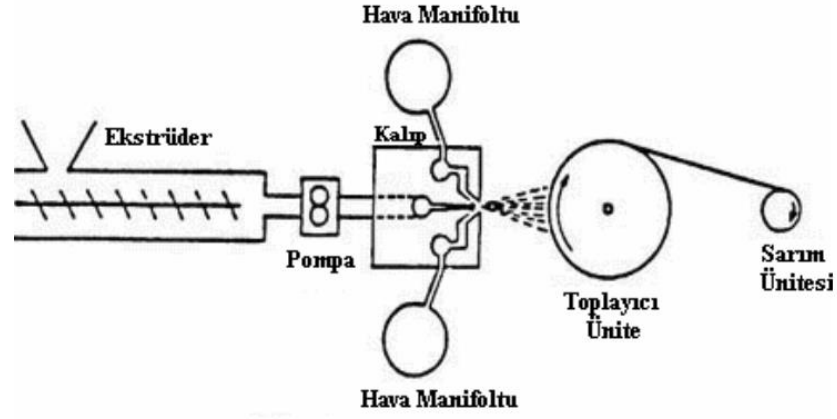
- 1- Fibrilasyon,
- 2- Meltblown,
- 3- Bikomponent ve
- 4- Elektro çekim (electrospinning) yöntemi.

2.2.1. Fibrilasyon ile Nanolif Üretimi

Selüloz gibi doğrusal bir hücreli yapıdaki lifler fibrilasyon işlemiyle, nano ölçekte incecik lifçikler şeklinde nanolif olarak üretilmektedir (Nechyporchuk ve ark. 2014). Fibrilasyon işlemine tabi tutulan selülozik liflerden, hidrofil, mikro gözenekli ve ince yapıda yüzeyler oluşabilmektedir. Oluşan bu yüzeylerin, mikrobiyolojik alandaki membran filtrasyon uygulamaları için kullanılmasında elverişli olduğu tahmin edilmektedir (Süpüren ve ark. 2007).

2.2.2. Meltblown Tekniği ile Nanolif Üretimi

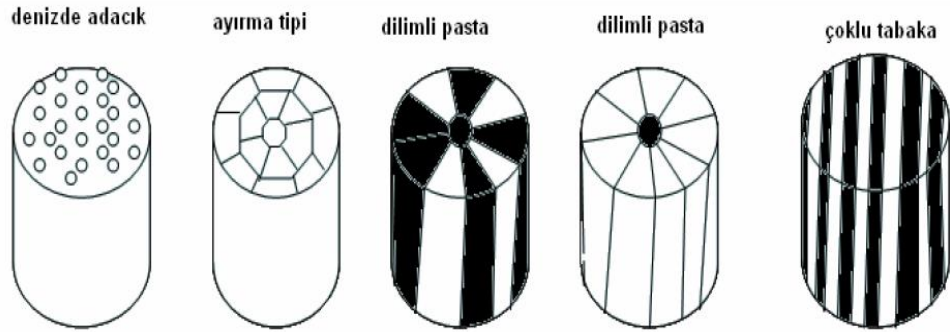
Meltblown işlemi ile elde edilen liflerin çapları ticari olarak 1-2 μm 'yi aşmaktadır. Fakat proses parametrelerine bağlı olarak lif çapları 0.3-0.6 μm 'ye kadar azaltılabilir. Bu yöntemde, yüksek hızdaki sıcak havayla düzeden geçip fibrilli tülbent şeklinde bir yüzey oluşması için filamentlere çekim işlemi uygulanır (Ellison ve ark. 2007). Meltblown tekniği genellikle dokusuz yüzey (nonwoven) kumaş eldesi için tercih edilen bir yöntemdir. Bu kumaşlar diğer dokusuz yüzey kumaşlarla kıyaslandığında daha yumuşak bir dokunuşa sahiptir. Bu yöntemde polietilen teraftalat (PET), polipropilen, ve poliamid-6 (nylon-6) gibi termoplastik lifler de kullanılmaktadır (Kozanoğlu 2006). Şekil 2.2'de melt blowing tekniğinin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.2. Meltblown yönteminin gösterimi (Anonim2019b)

2.2.3. Bikomponent Nanolif Üretimi

Bikomponent lif, iki farklı polimerin aynı düzeden akıtılarak aynı lifi oluşturmasına dayanır. Elde edilen lif, her iki polimerin özelliğini de taşır (Gupta ve Wilkes 2003). Bikomponent lifler kesit şekilleri baz alınarak sınıflandırılır. Sınıflandırmada yan-yana, içi-içe, dilimli pasta ve denizde adacık yer alır (Kikutani ve ark. 1996). Şekil 2.3.'te bikomponent tekniği ile elde edilmiş liflerin kesit ve boy görüntüleri verilmiştir.



Şekil 2.3. Bikomponent tekniği ile elde edilmiş liflerin kesit ve boy görüntüleri (Kozanoğlu 2006).

Bikomponent liflerin üretiminde en fazla tercih edilen deniz-adacık tipidir (Demir ve Oruç 2004). Bu yöntem ile elde edilen nanolifler, ticari uygulamalar için ekonomiktirler. Elektro çekim ve meltblown yöntemiyle kıyaslama yapıldığında, bu teknikle elde edilen nanoliflerin çap değişim aralıkları daha dardır (Kozanoğlu 2006).

2.2.4. Elektro Çekim (Elektrospinning) Yöntemiyle Nanolif Üretimi

Elektro çekim tekniğiyle üretilen lifler istenilen özellikleri sağlayabilmekte ve lif çapı kontrol altında tutulabilmektedir. Bu metotta, polimer çözeltisinden ya da lif eriyiğinden lif elde etmek için elektrostatik kuvvetler kullanılmaktadır (Süpüren ve ark. 2007). Literatürde elektro çekimin tarihçesine bakıldığında 1600'lü yıllarda William Gilbert manyetik ve elektrostatik olayların davranışlarını tanımlamak istemiştir. Elektriksel olarak doldurulmuş bir kehribar parçasının bir damlacık suyunun yanına getirildiğinde koninin şeklini aldığı ve küçük damlacıkların koninin ucundan çıkarıldığını gözlemlemiştir. John Francis Cooley, 1900 yılında ilk elektrospinning patenti kayda geçmiştir. Ticari anlamda ise Formhals, 1934 yılında elektrostatik kuvvetleri kullanarak polimerlerden seri bir şekilde filament lif üretilmesi işleminin patentini almıştır (Tucker ve ark. 2018). Bu yöntem ve etkileyen parametreler ileriki bölümlerde detaylı olarak açıklanacaktır.

2.3. Elektro Çekim Yöntemi İle Nanolif Üretimi

2.3.1. Elektro Çekim Yöntemi

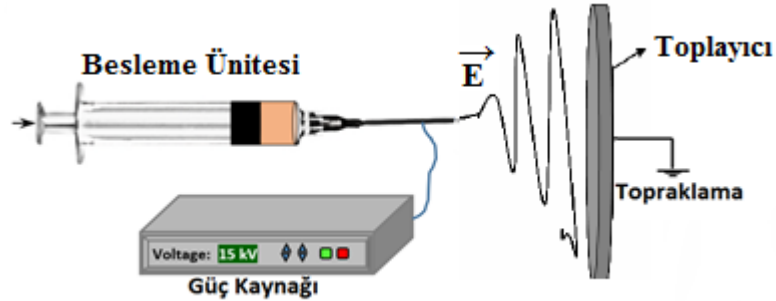
Elektro çekim yöntemi, polimer kaynaklı nanoliflerin eldesinde tercih edilen en aktif metotlardandır. Bu metotta, nanolifler polimer çözeltisinden elde edilecek ise uygun bir çözücüde çözülür ya da eriyikten elde edilecek ise ısı yardımı ile eritilir (Demir ve Oruç 2004), daha sonra küçük bir deliği olan cam bir pipetin veya şırınganın içerisine yerleştirilir (Kozanoğlu 2006).

Hazırlanan polimer çözeltileri ya da eriyikleri bir şırınga ile toplayıcı plaka yüzeyine püskürtülür. Bu işlem esnasında şırıngadan çıkan liflerin toplayıcı plaka yüzeyinde birikimini sağlamak için bu yüzeyde yüksek gerilim (50 kV) oluşturmak gereklidir (Hagewood 2004). Hazırlanan polimer çözeltisi ya da eriyiği ile şırınganın uç kısmının karşısında olan bir toplama plakası arasına 50 kV'a kadar gerilim uygulanabilir. Kritik bir voltaj değerine kadar besleme ünitesindeki şırınganın ucunda yer alan polimer damlası küresel bir şekilde bulunur. Sebebi ise yüzey geriliminin uyguladığı

kuvvetlerdir, ancak uygulanan potansiyel fark başlangıç noktası düzeyinde bir değere eriştiği sırada, elektrostatik kuvvetler yüzey gerilimi kuvvetlerine denkleştir (Kozanoğlu 2006). Bu esnada ise şırınganın ucunda küresel biçimde duran polimer damlasının yüzeyi elektriksel olarak yüklenir ve voltaj arttığında koni biçimine dönüşür. Bu koniye ‘Taylor konisi’ denir (Yarin ve ark. 2001).

Güç kaynağından uygulanan voltaj kritik bir değere erişip polimer damlasındaki yüklerin itme kuvvetleri, yüzey gerilimi kuvvetlerini geçtiğinde Taylor konisinin ucunda ince bir jet meydana gelir (Doshi ve Reneker 1995, Yarin ve ark. 2001). Bu polimer jeti, ilk olarak kararlı sonrasında ise kararsız (spiral) bir yol takip ederek şırınganın karışındaki topraklanmış toplayıcı plakaya doğru uzanır. Bu sırada, polimerin içindeki çözücü buharlaşıp nano ölçekte çaplara sahip polimerik lifler bırakır. Püskürtülen bu nanolifler, toplayıcı levha üzerinde random şekilde toplanır ve bir dokusuz yüzey elde edilmiş olur (Doshi ve Reneker 1995).

Elektro çekim yönteminin deney düzeneği (Şekil 2.4.) üç temel kısımdan meydana gelmektedir. Bu üç kısım şunlardır:



Şekil 2.4. Elektro çekim prosesinin şematik gösterimi

- 1- Yüksek voltaj güç kaynağı,
- 2- Besleme ünitesi (metal iğne, şırınga gibi),
- 3- Toplayıcı (iletken plaka, döner silindir gibi).

Elektro çekim prosesi sırasında polimer çözeltisi ya da polimer eriyiğinin akış miktarını kontrol altına alabilmek için besleme ünitesinin (şırınga, metal iğne vb.) arka kısmına

yerleştirilen otomatik bir pompa sayesinde besleme ünitesi içerisinde bulunan polimer çözeltisi veya polimer eriyiğinin istenildiği gibi herhangi hızda ve miktarda toplayıcı plakaya püskürtülmesi sağlanır. Şekil 2.5.'te otomatik şırınga pompanın görünümü verilmiştir.



Şekil 2.5. Otomatik şırınga pompanın gösterimi

Elektro çekim tekniği ile polimer, seramik ve metal gibi farklı malzemelerden nanolif elde edilebilmektedir (Wu ve ark. 2010). Bu teknikle nanolif üretimi üzerine yapılan çalışmaların çoğu kısmını, birçok polimerin çeşitli uygulamalara yönelik elektro çekim çalışmaları oluşturur. Bu çalışmalar, polivinilalkol (Kenawy ve ark. 2007), naylon 6 (Li ve ark. 2006), selüloz (Kim ve ark. 2006), poliakrilonitril (Aykut ve ark. 2013), poliüretan (Demir ve ark. 2002), polyester (Ma ve ark. 2005), titanium dioksit (Aykut ve ark. 2012) gibi diğer nanolif üretim yöntemlerinde kullanılabilen bazı polimer ve seramik gibi malzemelerin elektro çekim metodu için de uygun olduğu tespit edilmiştir. Yüzey alanı/hacim oranının yüksek olması özelliği, nanoliflerin cihazların performansını arttırmak amacıyla tercih edilen malzemeler olmasını sağlar. Literatürde bununla ilgili çalışmalar mevcuttur. Örneğin, fruktoz bazlı biyosensör olarak altın nanolif elektrotun yüksek yüzey alanı elektrospun poliakrilonitril - kloroaurik asit tetrahidrat üzerine altın nanoparçacıkların elektrolitik olarak biriktirilmesiyle hazırlanmıştır (Marx ve ark. 2011). Elektrospun polivinilalkol / glukoz oksidaz kompozit nanolif membranlar, Ren ve arkadaşları tarafından biyosensörler için enzimatik elektrotlar olarak üretildi (Ren ve ark. 2006). Titanyum dioksit ve çinko magnezyum oksit seramik nanolifler, sol-jel elektro çekim yöntemi ile geliştirilmiş optik özelliklerle hazırlanmıştır (Aykut ve ark. 2012, Aykut ve ark. 2013). Yapılan literatür araştırmasında, özellikle biyomedikal alanda (Helenius ve ark. 2006) kullanım

avantajları bilinen biyo-uyumlu ve çevre dostu (Credou ve Berthelot 2014) olan selülozun elektro çekimi ile ilgili çalışmaları mevcuttur. Nafyon nanoliflerin ise, diğer polimerlerle harmanlanarak elektro çekim ile imal edilmiş çalışmaları vardır. Bu çalışmalar ileriki bölümlerde açıklanacaktır.

2.3.2. Elektro Çekimde Nanolif Oluşumunda Etkili Olan Parametreler

Elektro çekim işlemine etki eden unsurlar amaca göre ayarlanarak farklı yapılarda lifler üretmek mümkündür. İstenilen özelliklerde nanolif üretmek için nanoliflerin başta morfolojik özellikleri olmak üzere mekanik ve fiziksel özellikleri gibi birçok özelliğini etkileyen bu parametrelerin kontrol edilebilmesi gerekmektedir. Bu parametreler genel olarak üç başlık altında toplanabilir:

Çözeltiye / Eriyiğe Ait Parametreler

Polimer çözeltisinin veya eriyiğin özellikleri elektro çekim işleminde ve lif özelliklerinde önemli belirleyici parametrelerdendir. Çözeltinin / eriyiğin:

- Viskozite ve konsantrasyon,
- Moleküler ağırlık,
- Yüzey gerilimi,
- İletkenlik,
- pH,
- Çözücünün dielektrik sabiti,

parametrelerinin nanoliflerin morfolojisine, mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde etki ettiği belirtilmiştir.

- **Viskozite ve Konsantrasyon**

Çözeltiye ait parametrelerde en önemlilerinden biri viskozitedir. Polimerin konsantrasyonunda oluşan herhangi bir değişim çözeltinin viskozitesini de değiştirir.

Çözelti viskozitesi liflerin çapını doğrudan etkilemektedir. Eğer çözelti viskozitesi yüksek olursa besleme ünitesinden polimerin akışı zorlaştığı için lif oluşumu gerçekleşemez (Chun 2005). Viskozitenin çok yüksek olması durumunda, elektrostatik kuvvetler, yüzey gerilimini yenemez. Bu yüzden polimer sıvısından bir jet oluşmaz veya nano boyutu aşarak çap genişliği mikron boyutlara ulaşan lifler oluşur (Gümüş 2009). Sebebi ise viskozitenin artışı ile jetin alacağı yol azaldığından dolayı çözelti daha az uzar ve oluşan liflerin çapları artar (Ramakrishna ve ark. 2006). Viskozitenin düşük olması durumunda ise gerekli yüzey gerilimi sağlanamaz, bu nedenle liflerin yüzeyinde boncuklaşma (toplayıcı üzerine çözelti sıçraması) gözlenir (Chun 2005). Polimer konsantrasyonu arttığında moleküler içi etkileşimler baskınlaşmaya başlar. Polimer konsantrasyonunda oluşan artış viskozitesinin artışına sebep olmaktadır. Viskozitenin artışı ile lif çapı da artar (Deitzel ve ark. 2001).

➤ **Moleküler Ağırlık**

Moleküler ağırlık, polimer çözeltisinin viskozitesini doğrudan etkilemektedir. Polimerin molekül ağırlığı polimer zincir uzunluğunu gösterir (Ramakrishna ve ark. 2006). Düşük moleküler ağırlıktaki polimer çözeltileri, boncuklaşmaya daha eğilimlidirler, yüksek moleküler ağırlığa sahip polimer çözeltileri ise çapları daha geniş liflerin oluşumuna neden olmaktadır (Özkoç 2010).

➤ **Yüzey Gerilimi**

Nanolif üretimi esnasında elektriksel alana karşı gelen ilk kuvvet polimer çözeltisinin içeriğinde yer alan yüzey gerilimidir (Reneker ve ark. 2000). Yüzey geriliminin, bir sıvının birim kütledeki yüzey alanını azaltmaya yönelik bir etkisi vardır. Yüzey gerilimine bağlı olarak eğer serbest çözücü molekülleri yüksek olursa çözücü moleküllerinin bir araya gelme ve küresel bir şekle dönüşme meyili artacaktır ve böyle bir olayda polimer jeti toplama levhasına giderken jet süresince yüzey gerilimi boncuklu yapı oluşumuna sebep olabilir (Ramakrishna ve ark. 2006).

➤ İletkenlik

Çözeltinin elektrik iletkenliğinin artması durumunda daha çok yüklenen jetin gerilimi de artar. Böylece liflerin çapı azalır ve boncuksuz bir yapı elde edilebilir (Coşkun Üstündağ ve Karaca 2009).

İletkenlik, belli bir artıştan sonra elektro çekim işlemini zorlaştırır. Elektro çekim işleminde, çözelti çok yüksek iletkenlik değerlerine sahip olursa besleme ünitesindeki şırınganın ucunda yer alan damlacık yüzeyindeki yükleri korumak zorlaşır ve bu olay karakteristik koni meydana gelmesini de etkiler. Çözeltideki iletkenlik arttıkça klasik koni-jet modeli değişir ve multijet meydana gelebilir (Ramakrishna ve ark. 2005). Sonuç aynı anda oluşan lif sayısı artmak suretiyle daha ince nanolifler oluşabilecektir.

Proses Parametreleri

- Uygulanan voltaj,
- İğne ucu ve toplayıcı plaka arası mesafe,
- Besleme hızı,
- İğne/pipet çapı,
- Toplayıcı cinsi,

parametrelerinin nanolif yapısı ve morfolojisi üzerine etki ettiği belirtilmiştir.

➤ Uygulanan Voltaj

Elektro çekim yönteminde lif eldesini sağlayan faktör elektromanyetik kuvvetlerdir ve oluşacak elektromanyetik kuvvetin şiddetini belirleyen ise işlem esnasında uygulanan voltajdır. Uygulanan voltajın artışı ile nanolif çapı azalır. Aynı zamanda voltajın artışı, nanoliflerin üzerinde boncuk oluşumuna sebep olmaktadır (Deitzel ve ark. 2001).

➤ **İğne ucu ve Toplayıcı Plaka Arası Mesafe**

Besleme ünitesindeki iğne ucu ile toplayıcı plaka arasındaki mesafe, jetin oluşacağı mesafeyi belirlemektedir. Bu mesafe arasında nanolif üretimi gerçekleşir; çözücü uzaklaşarak lif katılır. Toplayıcı levha yüzeyine lifin toplanması bu arada meydana gelir (Üstün 2011). Bundan dolayı eğer aradaki bu mesafe azaltılırsa, nanolifler toplayıcı levha yüzeyinde toplanırken çözeltilinin uçması için gerekli süre geçmemiş olup lifler kuruyamadan ıslak bir şekilde yüzeyde toplanır. Eğer bu mesafe azaltılırsa, toplayıcı levha yüzeyinde toplanan nanoliflerin çapında da artış gözlemlenir (Hekmati ve ark. 2013).

➤ **Besleme Hızı**

Polimer çözeltilisinin, besleme ünitesinden toplama plakasına doğru akması boyunca çözücünün buharlaşması için gerekli süreyi sağlamak amacıyla çözeltilinin besleme hızı belirli bir düzeyde olmalıdır. Besleme hızının artışı durumunda lifler toplama plakasının yüzeyine gelene kadar kuruyamaz. Bu yüzden liflerin birbirleri ile bağlantı kurdukları noktalarda yapışmalar oluşur (Üstün 2011). Aynı zamanda besleme hızı artışında lif çapında da artış olur ve beraberinde boncuklanma sorunu görülebilir (Zong ve ark. 2002).

➤ **İğne / Pipet İç Çapı**

İç çapın küçük olmasıyla plaka yüzeyinde toplanan lif çapları da daha ince oluşur. Fakat iğne/pipet çapı çok küçük olması durumunda polimer damlacığının iğne/pipet ucundan püskürtülmesi sorunuyla karşılaşılabilir (Üstün 2011).

➤ **Toplayıcı Cinsi**

Elektro çekim işleminde elektrik alanın oluşmasını sağlamak için toplayıcı cinsi önemli bir yere sahiptir. Elektrik alanın oluşumunu sağlamak amacıyla genelde metal, alüminyum gibi iletken plakaların kullanımı tercih edilir ve bu plaka elektriksel olarak

topraklanır. Bu sayede besleme ünitesi ile toplayıcı plaka arasında kararlı bir potansiyel fark meydana gelmiş olur (Andrady 2008).

Nanolifler toplayıcı plaka yüzeyine birikirken toplayıcının şeklini alır. Farklı toplayıcı cinsleri kullanılarak üretilen nanoliflerin özelliklerinde de farklılıklar vardır. Elektro çekim toplayıcı plakaları çok farklı biçimlerde modifiye edilmişlerdir. Toplayıcı plaka çeşitlerine örnek olarak, dönen tambur, dönen disk, metal ızgaralar, taşıyıcı bant, üçgen çerçeve, paralel bilezik ve sıvı banyosu verilebilir (Üstün 2011).

Çevresel Parametreler

- Sıcaklık,
- Bağıl nem,
- Basınç,
- Atmosfer tipi,

parametrelerinin nanolif yapısı ve morfolojisi üzerine etki ettiği belirtilmiştir.

➤ Sıcaklık

Ortam sıcaklığı, çözücünün buharlaşma hızını ve çözelti viskozitesini etkilemektedir. Çözücünün buharlaşma hızı, ortam sıcaklığının artışı ile artmaktadır (Bhardwaj ve Kundu 2010). Çözelti viskozitesi ise ortam sıcaklığının artışı ile düşmektedir. Viskozitenin düşüşü ile daha düzgün ve ince nanoliflerin elde edilmesi sağlanır (Ramakrishna ve ark. 2005).

➤ Bağıl Nem

Elektro çekim tekniğinde, bağıl nemin nanolif çapı üzerindeki etkisi araştırılmış ve bağıl nem artışıyla birlikte lif çapında da artış olduğu gözlemlenmiştir (Kozanoğlu 2006). Sebebi ise, bağıl nem yüzünden lifin incelmelerini destekleyen elektrik alan gücünün azalması ya da yüzeye etkide bulunamamasıdır (Tan ve Lim 2006).

➤ Basınç

Elektro çekim prosesi, atmosfer basıncından daha düşük bir basınç ortamında meydana gelirse besleme ünitesindeki çözeltinin dışarıya akma eğilimi de o oranda fazla olabilmektedir ve bu durum kararlı olmayan bir jet başlangıcına da neden olmaktadır (Ramakrishna ve ark. 2005).

2.4. Biyosensörler

Sensör, fiziksel bir büyüklüğü elektriksel bir bilgiye dönüştüren sistemdir. Sensörlerin tanıma kısmını (reseptör) biyolojik maddeler oluşturduğunda bu sensörler biyosensör olarak adlandırılır (Polat 2017). Daha geniş bir tanımla, biyosensörler, analiz edilecek madde (analit) ile biyoaktif bir bileşen (biyoreseptör) arasındaki etkileşimi sinyal dönüştürücüler (transduser) yardımı ile elektriksel sinyallere çeviren analitik cihazlardır (Turner 1994).

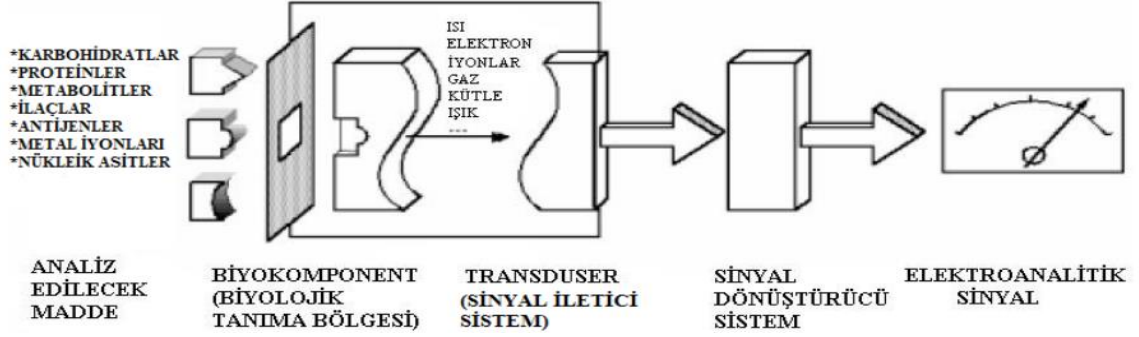
Biyosensörler uzun yıllar araştırma konusu olmuştur. Cincinnati Hastanesi'nde (Ohio, ABD) L.C. Clark gerçekleştirdiği bir ameliyat esnasında kandaki O₂ miktarını bir elektrot ile izlemiştir. Clark ve Lyons tarafından 1962 yılında yayınlanan makalede 'biyoelektrot, enzim elektrotu ya da biyokatalitik membran elektrotu' gibi isimlerle biyosensörden bahsedilmiştir (Clark ve Lyons 1962).

Bir biyosensör üç temel bileşenden oluşmaktadır (Newman ve ark. 2001):

1. Biyobileşen (biyoreseptör); görevi spesifik olarak analiti tanımadır,
2. Çevirici (tranduser) kısım; görevi biyobileşenin analiti tanınması ile meydana gelen sinyali elektrik sinyaline dönüştürmektir,
3. Elektronik kısım.

Biyolojik madde (bitki ve hayvan gibi canlıların dokuları, karbonhidratlar, proteinler, enzimler, hücreler, organeller, nöron reseptörler, antikolar, nükleik asitler) analiz edilecek madde (analit) ile etkilime geçer ve analiti tanır. Daha sonra çevirici sistem bu

gerçekleşen tanıma işlemini ölçülebilir bir elektrik sinyal olarak dönüştürür (Newman ve ark. 2001).



Şekil 2.6. Biyosensör bileşenlerinin şematik gösterimi (Newman ve ark. 2001).

Şekil 2.6.'da genel olarak bir biyosensör bileşenlerinin şematik gösterimi verilmiştir. Biyosensörlerde biyoreseptör ve çevirici kısım doğrudan bağlantılıdır. Biyosensörler biyolojik ve biyolojik olmayan ortamların kontrol edilmesinde ve takibinde kullanılabilirler. Biyosensörlerin amacı analit içinde bulunan bir kimyasalın derişimi ile aynı orantıda olacak şekilde bir elektronik sinyaline ulaşmaktır (Cammann ve ark. 1991).

Bir biyosensör sinyal çeviricinin türüne göre genellikle 4 farklı grupta incelenir (Monoşik ve ark. 2012):

- Optik Biyosensörler
- Piezoelektrik Biyosensörler
- Kalorimetrik Biyosensörler
- Elektrokimyasal Biyosensörler

Biyosensörlerin bir diğer sınıflandırma şekli ise biyobileşenin (biyolojik tanıma bölgesi) türüne göredir. Bu sınıflandırma ise şu şekilde yapılabilir (Monoşik ve ark. 2012):

- Enzim Sensörleri
- İmmuno Sensörler
- Nükleik Asit Sensörler
- Hücre Esaslı Sensörler

- Doku Esaslı ve Organel Esaslı Sensörler
- Biyomimetrik Sensörler

Örneğin, biyobileşen olarak enzim kullanılırsa enzim biyosensörü, DNA kullanılırsa DNA biyosensörü gibi isimler alabilir (Wang 2001).

Birbirinden farklı bu iki sınıflandırmayı bir arada değerlendirdiğimizde biyosensörler; biyokomponent (biyolojik tanıma bölgesi) ve transduser (sinyal iletici sistem) olarak birçok farklı maddeyi ve sistemi içermektedir. Bunların en önemli olanları Çizelge 2.1.'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Biyosensör bileşenlerinin içeriği (Asav 2014)

Analiz Edilecek Madde Türü	Biyolojik Tanıma Bölgesi	Sinyal İletici Sistem (Transduser)
Metabolitler	Enzimler	<u>Elektrokimyasal Esaslı</u>
Kanser biyobelirteçleri	Antikorlar	○ Amperometri
Metaller	Hücre-doku kesitleri	○ Potansiyometri
Hormonlar	Mikroorganizmalar	○ Yarı iletken esaslı
Koenzimler	Nükleik asitler	<u>Optik esaslı</u>
Aktivatör-İnhibitör	Aptamerler	○ Fotometri esaslı
Allerjenler	Lipidler	○ Fluorometri esaslı
Antijen	Hücre organelleri	○ Biyoluminesans
Nükleik asit	Reseptörler	<u>Piezoelektrik</u>
Mikroorganizmalar		○ Mikrokantileverlar
Virüsler		○ Kuartz kristal mikrobalsans

Biyosensör teknolojileri üzerine son yıllarda hızlı bir gelişim gözlenmektedir. Bu gelişim uygulama alanlarını da genişletmiştir. Biyosensörlerin uygulama alanları aşağıda listelendiği gibi olabilmektedir;

- Tıp alanında bazı testleri belirlemede ve bazı teşhis tekniklerinde (Rivet ve ark. 2011),
- Biyomoleküllerin ve etkileşimlerinin incelenmesinde (Hasan ve ark. 2014),
- Farmasötik ürünlerin üretiminde (Wang ve ark. 1993),
- Gıda üretim ve analizinde (Monoşık ve ark. 2012),
- Endüstriyel atık su kontrollerinde (Rozzi ve ark. 1999),

- Veterinerlik alanında ve tarla tarımında (Rechnitz 1987),
- Askeri uygulamalara ait patlayıcı, uyuşturucu gibi durumların tespit edilmesinde (Frederickx ve ark. 2011) yardımcı olur.

2.5. Nükleik Asit Biyosensörler

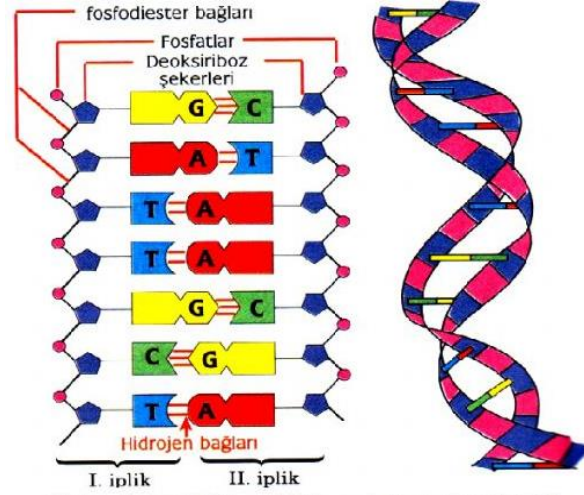
Nükleik asitler, doğadaki tüm canlıların yaşamsal olaylarında rol alan ve bu olayların başlangıcından sonlanmasına kadar ki tüm bilgileri kendi yapısı içerisinde taşıyan özel yapılmoleküllerdir. İsviçreli bir bilim adamı olan Friedrich Miescher tarafından 1868 yılında bulunmuştur (Dahm 2008). Yani nükleik asitler, canlı organizmaların tüm genetik bilgisinin üzerinde depolandığı yerdir. Nükleik asitler nükleotitlerden oluşan uzun zincirli polimerlerdir (Khedkar ve ark. 2015). Canlılarda iki çeşit nükleik asit bulunmaktadır. Bunlar; DNA (Deoksiribonükleik asit) ve RNA (Ribonükleik asit)'dir.

Nükleik asit biyosensörlerin esası, hibridizasyona dayanır. DNA esaslı biyosensörler, biyobileşen (biyoreseptör) olarak tek zincirli DNA oligomerlerinin kullanılmasına dayanmaktadır (Dinçkaya 1999). DNA biyosensörlerinde, DNA'nın yapısında ortaya çıkan herhangi sorunlar kimyasal olarak tespit edilebilir. DNA esaslı biyosensörler, sinyal iletilici sisteme sabit haldeki tek zincirli DNA oligomeri ile bir virüsün veya bakterinin patojenitesini ya da herhangi bir hastalığı ve kalıtsal bir durumu temsil eden tek zincirli olan DNA parçasının hibridizasyonu ilkesine dayanır (Dinçkaya 1999), (Kökbaş ve ark. 2013). Gerçekleşen bu hibridizasyon olayı ile meydana gelen çift sarmal DNA sayesinde bir elektrokimyasal ya da optik sinyal belirir. Bu oluşan sinyal, optik, piezoelektrik, elektrokimyasal bir transduser (sinyal çevirici kısım) yardımıyla okunabilir. Hibridizasyon olayında DNA problemleri için genelde 20-30 bazlık tek zincirli DNA'lar kullanılmaktadır (Campàs ve Katakis 2004). DNA etkileşimlerinin doğrudan elektriksel olarak okunması basit ve hızlı DNA algılama cihazlarının gelişiminde umut olmaktadır.

2.5.1. DNA'nın Moleküler Yapısı ve Hibridizasyonu

DNA (Deoksiribonükleik asit), tüm canlılarda ve virüslerde canlılık fonksiyonları ve biyolojik gelişmeleri için gerekli olan genetik bilgiyi taşır. DNA kısacası, tüm canlı organizmalarda genetik bilginin korunması ve diğer nesillere aktarılmasını sağlayan genetik materyaldir (Paleček 2002).

Chargaff ve arkadaşları, DNA molekülünde yer alan adenin (A) ile timin (T) miktarlarının eşit olduğunu, aynı şekilde guanin (G) ile sitozin (C) miktarlarının da eşit olduğu keşfetmiştir (Chargaff ve ark. 1952). Bu veriye dayanarak J.D. Watson ve F.H.C. Crick tarafından 1953 yılında DNA yapısı için çift zincirli heliks formundaki yapı modeli öngörülmüştür. Çift sarmal DNA molekülünün iki zinciri, bazlar arasında bulunan hidrojen bağları tarafından bir arada tutulmaktadır (Watson ve Crick 1953). Adenin ile timin arasında 2, guanin ve sitozin arasında 3 adet zayıf hidrojen bağları bulunur, enarlarda ise deoksiriboz şekerleri ve fosfat molekülleri vardır, ayrıca fosfat molekülleri kovalent bağlarla birbirlerine kuvvetlice bağlıdır (Aladağ 2016).



Şekil 2.7. Watson ve Crick DNA molekül modeli ve sarmal şekli (Watson ve Crick 1953).

DNA'da bulunan iki adet tek sarmal nükleik asit dizisinin çift sarmal bir yapı haline gelerek eşleşmesine 'DNA hibridizasyonu' denir (Bej 1996). Hibridizasyon ile DNA'nın heliksel sarmal yapısı meydana gelir. DNA zincirindeki bu eşleşme de nükleotitlerin

özel bir diziliş i vardır. DNA yapısında bulunan nükleotitlerden, guanin ile sitozin ve adenin ile timin birbirine komplementerdir ve birbirinin tam karş ılığ ı olan iki adet tek sarmal nükleik asit dizisi birbirleriyle eşleşir (Aladağ 2016).

2.5.2. Elektrokimyasal DNA Biyosensörler

Elektrokimyasal DNA Biyosensörler, nükleik asitlerde ortaya çıkan biyolojik reaksiyonları elektriksel sinyallere dönüştürüp görüntülenmesini sağlayan cihazlardır (Labuda ve ark. 2010). DNA'daki hibridizasyonu tayin etmek amacıyla elektrokimyasal DNA biyosensörü tasarlanır (Dinçkaya 1999). Aynı zamanda DNA'da oluşan hasarların kimyasal olarak tespit edilmesinde de rol alır (Ehrvar ve ark 2000). DNA biyosensörlerinin temeli DNA hibridizasyonuna dayanmaktadır. Öncelikle saptanacak olan hedef diziye karş ılık gelen kısa bir baz dizilimli sentetik oligomerin (tek sarmal DNA, prob) elektrot yüzeyine bağlanır ve bu yüzey üzerinde hibridizasyonu gerçekleştirmek amacıyla biyosensör, hedefi içeren bir örnek çözeltilisine daldırılır. Hibridizasyon, elektrokimyasal sinyal ile gözlemlenir (Dinçkaya 1999, Özsöz 2005).

Elektrokimyasal ölçüm sistemleri, küçük boyutlarda, taşınabilir ve ekonomik olup bulanık ortamlarda bile çalışılabilme avantajına sahiptir (Thévenot ve ark. 2001). Biyosensörleri hazırlama aşamasında nano materyallerin kullanımı uygulama alanlarını artmıştır. Uygulama alanlarına örnek olarak klinik, teşhis, tıbbi ve biyomedikal uygulamalar (McNamara ve Tofail 2017), gıda uygulamaları (Senecal ve ark. 2006), tarım uygulamaları (Mercante ve ark. 2017) verilebilir.

DNA'da bulunan bazlar oksitlenerek bazı hasarlara yol açmaktadır (Kanvah ve ark. 2010). Bu hasarlara örnek olarak DNA sarmalın açılması, mutasyon ve kanseri tetikleme verilebilir. Guanin bazını diğer bazlarla karşılaştırdığımızda, guanin bazı daha fazla oksitlenme eğilimindedir (Halliwel 2000, Kanvah ve ark. 2010). Literatüre bakıldığında, mikro veya nano ölçekli malzemeler kullanılarak guanin oksidasyonu elektrokimyasal ölçümü üzerine yapılmış pek çok çalışma vardır. Poliakrilonitril nanolif kaplı kalem grafit biyosensör kullanarak DNA'da guanin oksidasyon sinyali geliştirilmiştir. Nanolif kaplama sayesinde guanin oksidasyon sinyalleri dört kat

artmıştır (Aladağ ve ark. 2018). Başka bir çalışmada ise poliakrilonitril / polianilin (PAN / PAni) hibrit nanolifler kullanarak tek iplikli DNA'da guanin oksidasyon sinyalinin geliştirilmiştir. Poliakrilonitril nanolif kullanımı ve polianilinin poliakrilonitrile ilavesiyle sinyal yoğunluğun artmış olduğu gözlenmiştir (Cam ve ark. 2018).

2.5.3. Elektrokimyasal DNA Biyosensörlerde Nanoliflerin Kullanımı

Nanoliflerin DNA biyosensörlerde kullanımı üzerine literatürde birçok çalışma mevcuttur. Yarı iletken Poliüretan/poli (m-antranilik asit) nanolifler kullanılarak impedimetrik DNA biyosensörü üretilmiştir. Üretilen bu biyosensör bir aya kadar stabilite göstermiştir (Güler ve ark. 2018). Başka bir çalışmada DNA hibridizasyon tespiti için jenerik, sağlam, elektrospun nanolif esaslı, birbirine bağlı, kimyasallaştırılmış bir platform geliştirilmiştir (Tripathy ve ark. 2019). Diğer başka bir çalışmada ise elektrospin kaplı şerit nanolifler kullanılarak BRCA1 gen sekansının etiketsiz, hassas ve seçici tespiti için yeni bir elektrokimyasal genosensör geliştirilmiştir. Bu geliştirilen biyosensör yüksek seçicilik, stabilite ve tekrar üretilebilirlik sergilemesiyle birlikte gerçek biyolojik numunelerde BRCA1 gen sekans tespiti için potansiyel bir alternatif araç olacağını göstermektedir (Ehzari ve ark. 2018).

2.6. Elektrokimya

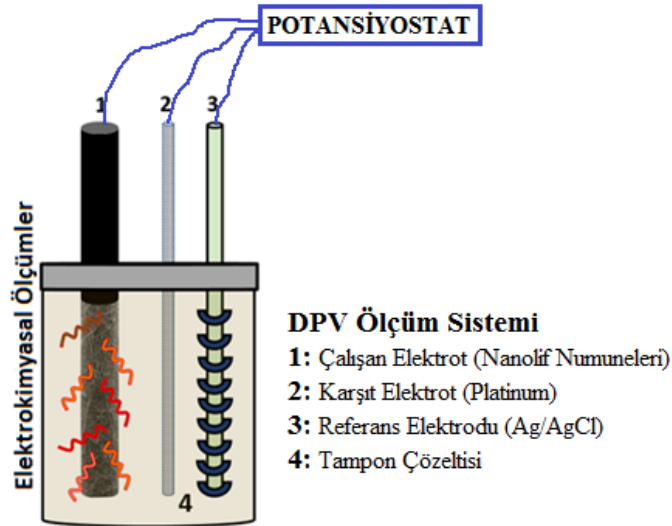
Elektrokimya, hem maddenin elektrik enerjisi ile etkileşimi sonrasında oluşan kimyasal dönüşümler ile fiziksel değişiklikleri hem de kimyasal enerjinin elektrik enerjisine dönüştürülmesini inceler. Bir başka deyişle elektrokimya, kimyasal tepkimeleri kullanarak elektrik enerjisi üretme, elektrik enerjisini kullanarak kimyasal değişimler gerçekleştirme gibi konularla ilgilenen kimyanın bir dalıdır (Whitney 1905). Oluşan elektrokimyasal olayları çözümlenmede kullanılan metotlar ise elektroanalitik yöntemlerdir (Hauser 1998).

Elektrokimyasal reaksiyonlar, yükseltgenme-indirgenme türü reaksiyonlardır; elektron transferi ya da geçişi vardır. Bu reaksiyon elektrokimyasal hücrede gerçekleştirilir. Bir

elektrokimyasal reaksiyonun meydana gelebilmesi için, incelenecek numuneyi içeren ve elektriksel iletkenliği sağlayan bir çözelti (tampon çözelti), numunenin kimyasal dönüşüm geçirdiği elektrot sistemi (genelde üçlü elektrot sistemi) ve bu elektrotları birbirine bağlanmasını sağlayan bir dönüştürme sistemi (transducer) gereklidir (Aladağ 2016).

2.6.1. Voltametri ve Voltametrik Cihazlar

Voltametri, çalışma elektrotuna ve karşıt elektrotta uygulanan ve sürekli değiştirilen gerilime ait bir fonksiyon olan akımın ölçülmesine dayanan elektrokimyasal tekniktir. Elektroda uygulanan bu gerilime ait ölçülen akım değerlerine karşı çizilen grafiğine ise voltamogram denir (Harvey 1959). Voltametride, malzemelerin elektrokimyasal davranışını incelemek amacıyla elektroda uygulanacak gerilim aralığının sınırlarını belirlemede, kullanılacak çalışma elektrotu, çözücü ve elektrolit türleri rol oynar (Karadeniz 2004). Bu analizdeki cihazlar, bir çözeltiye daldırılmış şekilde üç elektrottan oluşmaktadır: elektrokimyasal hücre, analit ve destek elektrolit (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Üçlü elektrot sistemi (Aladağ 2008)

1. Çalışma elektrodu: Bu elektrodun yüzeyinde analit yükseltgenir ya da indirgenir. Aynı zamanda elektrodun potansiyeli, analit konsantrasyonundaki değişimle birlikte

beklenildiği gibi değişir (Aladağ 2016). Çalışma elektrodunun yapımında civa, altın, platin, bizmut, grafit, camımsı karbon, pirolitik karbon ve lif karbon kullanılabilir (Şiranlı 2016). Çalışma elektrotları, çeşitli şekil ve büyüklüklere sahip olabilmektedirler. Biyosensör tasarımı için en uygun şekil ve büyüklükte geliştirilmektedirler (Karadeniz 2004). Genellikle, polarizasyonu arttırmak amacıyla çalışma elektrotların yüzey alanları küçük tutulur (Aladağ 2016). Çalışma elektrotları aşağıdaki gibi sınıflandırılır (Kounaves 2015):

1. Civa Elektrotlar
2. Katı Elektrotlar
 - 1.Metal Elektrotlar
 - 2.Karbon Elektrotlar

Karbon Elektrotlar: Karbon esaslı katı elektrotlar, elektrokimyasal analizlerde sık olarak kullanılır. Bu elektrotlar yüksek duyarlılık göstermesi ve ucuz olmasının yanında zengin yüzey kimyasına sahip olması, kimyasal inertlik özelliği ve yüksek akım vermemesi avantajları nedeniyle elektrokimyasal analizlerde sık olarak kullanılmaktadır. Aynı zamanda geniş bir gerilim aralığında çalışma imkanı da sağlamaktadır (Wang 2000, Erdem 2012). Fakat karbon yüksek bir yüzey aktivitesine sahip olduğu için organik bileşikler tarafından kolay bir şekilde kirletilebilir. Karbon yüzeyinde hidrojen, hidroksil, karboksil gruplarıyla ve kinonlarla bile bağlar meydana gelebilmektedir ve bu fonksiyonel gruplar sayesinde karbon yüzeyine pek çok farklı madde tutturulabilir (Wang 2000). Karbon elektrotlar (Karadeniz 2004);

1. Camımsı karbon,
2. Karbon pasta,
3. Perde baskılı karbon,
4. Karbon-fiber ve
5. Kalem grafit olmak üzere beş başlık altında incelenebilir.

Kalem grafit elektrot (pencil graphite electrode, PGE):

El yapımı kalem grafit (kalem ucu) elektrotlar (PGE), tek kullanımlık ve düşük maliyette olma avantajları sayesinde 1990'lı yılların sonlarında camımsı karbon ve karbon pasta elektrotlara

alternatif bir seçenek olmuşlardır (Wang 2000). Tek kullanımlık özelliği sayesinde herhangi bir elektrot temizleme işlemleri yoktur. Bu avantaj, yeni bir elektrot yüzeyi oluşturmayı basit ve hızlı hale getirir. Aynı zamanda tekrar edilebilirlikte yüksektir (Kadayıfçılar 2003).



Şekil 2.9. Kalem grafit elektrot (Erdem ve ark. 2005).

2. Referans Elektrot: Referans elektrotun potansiyeli, elektrokimyasal analizler esnasında dış ortamdan etkilenmez ve bu nedenle potansiyel, analiz boyunca sabit kalır (Aladağ 2016). Referans elektrotun elektrik direnci çok büyüktür, bundan dolayı hemen hemen hiç akım geçmez. Genelde Ag/AgCl veya doygun kalomel elektrot (DKE) referans elektrot olarak kullanılabilir (Karadeniz 2004).

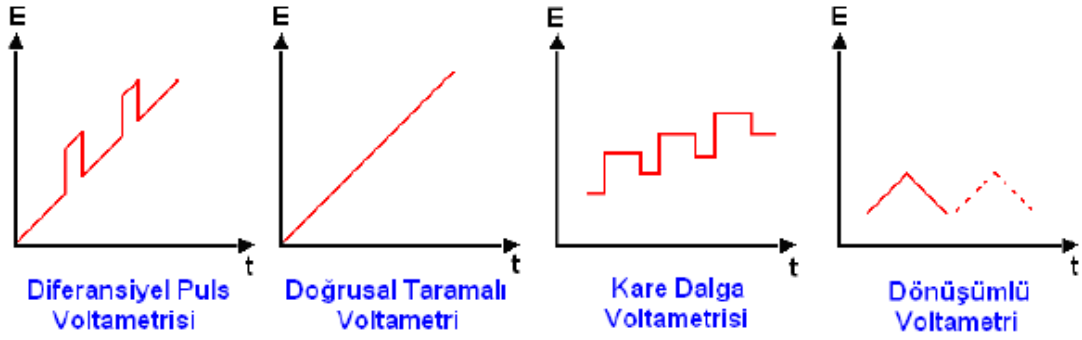
3. Karşıt Elektrot: Karşıt elektrot, platin bir tel veya bir civa havuzu şeklindedir. Görevi; elektriğin çözelti içerisinde çalışma elektrotuna aktarımını sağlamaktır. Aynı zamanda ortamda ortaya çıkabilecek istenmeyen akımların üzerinden geçmesine olanak tanır (Karadeniz 2004).

4. Tampon çözelti: Elektriksel iletkenliğin sağlanmasında rol alır (Aladağ 2016).

Potansiyostat: Çalışma elektrodunun potansiyelini değiştirmeden sabit bir şekilde tutmaktadır (Aladağ 2016).

2.6.2. Voltametrik Yöntemler

Voltametri yönteminde, bir mikroelektrot içeren elektrokimyasal hücreye değiştirilebilir bir potansiyel uyarma sinyali gönderilir ve bu sinyal, yonteme bağlı olan karakteristik bir akım meydana getirir (Göver 2011). Yani voltametri, uygulanan potansiyele karşı akımın ölçülmesine bağlı olan elektroanalitik bir yöntemdir. Voltametricide en çok kullanılan dört uyarma sinyali Şekil 2.10.'da verildiği gibi doğrusal taramalı, diferansiyel darbe, kare dalga ve üçgen dalgadır. Yöntemlerin isimleri uyarma sinyallerine göre değişir (Skoog ve ark. 1998).



Şekil 2.10. Voltametricide kullanılan potansiyel uyarma sinyalleri (Wang 2000, Aladağ 2016).

a) Dönüşümlü Voltametrici (CV)

Elektrokimyasal yöntemlerde en çok tercih edilen tekniklerdendir. Devamlı değişen potansiyel değerlerine karşı belirli bir aralıktaki ve karıştırılmayan ortamda çalışma elektrodunun vermiş olduğu akım cevabıdır (Aladağ 2016). Bu yöntemde potansiyel zamanla doğrusal bir şekilde değiştirilir ve potansiyelin zaman ile değişimi tarama hızını gösterir (Çekirdek 2005). Devamlı olarak değişim gösteren potansiyel değerlerine karşı belirli bir aralıktaki akımın değişimi grafiğe yansıtıldığında 'Dönüşümlü Voltamogram' elde edilmiş olur. Dönüşümlü voltamogramlardan bazı konular hakkında bilgi edinilebilir. Örneğin, bir sistemin hangi potansiyel değerinde indirgenip yükseltendiği, elektrot reaksiyonunun çözeltide bir kimyasal reaksiyon ile alakalı olup

olmadığı, elektrokimyasal açıdan tersinir olup olmadığı ve reaksiyona ait ürünlerin kararlılığı konusunda sonuç elde edilebilir (Aladağ 2016, Tunç 2017).

b) Diferansiyel Darbe (Puls) Voltametrisi (DPV)

Diferansiyel Darbe (Puls) Voltametrisi (DPV) yöntemi çok duyarlıdır. Bu yöntemde uyarma sinyalleri, doğrusal bir tarama esnasında periyodik pulsların meydana gelmesiyle oluşturulur (Cin 2007). Bu yöntemde akımı, istenen faradayik eğri ile girişim yapan yükleme akımı arasındaki farkın yüksek olduğunda ölçmek temel ilkedir. Puls, elektrota ilk uygulandığı anda yük arttığından dolayı faradayik olmayan akımda da ani bir artış gözlenir, daha sonrasında bu akım zamanla üstel bir şekilde azalır ve hemen hemen sıfır olur, ve bu aşamada akım değeri ölçülerek faradayik olmayan artı akım bir hayli azaltılır ve sinyal/gürültü oranı artırılarak duyarlılıkta büyük bir artış sağlanır (Karadeniz 2004, Cin 2007). Bu teknik kullanılarak, yarı-dalga potansiyelleri 0,04-0,05 V kadar farklı olan malzemeler için bile maksimum pik değerleri oluşabilmektedir (Karadeniz 2004).

c) Doğrusal Taramalı Voltametri

Doğrusal taramalı voltametri tekniğinde uyarma sinyali; çalışma elektrotunun potansiyelinin zamanla doğrusal olarak artırılmasıyla oluşur ve potansiyelin uygulanmasından sonra analizi yapılan maddenin akım cevapları voltamogramlarda incelenir (Aladağ 2016). Bu voltamogramlar genelde, voltametrik dalga adındaki sigmoidal şeklindeki (S şekilli) eğrilerdir (Karadeniz 2004).

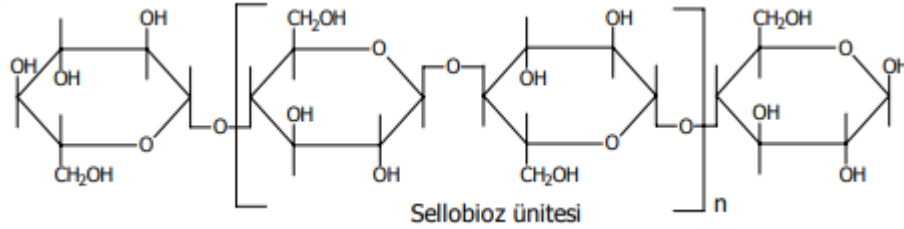
d) Kare Dalga Voltametrisi

Kare dalga voltametrisi tekniğinde, kademeli bir gerilim taraması esnasında çalışma elektrotuna kare dalga biçiminde darbe uygulanır (Şiranlı 2016). Oldukça hızlı ve duyarlı bir yöntemdir. Voltamogram eldesi 10 ms'den daha az bir süredir (Barker ve Jenkins 1992).

2.7. Selüloz

Selüloz molekülleri, $(C_6H_{10}O_5)_n$ formülünde olup anhidroglukoz birimlerinin uç uca bir araya getirilmesiyle meydana gelir (Kırcı ve ark. 2001). Eklenen bu birimler birbirlerine, her iki birimden birisi diğerine göre 180° lik bir dönüşle olacak şekilde 1,4- β glukozidik bağlarla bağlanmıştır. Böylece gerilimsiz lineer bir yapı oluşmaktadır (Eroğlu ve Usta 2000).

Selüloz, doğrusal yapılı ve doğal bir polimerdir (Özgüney ve ark. 2006). Selüloz polimerini oluşturan her monomer ünite üstünde üç hidroksil grup yer alır. Bu grupların oksitlenme durumuna karşı hassasiyetleri vardır (Şekil 2.11.). Hidroksil grupları, başka bir selüloz zincirinin hidroksil grubuyla bağlanma özelliğine sahiptir ve bu bağlanma işlemi ile hidrojen bağları oluşmaktadır. Selüloz molekülleri, oluşan bu hidrojen bağları sayesinde hidrofil (suyu seven) özellik kazanır (Fengel ve Wegener 1984). Ayrıca molekül içindeki hidrojen bağları, selüloz yapısının rijitliğinde önemli bir faktördür (Köse 2006).



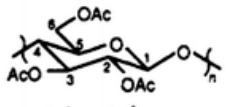
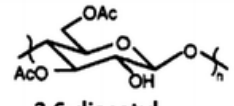
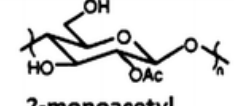
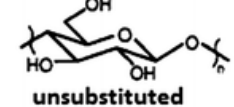
Şekil 2.11. Selüloz Molekülünün Kimyasal Yapısı (Kırcı ve ark. 2001)

Selüloz molekülü kimyasal değişikliklere uğrayarak selüloz türevlerini oluşturur. Selüloz, türevlerini oluştururken hidroksil grupları tepkimeye girer (Kırcı ve ark. 2001). Örneğin selüloz, inorganik ve organik asitlerle esterleri, bazı alkollerle eterleri ve bazılar ile alkolatları oluşturur. Ayrıca halojenür ve aminlerle de tepkime gerçekleştirirler (Fengel ve Wegener 1984).

2.7.1. Selüloz Asetat

Selüloz asetat, organik asit esaslı en önemli selüloz türevidir. Plastik ürünlerin, film ve liflerin elde edilmesinde kullanılır. Selüloz asetattan elde edilen film şeritler, yapısını bozulmadan uzun bir süre koruyabilmektedir (Kırcı ve ark. 2001). Selüloz asetatın sahip olduğu en önemli özellikler; mekanik dayanıklılık, yüksek aşınma direnci, boyanabilme, işlenebilme çeşitliliği ve kalıplanabilir oluşudur (Ott ve Grafflin 1956).

Selülozdan, asetilasyon tepkimesi ile elde edilen selüloz asetat küçük parça halindedir. Granül, toz ve lif şekillerinde de üretilebilir (Tübitak 2016). Asetilasyon tepkimesinde asetik asit anhidriti kullanılır. Böylece selüloz esterleşmiş olur (Tristantini ve Sandra 2018). Ayrıca bu tepkimede katalizör olarak H_2SO_4 (sülfürik asit), selülozu şişirmek için ise buzlu asetik asit kullanılır. Şekil 2.12.'de görüldüğü gibi selüloz asetat üretimi için selüloz lifleri, buzlu asetik asit ve katalizör olarak sülfürik asitle beraber asetik anhidrit ile karıştırılır ve bu reaksiyon selüloz triasetat ile sonuçlanır. Daha sonraki aşamada, reaksiyonu durdurmak ve triasetatı kısmen hidrolize etmek amacıyla su eklenir (Mitchell ve ark. 1969).

Number of Substitutions	Molecular Structure
3	 triacetyl
2	 3,6-diacetyl
1	 2-monoacetyl
0	 unsubstituted

Şekil 2.12. Selüloz asetat yapıları (Dyer ve ark. 2013).

Şekil 2.12.'de belirtilen Ac ile ifade edilen COCH_3 kimyasal yapısıdır. Bu işlemin ardından selüloz asetat elde edilmiş olur.

Selüloz, algler, bitkiler ve hatta bakterilerden elde edilebilen veya ekstrakte edilebilen bir biyopolimerdir (Ek ve ark. 1998, Liu ve Chen 2016). Biyo-uyumlu ve çevre dostu yapısı (Credou ve Berthelot 2014) nedeniyle sağlık açısından tehdit oluşturmamaktadır. Tekstil ürünleri için lifler de dahil olmak üzere biyomedikal uygulamalar gibi (Helenius ve ark. 2006) çeşitli alanlarda kullanılabilir (Majumdar ve ark. 2010).

2.7.2. Selüloz Esaslı Nanolifler

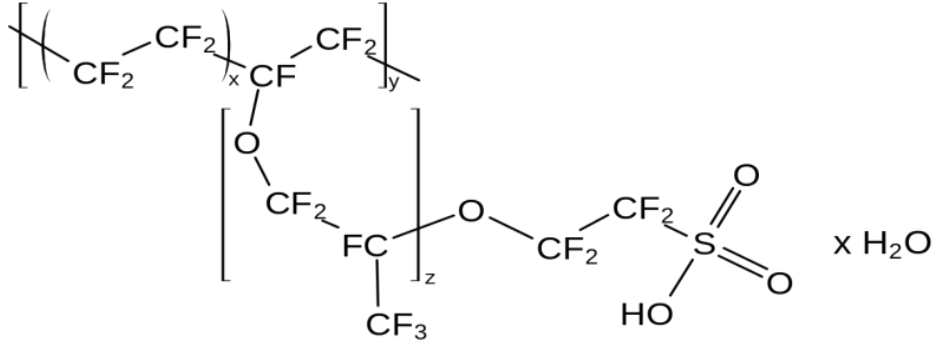
Selüloz ve selüloz türevleri, farklı uygulamalar için mikro ve nano boyutta lif formlarında üretilmektedir (Liu ve Hsieh 2002, Fan ve ark. 2013). Transpermal ve A asit vitamini ve E vitamini içeren dermal terapötik ajanlar olarak vitaminleri yükleyerek Taepaiboon ve arkadaşları tarafından elektrospun selüloz asetat nanolif hazırlanmıştır (Taepaiboon ve ark. 2007). Ultra incelikte selüloz nanolif membranlar, selüloz asetatın elektrospunlenmesi ve ardından bir deasetilasyon prosesi ile üretilmiştir (Liu ve Hsieh 2002). Selüloz asetat, hidroksipropil selüloz, hidroksipropil metil selüloz ve etil - siyanoetil selülozu içeren selüloz türevlerinin elektrospunlenmesi Frey tarafından yeniden incelenmiştir (Frey 2008).

2.8. Nafyon

Nafyon, 1960'lı yılların sonlarında Dupont tarafından keşfedilen sülfonatlı bir tetrafloroetilen bazlı floropolimer – kopolimerdir. İyonik özelliklere sahip olan ve iyonomer adındaki sentetik polimer sınıfının ilkidir. Nafyonun iyonik özellikleri, sülfonat grupları ile sonlandırılan perflorovinil eter gruplarının bir tetrafloroetilen (PTFE) omurgasına ilave edilmesiyle oluşur (Mauritz ve Moore 2004).

Nafyon türevleri, tetrafloroetilen (TFE)'nin ve bir perfloro (alkil vinil eter) türevinin sülfonil asit florür ile kopolimerizasyonu yoluyla elde edilir. PTFE polimerine sülfürik

asit içeren kök dahil edilir. Molekül formülü $C_7HF_{13}O_5S.C_2F_4$ ' dır (Connolly ve Gresham 1966).



Şekil 2.13. Nafyonun kimyasal yapısı (James ve ark. 2000)

Nafyon bir süper asit katalizörüdür. Nafyon içinde yer alan teflon omurgasına dahil edilmiş olan sülfonik asit grupları, sülfonik aside bağlı büyük polimer matrisin dengeleyici etkisine bağlı olarak oldukça güçlü bir proton donörü olarak işlev görür (Kreuer ve ark. 2007).

Nafyon, sulu ortamdayken yüksek iletkenlik ve yüksek pürüzlülük sergiler, fakat alkol ortamındayken, hem iletkenlikte hem de yüzey topografyasında azalış olur (Affoune ve ark. 2005). Nafyon hidrofilik bir yapıya sahiptir (Moilanen ve ark. 2007). Yüksek kimyasal kararlılık ve iyi biyo-uyumluluk (Kim ve ark. 2009) özelliklerine sahip olan nafyon, elektrot kaplama malzemesi olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Babaei ve Taheri 2013). Nafyon kullanımının ek bir avantajı, mekanik hasara karşı dayanıklı olmasıdır (Matysik ve ark. 1997). Biyo-uyumlu olan nafyon insan vücudunda da stabil olduğunu gösterip yüksek hassasiyetli glukoz sensörlerin üretiminde umut vericidir (Heitner-Wirguin 1996).

➤ Nafyon Esaslı Nanolifler

Nafyon/poliakrilonitril karışım nanolifler Tran ve Kalra tarafından hazırlanmıştır (Tran ve Kalra 2013). Mükemmel bir şekil hafızalı Nafyon/poli(etilen oksit) kompozit nanolifler elektro çekim yöntemiyle hazırlanmıştır (Zhang ve ark. 2014). Başka bir

çalışmada, Dong ve arkadaşları Nafyon/poli(etilen oksit) nanolifin (yüksek nafyon içeriğiyle) üretmişlerdir nanolif çapını azaltarak proton iletkenliğinin arttığını bildirmişlerdir (Dong ve ark. 2010). Yakıt hücresi uygulamaları için iyi mekanik ve termal özelliklere sahip poli(vinil alkol) nanolif takviyeli nafyon membranlar üretilmiştir (Mollá ve Compañ 2011). Ağır metaller için fonksiyonel adsorban olarak elektro çekim yöntemi ile yüksek mekanik özelliklere sahip Nafyon/poli(vinil alkol) kompozit nanolif yapılar üretilmiştir (Sharma ve ark. 2014).



3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

3.1.1. CMA/Nafyon Nanoliflerinin Üretiminde Kullanılan Kimyasallar

Selüloz monoasetat toz formunda (MA~30.000, CMA) Sigma Aldrich firmasından satın alınmıştır. Farklı oranlarda selüloz monoasetat ve alifatik alkol ve su karışımı ile hazırlanmış ~%5 oranında nafyon çözeltisi karıştırılarak elektro çekim çözeltisi hazırlanmıştır. Elektro çekim için kullanılacak çözeltileri aseton (% 99 saflıkta) ile hazırlanmıştır ve tüm kimyasallar arıtma işlemine uğratılmadan temin edildiği şekli ile kullanılmıştır.

3.1.2. Elektrokimyasal Analizlerde Kullanılan Kimyasallar

Nanolifler silindirik Tombo HB model 0.5 mm kalem grafit elektrotlar (PGEs) üzerine sarılmıştır. DNA dizileri olarak modifiye edilmemiş ssDNA: 5'-GAA CAC GTG TAT GTT GAG-3' (ALPHA DNA (Kanada)), ve NH-modifiye edilmiş ssDNA: 5'-/ 5 Am/GAA CAC GTG ATA GAA GAG-3' (Sentegen (Ankara, Türkiye)) DNA dizileri kullanılmıştır. Tris-buffered saline (TBS) çözeltisi kullanılmıştır.

3.2. Yöntem

3.2.1. Elektro Çekim Solüsyonun Hazırlanması

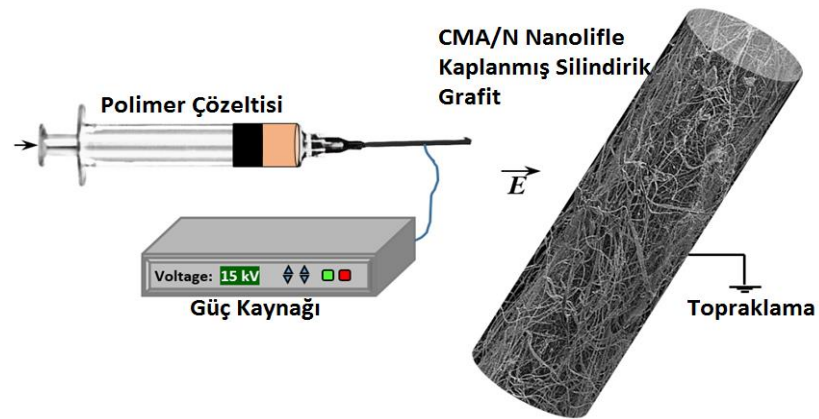
Molekül ağırlığı ~30.000 g.mol⁻¹ olan %15 ağırlık oranında CMA asetonda uygun şekilde manyetik karıştırıcı kullanılarak çözüldü. Daha sonra CMA/Aseton çözeltisine hacimsel olarak 4/0, 4/1, 4/2 ve 4/3 oranlarında nafyon çözeltisi (alifatik alkol ve su karışımı ile hazırlanmış ~%5) ilave edilmiştir. Karışım çözeltileri uygun homojen bir çözelti elde edilene kadar manyetik karıştırıcıda karıştırılmıştır.

3.2.2. Farklı Oranlarda Hazırlanan CMA/N Solüsyonların Karakteristik Özelliklerin Analizi

Hazırlanan CMA/N solüsyonların, güç kaynağı 230 V/ 50 Hız olan Brookfield Analog Viskozimetre cihazında 6 numaralı düze kullanılarak viskoziteleri, Attension Theta cihazıyla yüzey gerilimleri ve Hach - HQ40d portatif pH-Oksijen-İletkenlik ölçüm cihazıyla iletkenlikleri ölçülmüştür.

3.2.3. CMA/N Hibrit Nanoliflerin Elektro Çekim İşlemiyle Silindirik Kalem Grafit Üzerine Sarılması

Hazırlanmış olan çözeltiler metal iğneye sahip plastik şırıngalara doldurulmuştur. Şırınga, solüsyonun kontrollü akışını sağlayan mikropompa mekanizması üzerine yerleştirilerek metal iğneye güç kaynağından (Gamma High Voltage Research D-ES 30PN/M692) gelen kablo bağlanmıştır. Hazırlanan tüm numuneler için elektro çekim işleminde 1 ml/saat akış oranı ve 20kV'luk voltaj uygulanmıştır. İletken toplayıcı plakanın üzeri alüminyum folyo ile kaplanmıştır ve ~10 cm'lik mesafe ile metal iğnenin karşısına yerleştirilmiştir. Uygulanan yüksek voltajla birlikte iğneden çıkan polimer solüsyon damlacığı alüminyum kaplı toplayıcı plakaya doğru uzayarak plaka üzerinde nanolif formunda toplanmıştır ve çözücüler toplayıcıya ulaşana kadar buharlaştırılmış. Elektro çekim işleminin şematik gösterimi şekil 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1. Silindirik kalem grafit üzerinde CMA/N hibrit nanolifleri elektro çekim işlemiyle kaplamanın şematik gösterimi.

Şekil 3.1.'de görüldüğü gibi elektrokimyasal analizlerde kullanılmak üzere silindirik kalem grafit döner bir aparatın üzerine yerleştirilmiş ve nanolif üretimi sırasında döndürülerek metal iğne ve toplayıcı plaka arasında bekletilmiştir. Bu şekilde nanolifler silindirik kalem grafit üzerine sarılarak üretilmiştir.

3.2.4. Nanoliflerin Karakterizasyon İşlemleri

Silindirik grafit ve düz yüzey üzerindeki CMA/N nanoliflerin morfolojik karakterizasyonu bir taramalı elektron mikroskobu, SEM (ZEISS EVO 40) ile gerçekleştirilmiştir. SEM analizinden önce numuneler yaklaşık 100°A kalınlığında BAL-TEC SCD005 cihazıyla altın-paladyum ile kaplanmıştır. Kimyasal analizler için kızılötesi (ATR-FTIR) spektroskopisi (Thermo Nicolet İS50) ile yapılmıştır. ATR-FTIR ölçümleri 4000 ila 400 cm^{-1} dalga boyu aralıkları arasında gerçekleştirilmiştir. Nanoliflerin termal analizi, diferansiyel tarama kalorimetre (DSC) ve termogravimetrik analizör (TGA) ölçümleri ile gerçekleştirilmiştir. DSC ölçümleri, bir ölçüm kabında azot atmosferi altında dakikada 10°C'lik sıcaklık artışı ile 25 ile 250°C aralığında gerçekleştirilmiştir. TGA ölçümleri azot gaz ortamında yapılmıştır. TGA analizlerinde sıcaklık artışı dakikada 10°C olarak ayarlanmış ve analiz 50 ile 800°C aralığında yapılmıştır.

3.2.5. Elektrokimyasal Ölçümlerde Kullanılan Aparatlar ve Elektrotlar

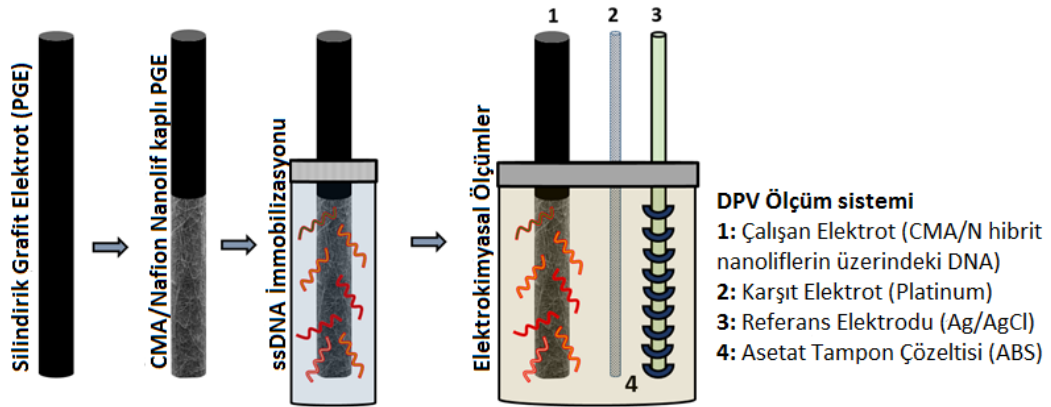
Diferansiyel Darbe Voltametri (DPV) analizleri PGSTAT204 cihazıyla yapılmıştır. NOVA (Eco Chemie) yazılımı kullanılmıştır. Ölçümlerde nanolif kaplı Rotring T kalem grafitin (Tombo HB model 0.5 mm) çalışma elektrodu, Ag/AgCl nin referans elektrodu ve platinin karşıt elektrot olduğu üçlü elektrot sistemi kullanılmıştır (Aladağ ve ark. 2010). Nanolif kaplı kalem grafit numunelerin her biri 1 cm'lik kısmı çözeltinin içerisine daldırılarak ölçümler yapılmıştır. Elektrokimyasal karakterizasyonlar laboratuvar koşullarında gerçekleştirilmiştir.

3.2.6. Prob İmmobilizasyonu ve Elektrokimyasal Analizi

Oligonükleotidlerinin prob immobilizasyon çözeltileri 20 μM NaCl ve 10 $\mu\text{g/ml}$ prob içeren TBS (pH 7.0) içerisinde laboratuvar koşullarında 20 dakika bekletilerek ssDNA'lar nanolif kaplı silindirik grafit yüzeyine immobilizasyonu işlemi gerçekleştirilmiştir. Prob immobilizasyonundan sonra nanolif kaplı kalem grafitler TBS ile yıkanarak immobilize olmayan ssDNA'ların elektrot yüzeyinden uzaklaştırılması sağlanmıştır (Cam ve ark. 2018). Modifiye edilmemiş ve NH grubuyla modifiye edilmiş tek sarmal ssDNA problemleri olarak iki farklı CMA/N hibrit nanolif ile kaplanmış silindirik grafit elektrotları üzerinde immobilize edilmiş ve prob immobilize yüzeylerin guanin oksidasyon sinyallerinin voltammogramlarını incelemek suretiyle elektrokimyasal ölçümler yapıldı.

3.2.7. Ölçümler ve Analitik Sinyallerin Eldesi

Elektro çekim ile elde edilen CMA/N kompozit nanolifler hem modifiye edilmemiş hem NH grubuyla modifiye edilmiş olan ssDNA'nın immobilize edilmesinden sonra ssDNA'daki guanin sinyal oksidasyonunun elektrokimyasal ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi şekil 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.2. CMA/N nanolif biyosensörlerin hazırlanışı ve ssDNA'daki guanin sinyal oksidasyonunun elektrokimyasal ölçüm düzeneğinin şematik gösterimi.

Prob immobilize CMA/N hibrit nanolifler çalışma elektrodu olarak kullanılmıştır. Ölçümler için referans elektrodu olarak Ag/AgCl idi ve karşıt elektrot olarak da bir

platin kullanılmıştır. Prob immobilize edilmiş kısmın 1 cm'lik kısmı ABS solüsyonuna batırılmış ve elektrokimyasal ölçümler yapılmıştır. Elektrokimyasal ölçüm sırasında guaninin oksidasyon sinyali +0.92 ile +1.13 V arasında odaklanmıştır.

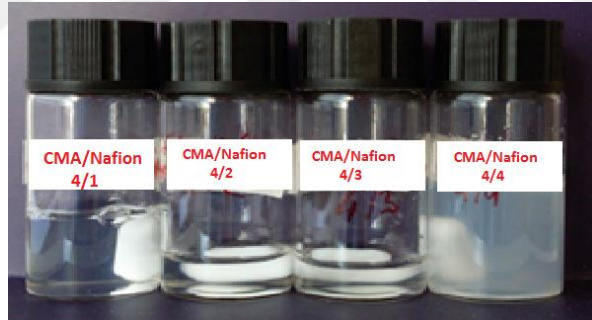


4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Elde edilen CMA/N hibrit nanoliflerin morfolojik, kimyasal ve termal analiz sonuçları ile immobilize edilen ssDNA'daki guanin sinyal oksidasyonunun elektrokimyasal ölçüm sonuçları bu bölümde tartışılmıştır.

4.1. Farklı Hacim Oranlarıyla Homojen CMA/Nafyon Çözelti Eldesi

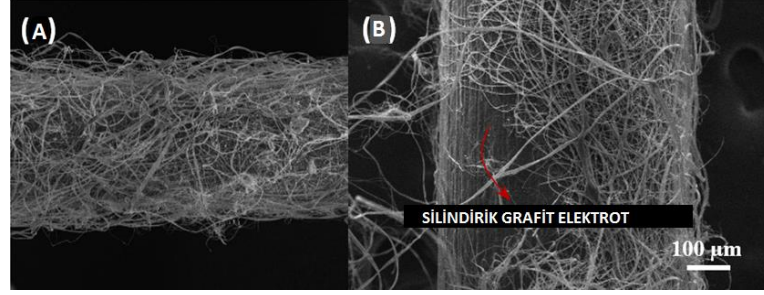
CMA/N hibrit nanolifler, farklı CMA/N hacim oranından çözeltiler ile üretilmiştir. Şeffaf homojen çözeltiler 4/3 oranına kadarki oranlarda elde edilebildi ve çözeltideki nafyon oranının artmasıyla homojen olmayan çözelti özelliği oluştu. Şekil 4.1'de görüldüğü gibi 4/4 CMA/N çözelti oranında ve sonrasında çözelti bulanıklaştı. 4/4'de nafyon oranında artması sebebiyle homojen bir çözelti elde edilemeyip bulanık bir çözelti formu oluştuğundan maksimum nafyon oranı olarak 4/4 oranına kadar nanolifler üretilmiştir.



Şekil 4.1. Aseton içerisinde farklı oranlarda hazırlanmış CMA/N çözeltilerin resimleri

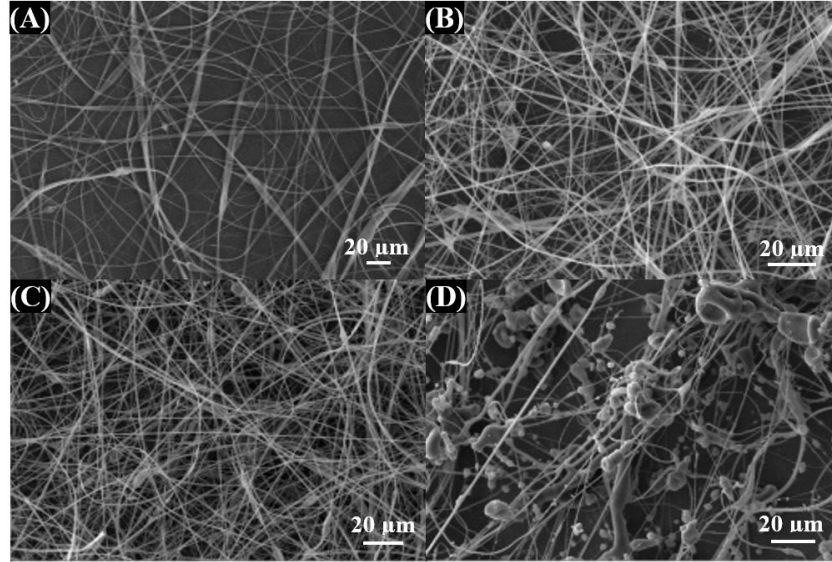
4.2. CMA/N Hibrit Nanoliflerin Taramalı Elektron Mikroskopuyla Morfolojik Analizleri

Besleme ünitesi ile toplayıcı plaka arasına yerleştirilen döner aparat üzerine konumlandırılmış silindirik grafit elektrot yüzeyine toplanan CMA/N hibrit nanoliflerin SEM görüntüsü şekil 4.2.' de gösterilmiştir.



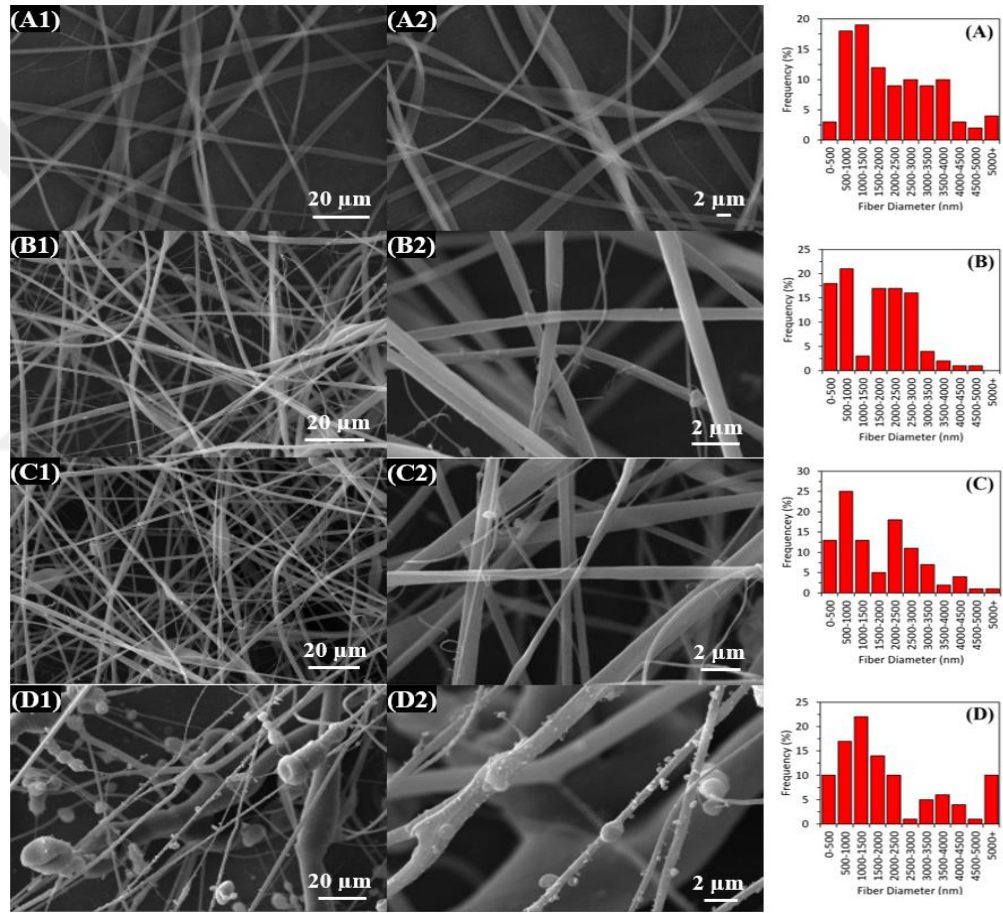
Şekil 4.2. Silindirik grafit elektrot üzerine toplanmış CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri

CMA ve nafyon oranının nanolif morfolojileri üzerindeki etkisini daha iyi araştırmak için nanolifler düz bir alüminyum yüzey üzerinde toplanmak suretiyle de üretilmiştir. Saf CMA ve CMA/N hibrit nanoliflerin SEM görüntüleri Şekil 4.3.' te gösterilmektedir. Saf CMA nanolifler daha üniform yapıdadırlar (Şekil 4.3 A). Nafyon ilavesi nanolif üniformitesini bozmuş ve nanolifler üzerinde boncuklu yapıların oluşmasına sebep olmuştur. Ayrıca nafyon oranı arttıkça boncuk miktarının önemli ölçüde arttığı görülmektedir (Şekil 4.3 D). Bu, nafyon çözelti oranının artması nedeniyle homojen olmayan çözelti özelliklerinin etkisi olabilmektedir.



Şekil 4.3. Elektro çekim çözeltisinde CMA/N oranına bağlı olarak CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri: (A) 4/0, (B) 4/1, (C) 4/2 ve (D) 4/3.

Polimer oranının nanolif yapısı üzerindeki etkisini daha iyi incelemek için saf CMA ve CMA/N hibrit nanoliflerin düşük ve yüksek büyütme oranlarındaki SEM görüntüleri Şekil 4.4.'te gösterilmiştir. Düzensiz morfolojik yapı artan nafyon oranıyla gözle görülür bir şekilde artmakla birlikte, nanolifler üzerinde ve arasında nanoparçacık yapılar oluştuğu gözlemlenmiştir. Diğer taraftan nafyon eklenmesiyle birlikte ultra incelikteki nanoliflerin oluştuğu da görülmektedir. Saf CMA nanoliflerde daha düz nanolif yapıda iken, nafyon eklenmesiyle daha yuvarlak nanolif morfolojilere dönüştüğü gözlemlenmiştir.



Şekil 4.4. Saf CMA ve CMA/N nanoliflerin SEM görüntüleri ve çap dağılımları: (A1, A2) 4/0, (B1, B2) 4/1, (C1, C2) 4/2 ve (D1), D2) 4/3.

Nanoliflerin çap dağılımları SEM görüntüleri ile birlikte grafiklerle Şekil 4.4'te sunulmuştur. Saf CMA nanoliflerin büyük bir kısmı 500 nm ile 1,5 mikron aralığındadır

(Şekil 4.5 C). Nafyonun CMA nanolif yapısına katılmasıyla homojen olmayan nanolif çap dağılımı gözlemlenmiştir. Nafyon oranının artmasıyla hem nano hemde mikro boyuttaki liflerin ortalama çaplarında artma meydana gelmiştir.

Çizelge 4.1. Elektro çekim solüsyonların karakteristik özellikleri: viskozite, yüzey gerilimi ve iletkenlik.

CMA/N Oranları	Viskozite (cP)	Yüzey Gerilimi (mNm ⁻¹)	İletkenlik (µS cm ⁻¹)
4/0	700	31.52	6
4/1	500	33.05	65
4/2	400	34.98	127
4/3	600	34.30	237

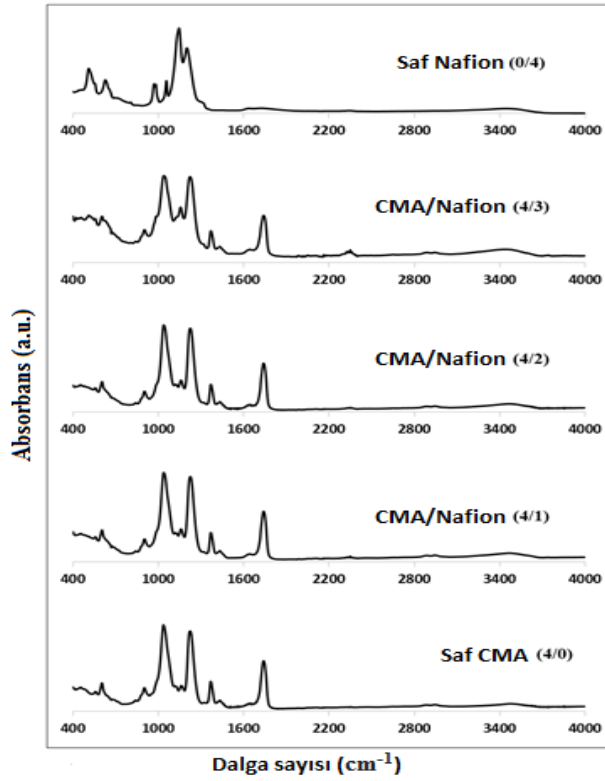
CMA / N = Selüloz monoasetat/Nafyon hibrit nanolif

Çizelge 4.1 de görüldüğü üzere, saf CMA'ya nafyonun eklenmesiyle vizkozitede azalma meydana gelmiştir. Fakat CMA/aseton çözeltisindeki nafyon oranını artırıldığında viskozite tekrar artmıştır. Bu duruma çözeltideki nafyon oranının artması nedeniyle homojen olmayan çözelti özelliklerinin etkisi olabilmektedir. Şekil 4.1.'de düşük nafyon katılımında çözelti transparan, yüksek nafyon oranında çözelti bulanıklaşmıştır. Şekil 4.4.D'de web içerisinde kalın liflerin görülmesi viskozite artışından kaynaklanabilmektedir. Nanolifli web yapısındaki boncuklu morfolojilerin oluşumları, nafyon oranının artırılmasıyla çözeltinin elektrik iletkenliğinin artırılması ile de ilişkili olabilir. Diğer taraftan ultra incelikteki lif sayısındaki artışta çözelti iletkenliğindeki artıştan kaynaklanabilmektedir. Yüzey geriliminde dramatik bir değişiklik olmadığından, bu çalışmada yüzey geriliminin nanolif çapı değişimi üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı kabul edilmiştir.

4.3. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) Yöntemiyle Nanoliflerin Kimyasal Analizleri

Saf CMA, kurutulmuş nafyon ve CMA/N hibrit nanoliflerin kimyasal analizleri ATR-FTIR yöntemiyle yapılmıştır. Bu analizlerin sonuçları şekil 4.5.'te gösterilmektedir. Saf

CMA nanoliflerdeki baskın pikler, 1047 ve 1234 cm^{-1} 'de C-O-C ile ilişkilidir, 1379 cm^{-1} 'deki pik C-CH₃'e karşılık gelirken 1743 cm^{-1} 'deki pik ise C=O'dan gelmektedir (Zhao ve ark. 2014, Joshi ve ark. 2015). OH gerilme bandı, 3450 cm^{-1} civarında geniş bir bantta gözlemlenmektedir (R. Liu ve ark. 2014). CMA/Nafyon hibrit nanoliflerde nafyon oranını arttırarak bu pikin yoğunluğu artar ve daha düşük dalga boyuna kaymaktadır. Nafyonda bulunan HSO₃ grubunun miktarı nafyon oranıyla doğru orantılı olarak artışı ve HSO₃ gruplarının su moleküllerini tutması sebebiyle nafyon miktarının artmasıyla tutulan su molekülü miktarı artacağından OH gerilme pikinin şiddeti de artmaktadır (Jiang ve ark. 2015). 2347 cm^{-1} civarında CMA/N nanoliflerinde yeni pik tespit edilmiştir. Bu pik saf nafyon veya CMA nanolif örneklerinde görülmemesine rağmen bu pik yoğunluğu CMA/N hibrit nanoliflerde nafyon oranının artmasıyla artmıştır. Karakteristik nafyon pikleri CMA/N hibrit nanoliflerde görülmektedir. 1141 ve 1205 cm^{-1} 'deki pikler, -CF₂'ün simetrik ve asimetric gerilme titreşim modlarına karşılık gelir (Zhang ve ark. 2014, Yao ve ark. 2015). -CF₂'ün eğilme titreşimi 632 cm^{-1} 'de tespit edilmiştir (Zhang ve ark. 2014). 1057 cm^{-1} 'deki pik SO₃'in eğilme titreşimine dayanan -SO₃H grubuyla ilişkilidir (Shao ve ark. 2002, Zhang ve ark. 2014). 966 ve 986 cm^{-1} 'de görülen pikler, C-O-C gerilme titreşiminden kaynaklanmaktadır (Shao ve ark. 2002, Yao ve ark. 2015). Nanoliflerin yüzeyinde çoğunlukla CMA molekülleri bulunduğundan dolayı CMA/N hibrit nanoliflerde nafyonun karakteristik pikleri çok net olarak görülmemektedir.

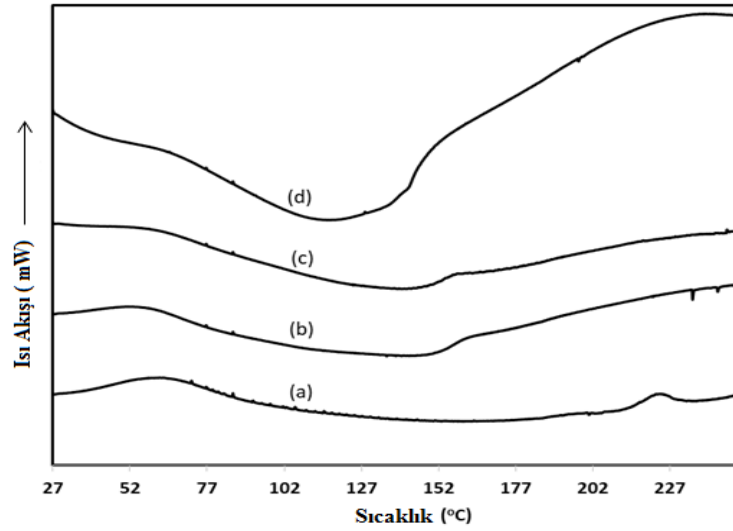


Şekil 4.5. Farklı karıştırma oranlarına sahip CMA/N hibrit nanoliflerin ATR-FTIR spektrumları.

4.4. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) Yöntemiyle Nanoliflerin Termal Analizleri

Saf CMA ve farklı oranlarda nafyon içeren CMA/N hibrit nanoliflerin termal analizleri DSC ve TGA cihazlarıyla analiz edilmiştir. DSC analizleri 25 ile 250 °C arasında yapılmıştır. Şekil 4.7' DSC grafiğinde görüldüğü üzere, CMA nanoliflerin erime sıcaklığı 226 °C civarında geniş bir pik olarak gözlemlenmiştir (Ma ve ark. 2005). CMA' nın camısı geçiş sıcaklığı 197 °C civarında tespit edilmiştir (Ali ve ark. 2014). Erime sıcaklığı CMA nanoliflerde görülmesine rağmen, nafyon ilavesi CMA' nın uygun bir kristalizasyonuna izin vermediğinden, saf CMA da belirgin olan erime sıcaklığı CMA/N hibrit nanoliflerde tespit edilememiştir. Erime sıcaklığı daha geniş aralıkta gerçekleşmiştir. Bu pik, elektro çekim solüsyonlarında da gözlemlendiği gibi 4/3 ve daha düşük nafyon oranlarında şeffaf çözelti elde edildiğinden homojen bir karışımın olduğunun göstergesidir ve CMA' nın erime sıcaklığı CMA/N hibrit nanoliflerde

gözlemlenmemektedir. 4/3, 4/2 ve 4/1 CMA/N hibrit nanolif numuneler için 150, 157 ve 161 °C civarında gözlemlenen geniş pikler, sülfonik asit gruplarının kuvvetli birleşimini gevşetmek için absorbe edilen termal enerjiyle ilişkili olabilir (Guo ve ark. 2011). CMA/N hibrit nanoliflerde artan nafyon içeriğiyle pik daha yüksek sıcaklıklara kaymaktadır. Bu pik şekil 4.6.d' de gösterilmektedir.

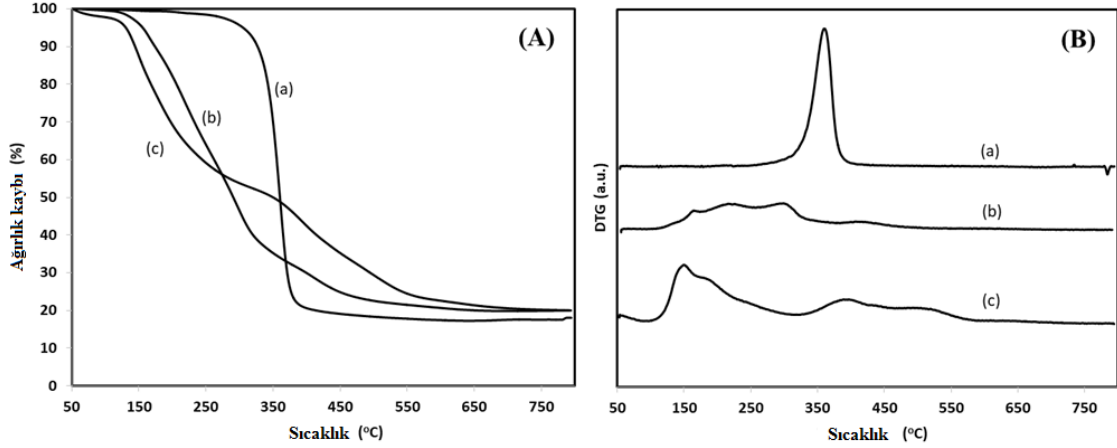


Şekil 4.6. CMA/N hibrit nanoliflerin DSC analizleri. CMA/Nafyon oranları sırasıyla: (a) 4/0, (b) 4/1, (c) 4/2 ve (d) 4/3.

4.5. Termogravimetrik Analiz (TGA) Yöntemiyle Nanoliflerin Sıcaklık Altındaki Ağırlık Kayıplarının Analizi

Saf CMA ve CMA/Nafyon hibrit nanoliflerin termogravimetri analizleri azot gazı ortamında incelenmiştir ve TGA ve DTG grafikleri şekil 4.7.'de sunulmuştur. 50-100 °C arasındaki ağırlık kaybı nanoliflerde bulunan suyun uzaklaştırılmasına karşılık gelmektedir. TGA grafiklerinde görüldüğü gibi, suyun uzaklaştırılmasından kaynaklanan ağırlık kaybı saf CMA nanoliflerine kıyasla CMA/N nanoliflerinde daha yüksektir ve CMA/N hibrit nanoliflerdeki nafyon oranı arttıkça daha fazla su molekülü tutulduğu için sudan kaynaklanan ağırlık kaybı miktarı da artmaktadır. Saf CMA nanolifler için 272-398 °C arasındaki ağırlık kaybı polimerin sıcaklıkla bozunması sonucu oluşan gazların uzaklaşmasından kaynaklanmaktadır (Li ve ark. 2014). Termal bozunma sıcaklığı, CMA nanoliflere nafyon eklenmesiyle önemli ölçüde azalmaktadır ve geniş bir sıcaklık aralığında bozunma meydana gelmektedir. TGA analizleri sonucu

sistemde kalan numunelerin miktarları sırasıyla 4/0, 4/1 ve 4/3 CMA/N hibrit nanolifler için yaklaşık olarak ağırlıkça % 18.05, % 20.02 ve % 20.01 civarındadır.

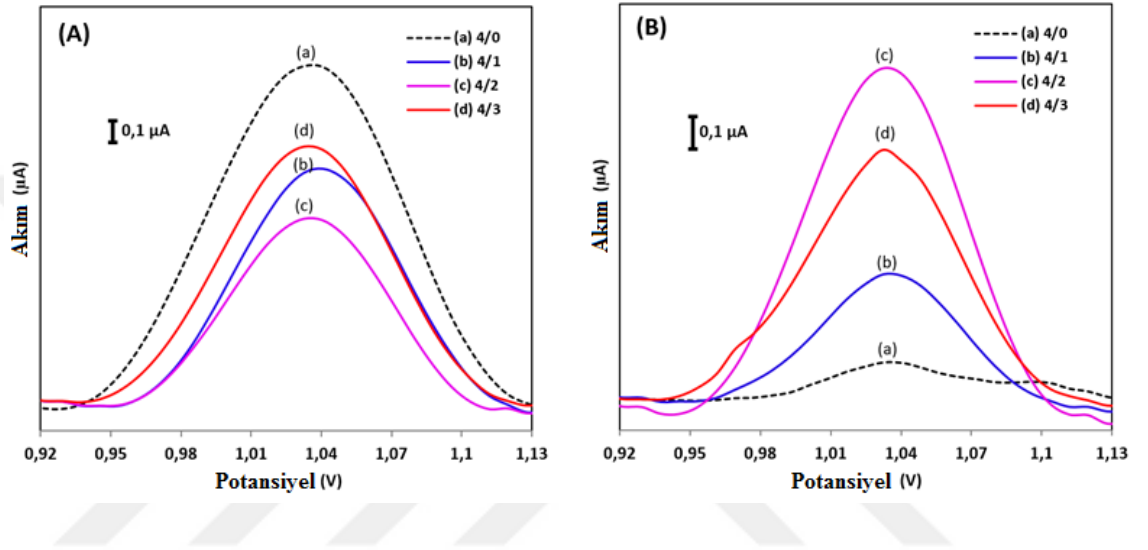


Şekil 4.7. Azot gazı atmosferinde CMA/N hibrit nanoliflerin (A) TGA ve (B) DTG termogramları (elektrospinning solüsyonunda CMA/Nafyon oranına bağlı olarak): (a) 4/0, (b) 4/1, (c) 4/3.

4.6. Diferansiyel Darbe Voltametri (DPV) ile Guanin Oksidasyon Sinyali Ölçümü

Guanin bazının oksidasyonunda diğer bazlara kıyas olarak daha belirgin elektrokimyasal sinyal elde edilebilir olmasından dolayı yapılan çalışmada guanin oksidasyon sinyaline odaklanılmıştır (Halliwell 2000). Elektrokimyasal ölçümler ile guaninin oksidasyon sinyali, hem sade ssDNA (Şekil 4.8.A) hem de NH ile modifiye edilmiş ssDNA (Şekil 4.8.B) örnekleri için CMA/N hibrit nanolif ile kaplı elektrotlar kullanılarak yaklaşık +1,0 V civarında gözlemlenmiştir. Şekil 4.8.A' dan görüldüğü gibi, sade ssDNA örneği analizinde saf CMA nanolifler kullanıldığında sinyal yoğunluğu maksimumdur (1.69 μ A). Sade ssDNA immobilize edilerek yapılan ölçümlerde CMA/N hibrit nanoliflerde nafyon oranına bağlı olarak 4/0, 4/1, 4/2 ve 4/3 oranları için elde edilen ölçüm sonuçları sırası ile 1.69, 1.16, 0.89, 1.27 μ A'dır. Nafyonun CMA nanoliflere eklenmesi ile görüldüğü üzere sinyal şiddeti önce azalmış nafyon miktarı artması ile tekrar artmıştır. Fakat saf CMA nanolifler kullanılarak elde edilen sinyal şiddeti değerini geçmemiştir. NH-modifiyeli ssDNA için CMA/N nanolifler ardışık olarak test edilmiş olup 4/0, 4/1, 4/2 ve 4/3 için sinyal şiddetleri 0.09, 0.38, 1.06, 0.79 μ A olarak tespit edilmiştir. Saf

ssDNA ile karşılaştırırsak sinyal şiddeti NH-modifiyeli ssDNA kullanıldığında CMA/N nanoliflerde nasyon katılımıyla artmaktadır. Sebebi ise ssDNA üzerindeki NH grubuyla nasyonun yapısındaki SO_3 grubu arasında etkileşim olabilmektedir. CMA/N hibrit nanoliflerdeki negatif yüklü nasyon molekülleri ssDNA moleküllerindeki daha pozitif yüklü guanin bazları ile etkileşime girebileceğinden biyosensördeki sinyal artışına sebep olabilmektedir (Yin ve ark. 2010).



Şekil 4.8. Elektrokimyasal ölçümler: Prob kaplı yüzeylerin guanin oksidasyon sinyallerinin voltamogramları. (A) sade ssDNA, (B) NH-modifiyeli ssDNA.

5. SONUÇ

Bu çalışmada, selüloz monoasetat/nafyon hibrit nanolifler, silindirik grafit substratlar üzerinde elektro çekim tekniği ile üretilmiştir. Aseton içerisinde hazırlanan selüloz monoasetat/nafyon çözeltilerinde nafyon oranının artırılması homojen olmayan çözelti özelliğine yol açmış ve çözelti şeffaftan bulanık faza dönüşmüştür. Aynı zamanda CMA/N hibrit nanoliflerde nafyon oranının artmasıyla nanoliflerin morfolojileri uniform yapıdan, bir dizi kusur morfolojisi olan boncuklu nanolif haline dönüşmüştür. Sade ve NH- modifiye edilmiş tek sarmal ssDNA molekülleri, hazırlanan nanolif-PGE sistemleri üzerinde fiziksel adsorpsiyon yöntemi ile immobilize edilmiştir. Guanin oksidasyon sinyal şiddeti değişiklikleri, nafyonun CMA nanoliflere katılımıyla sade ve NH-modifiye ssDNA için gözlenmiştir. Biyosensör yüzeyi ve ssDNA molekülü arasındaki güçlü etkileşim sinyal artışına yol açmıştır. İncelenen CMA/N hibrit nanolifler DNA biyosensör cihazları için umut verici bir ara yüz olabilir.

KAYNAKLAR

- Affoune, A. M., Yamada, A., Umeda, M. 2005.** Conductivity and Surface Morphology of Nafion Membrane in Water and Alcohol Environments. *Journal of Power Sources*, 148: 9-17.
- Aladağ, N. 2008.** Elektrokimyasal DNA Biyosensörleri ile Vitamin D Reseptör Genindeki Polimorfizmlerin Saptanması. *Yüksek Lisans Tezi*, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Eczacılık Fakültesi, Analitik Kimya Anabilim Dalı, İzmir.
- Aladağ, N., Trnkova, L., Kourilova, A., Ozsoz, M., Jelen, F. 2010.** Voltammetric Study of Aminopurines on Pencil Graphite Electrode in the Presence of Copper ions. *Electroanalysis*, 22(15): 1675-1681.
- Aladağ, N. 2016.** Nanolif Kaplı Kalem Grafit Biyosensör Yüzeyinde Spesifik Nükleik Asit Dizilerinin Hibridizasyonunun Elektrokimyasal Olarak Tespiti. *Doktora Tezi*, UÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyoloji Anabilim Dalı, Bursa.
- Aladağ Tanik, N., Demirkan, E., Aykut, Y. 2018.** Guanine Oxidation Signal Enhancement in DNA via a Polyacrylonitrile Nanofiber-coated and Cyclic Voltammetry-treated Pencil Graphite Electrode. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 118: 73-79.
- Ali, S., Khatri, Z., Oh, K. W., Kim, I.-S., Kim, S. H. 2014.** Zein/cellulose Acetate Hybrid Nanofibers: Electrospinning and Characterization. *Macromolecular Research*, 22(9): 971-977.
- Andrady, A. L. 2008.** Science and Technology of Polymer Nanofibers. Research Triangle Institute, Baskı; United State of America, Kanada.
- Anonim,2019a**,[http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr/Uploads/48944/49262/nano_\(yeni_malzemeler\)_8_hafta_\(6_4_2016\).pdf](http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr/Uploads/48944/49262/nano_(yeni_malzemeler)_8_hafta_(6_4_2016).pdf). Erişim tarihi (17.01.2019).
- Anonim,2019b**,http://blog.aku.edu.tr/evcin/files/2017/03/2-Nanolif-%C3%9Cretim_Teknikleri.pdf. Erişim tarihi (19.01.2019)
- Asav, E. 2014.** Bazı Kanser Biyomarkerlerinin Tayinine Yönelik Biyosensör Sistemleri Geliştirilmesi. *Doktora Tezi*, Trakya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Edirne.
- Aykut, Y., Parsons, G. N., Pourdeyhimi, B., Khan, S. A. 2013.** Synthesis of Mixed Ceramic Mg_xZn_{1-x}O Nanofibers via Mg²⁺ Doping Using Sol-Gel Electrospinning. *Langmuir*. 29(12): 4159-4166.
- Aykut, Y., Pourdeyhimi, B., Khan, S. A. 2013.** Effects of Surfactants on the Microstructures of Electrospun Polyacrylonitrile Nanofibers and Their Carbonized Analogs. *Journal of Applied Polymer Science*, 130(5): 3726-3735.
- Aykut, Y., Saquing, C. D., Pourdeyhimi, B., Parsons, G. N., Khan, S. A. 2012.** Templating Quantum Dot to Phase-transformed Electrospun TiO₂ Nanofibers for Enhanced Photo-excited Electron Injection. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 4(8): 3837-3845.
- Babaei, A., Taheri, A. R. 2013.** Nafion/Ni(OH)₂ Nanoparticles-Carbon Nanotube Composite Modified Glassy Carbon Electrode as a Sensor for Simultaneous Determination of Dopamine and Serotonin in the Presence of Ascorbic Acid. *Sensors & Actuators: B. Chemical*, 176: 543-551.
- Barker, G. C., Jenkins, I. L. 1992.** Square-Wave Polarography. *Analyst*, 117(12).
- Bej, A. K. 1996.** Chapter 1: Nucleic acid hybridizations: principles and strategies, Nucleic acid analysis: Principles and Bioapplications; Dangler, C. A., Wiley-Liss (Ed), Inc., s. 1-29.

- Bhardwaj, N., Kundu, S. C. 2010.** Electrospinning: A fascinating Fiber Fabrication Technique. *Biotechnology Advances*, 28(3): 325-347.
- Brown, P. J., Stevens, K. 2007.** Nanofibers and Nanotechnology in Textiles. The Textile Institute. CRC Press, Baskı: Woodhead Publishing Limited, Cambridge, England.
- Cam, E., Tanik, N. A., Cerkez, I., Demirkan, E., Aykut, Y. 2018.** Guanine Oxidation Signal Enhancement in Single Strand DNA with Polyacrylonitrile/polyaniline (PAN/PAni) Hybrid Nanofibers. *Journal of Applied Polymer Science*, 135(3): 45567.
- Cammann, K., Lemke, U., Rohen, A., Sander, J., Wilken, H., Winter, B. 1991.** Chemical Sensors and Biosensors—Principles and Applications. *Angewandte Chemie International Edition in English*, 30(5), 516–539.
- Campàs, M., Katakis, I. 2004.** DNA Biochip Arraying, Detection and Amplification Strategies. *TrAC - Trends in Analytical Chemistry*, 23(1): 49-62.
- Chargaff, E., Lipshitz, R., Green, C. 1952.** Composition of the Desoxyribose Nucleic Acids of Four Genera of Sea-urchin. *The Journal of biological chemistry*, 195: 155-160.
- Chun, I. 2005.** Finer Fibers Spun By Electrospinning Process From Polymer Solutions And Polymer Melts in Air and Vacuum: Characterization of Structure and Morphology on Electrospun Fibers and Developing a New Process Model, *PhD Thesis*, The Graduate Faculty of The University of Akron.
- Cireli, A., Kutlu, B., Onar, N., Erkan, G. 2006.** Tekstilde İleri Teknolojiler. *Tekstil ve Mühendis*, 61, 7–20.
- Cin, I. 2007.** Elektrokimyasal Genosensör ile DNA Dizi Tayini. *Yüksek Lisans Tezi*, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Analitik Kimya Programı, İzmir.
- Clark, L. C., Lyons, C. 1962.** Electrode Systems For Continuous Monitoring In Cardiovascular Surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 102(1): 29-45.
- Connolly, D. J., Gresham, W. F. 1966.** Fluorocarbon Vinyl Ether Polymers. United States Patent Office, (No. Patent 3, 282, 875).
- Coşkun Üstündağ, G., Karaca, E. 2009.** Poli (Vinil Alkol) / Sodyum Alginat Karışımlarından Elektro Çekim Yöntemi ile Elde Edilen Nanolifli Yüzeylerin İncelenmesi. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, Cilt 14 Sayı 1. 159-172.
- Credou, J., Berthelot, T. 2014.** Cellulose: From Biocompatible To Bioactive Material. *Journal of Materials Chemistry B*, 2: 4767-4788.
- Çekirdek, P. 2005.** Voltametrik Metotlarla Ditiyofosfonat Anyonlarının Elektrokimyasal Davranışlarının İncelenmesi. *Doktora Tezi*, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Bilim Dalı, Ankara.
- Dahm, R. 2008.** Discovering DNA: Friedrich Miescher and The Early Years of Nucleic Acid Research. *Human Genetics*, 122(6): 565-581.
- Deitzel, J. M., Kleinmeyer, J., Harris, D., Beck Tan, N. C. 2001.** The Effect of Processing Variables on The Morphology of Electrospun Nanofibers and Textiles. *Polymer*, 42(1): 261-272.
- Demir, M. M., Yilgor, I., Yilgor, E., Erman, B. 2002.** Electrospinning of Polyurethane Fibers. *Polymer*. 43(11): 3303-3309.
- Demir, A. ve Oruç, F. 2004.** Polimer Esaslı Nanoliflerin Üretimi, *Tekstil Araştırma Dergisi*, (2), 28-30.
- Diñkaya, E. 1999.** Enzim sensörleri. In *Biyosensörler, Biyokimya Yaz Okulu Kitabı*, (Ed. A Telefoncu):81- 142. İzmir, Ege Üniversitesi Basımevi.

- Doğan, Z. 2012.** Nanolif Yara Örtücü Yüzeylerin Geliştirilmesi ve Karakterizasyonu. *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- Dong, B., Gwee, L., Salas-De La Cruz, D., Winey, K. I., Elabd, Y. A. 2010.** Super Proton Conductive High-Purity Nafion Nanofibers. *Nano Letters*, 10(9): 3785-3790.
- Doshi, J., Reneker, D. H. 1995.** Electrospinning Process and Applications of Electrospun Fibers. *Journal of Electrostatics*, 35(2-3): 151-160.
- Dyer, C., Jiang, Z., Bozell, J., Rials, T., Heller, W. T., Dadmun, M. 2013.** Effect of Chain Structure on The Miscibility of Cellulose Acetate Blends: A Small-Angle Neutron Scattering Study. *Soft Matter*, 9(12): 3402-3411.
- Ehrvar, M. M., Is, C. B., Charer, J. M. S., Oung, M. M., Uong, J. H. L. 2000.** Fiber-Optic Biosensors — Trends and Advances. *Analytical Sciences*.
- Ehzari, H., Safari, M., Shahlaei, M. 2018.** A Simple and Label-Free Genosensor For BRCA1 Related Sequence Based on Electrospun Ribbon Conductive Nanofibers. *Microchemical Journal*, 143: 118-126.
- Ek, R., Gustafsson, C., Nutt, A., Iversen, T., Nyström, C. 1998.** Cellulose Powder From Cladophora sp. Algae. *Journal of Molecular Recognition*, 11(1-6): 263-265.
- Ellison, C. J., Phatak, A., Giles, D. W., Macosko, C. W., Bates, F. S. 2007.** Melt Blown Nanofibers: Fiber Diameter Distributions and Onset of Fiber Breakup. *Polymer*, 48(11): 3306-3316.
- Erdem, A., Ariksoysal, D. O., Karadeniz, H., Kara, P., Sengonul, A., Sayiner, A. A., Özsöz, M. 2005.** Electrochemical Genomagnetic Assay For The Detection Of Hepatitis B Virus DNA In Polymerase Chain Reaction Amplicons By Using Disposable Sensor Technology. *Electrochemistry Communications*, 7(8): 815-820.
- Erdem, C. 2012.** Glukoz Tayini için Nikel Oksit Modifiye Karbon Pasta Elektrotların Hazırlanması. *Yüksek Lisans Tezi*, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Eroğlu, H., Usta, M., 2000.** Lif Levha Üretim Teknolojisi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Orman Fakültesi, Yayın No: 200/30, K.T.Ü. Matbaası, Trabzon.
- Fan, X., Zhang, T., Zhao, Z., Ren, H., Zhang, Q., Yan, Y., Lv, G. 2013.** Preparation and Characterization of Bacterial Cellulose Microfiber/Goat Bone Apatite Composites For Bone Repair. *Journal of Applied Polymer Science*, 129(2), 595–603.
- Fengel, D., Wegener, G. 1984.** Wood: Chemistry, Ultrastructure, Reactions. *Journal of Polymer Science*, 23(11): 601-602.
- Frederickx, C., Verheggen, F. J., Haubruge, E. 2011.** Biosensors in Forensic Sciences. *Biotechnologie, Agronomie, Société et Environnement*, 15(3): 449-458.
- Frey, M. W. 2008.** Electrospinning Cellulose and Cellulose Derivatives. *Polymer Reviews*, 48(2): 378-391.
- Ghenaatian, H. R., Mousavi, M. F., Rahmanifar, M. S. 2011.** High Performance Battery-Supercapacitor Hybrid Energy Storage System Based on Self-Doped Polyaniline Nanofibers. *Synthetic Metals*, 161(17-18): 2017-2023.
- Göver, T. 2011.** 6-(ferrosenil) Hegzantiyol'un Altın Elektrot Yüzeyindeki Elektrokimyasal Etkisinin ve Özelliklerinin İncelenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
- Graham, K., Ouyang, M., Raether, T., Grafe, T., Mcdonald, B., Knauf, P. 2002.** Polymeric Nanofibers in Air Filtration Applications. *Fifteenth Annual Technical Conference & Expo of the American Filtration & Separation Society*, 9(12).
- Güler Gökce, Z., Akalın, P., Kök, F. N., Saraç, A. S. 2018.** Impedimetric DNA Biosensor Based on Polyurethane/poly(m-anthranilic acid) Nanofibers. *Sensors and*

Actuators, B: Chemical, 254:719-726.

Guo, B., Liu, Z., Hong, L. 2011. Doping Nafion® Matrix by p-aramid Flakes for a Proton. *Journal of Materials Chemistry*, 21(33): 12414-12421.

Gupta, P., Wilkes, G. L. 2003. Some Investigations on The Fiber Formation By Utilizing A Side-By-Side Bicomponent Electrospinning Approach. *Polymer*, 44(20): 6353-6359.

Gümüş, T. 2009. Design and Manufacture of polymeric nanofiber membranes via electrospinning method. *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, İstanbul.

Hagewood, J., 2004. Polimerik Nanoelyaf Üretimi, *Tekstil Maraton Dergisi*, (4), 18-20.

Halliwell, B. 2000. Why and How Should We Measure Oxidative DNA Damage in Nutritional Studies? How Far Have We Come? *American Journal of Clinical Nutrition*, 72(5): 1082-1087.

Hanus, M. J., Harris, A. T. 2013. Nanotechnology Innovations For The Construction Industry. *Progress in Materials Science*, 58(7): 1056-1102.

Harvey, D. 1959. 11.4: Voltammetric Methods. *Analytical Chemistry 2.0*.

Hasan, A., Nurunnabi, M., Morshed, M., Paul, A., Polini, A., Kuila, T., Hariri, M. A., Lee, Y.-kyu, Jaffa, A. A. 2014. Recent Advances in Application of Biosensors in Tissue Engineering. *BioMed Research International*.

Hauser, P.C. 1998. Electroanalytical Methods. Instrumental Multi-Element Chemical Analysis, Springer, Dordrecht, 201-250

Heitner-Wirguin, C. 1996. Recent Advances in Perfluorinated Ionomer Membranes: Structure, Properties and Applications. *Journal of Membrane Science*, 120(1): 1-33.

Hekmati, A. H., Rashidi, A., Ghazisaeidi, R., Drean, J. Y. 2013. Effect of Needle Length, Electrospinning Distance, and Solution Concentration on Morphological Properties of Polyamide-6 Electrospun Nanowebs. *Textile Research Journal*, 83(14).

Helenius, G., Bäckdahl, H., Bodin, A., Nannmark, U., Gatenholm, P., Risberg, B. 2006. In Vivo Biocompatibility of Bacterial Cellulose. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 76A(2): 431-438.

Hu, Y.-W., Yang, T., Wang, X.-X., Jiao, K. 2010. Highly Sensitive Indicator-Free Impedance Sensing of DNA Hybridization Based on Poly(*m* -aminobenzenesulfonic acid)/TiO₂ Nanosheet Membranes with Pulse Potentiostatic Method Preparation. *Chemistry - A European Journal*, 16(6), 1992–1999.

Huang, Z. M., Zhang, Y. Z., Kotaki, M., Ramakrishna, S. 2003. A Review on Polymer Nanofibers By Electrospinning and Their Applications in Nanocomposites. *Composites Science and Technology*, 63(15): 2223-2253.

James, P. J., Elliott, J. A., McMaster, J., Newton, J. M., Elliott, A. M. S., Hanna, S., Miles, M. J. 2000. Hydration of Nafion Studied by AFM and X-Ray Scattering. *Journal of Materials Science*, 35(20): 5111-5119.

Jiang, G., Zhang, J., Qiao, J., Jiang, Y., Zarrin, H., Chen, Z., Hong, F. 2015. Bacterial Nanocellulose/Nafion Composite Membranes For Low Temperature Polymer Electrolyte Fuel Cells. *Journal of Power Sources*, 273, 697–706.

Joshi, M. K., Tiwari, A. P., Pant, H. R., Shrestha, B. K., Kim, H. J., Park, C. H., Kim, C. S. 2015. In Situ Generation of Cellulose Nanocrystals in Polycaprolactone Nanofibers: Effects on Crystallinity, Mechanical Strength, Biocompatibility, and Biomimetic Mineralization. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 7(35): 19672-19683.

Kadayifçılar, K.P. 2003. Çeşitli Bulaşıcı ve Kalıtsal Hastalıklara Neden Olan Gen Dizilerini İçeren PCR Ürünü Örnekler Kullanarak Elektrokimyasal DNA

Biyosensörleriyle Bu Hastalıkların Saptanması. *Yüksek Lisans Tezi*, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Kanvah, S., Joseph, J., Schuster, G. B., Barnett, R. N., Cleveland, C. L., Landman, U. 2010. Oxidation of DNA: Damage to Nucleobases. *Accounts of Chemical Research*, 43(2), 280–287.

Karadeniz, H. 2004. DNA Analizlerine Yönelik Elektrokimyasal Genosensörün Tasarımı ve Uygulamaları. *Yüksek Lisans Tezi*, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Analitik Kimya Programı, İzmir.

Kenawy, E. R., Abdel-Hay, F. I., El-Newehy, M. H., Wnek, G. E. 2007. Controlled Release of Ketoprofen From Electrospun Poly(Vinyl Alcohol) Nanofibers. *Materials Science and Engineering A.*, 459(1-2): 390-396.

Khedkar, G. D., Prakash, B., Khedkar, C. D., Chopade, B. A. 2015. Nucleic Acids. *Encyclopedia of Food and Health*.

Kikutani, T., Radhakrishnan, J., Arikawa, S., Takaku, A., Okui, N., Jin, X., Niwa, F., Kudo, Y. 1996. High-Speed Melt Spinning of Bicomponent Fibers: Mechanism of Fiber Structure Development in Poly(Ethylene Terephthalate)/Polypropylene System. *Journal of Applied Polymer Science*, 62(11), 1913–1924.

Kim, C. W., Kim, D. S., Kang, S. Y., Marquez, M., Joo, Y. L. 2006. Structural Studies of Electrospun Cellulose Nanofibers. *Polymer*, 47(14): 5097-5107.

Kim, G., Kim, H., Kim, I. J., Kim, J. R., Lee, J. I., Ree, M. 2009. Bacterial Adhesion, Cell Adhesion and Biocompatibility of Nafion Films. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Editio*, 20(12): 1687-1707.

Kırcı, H., Ateş, S., Akgül, M. 2001. Selüloz Türevleri ve Kullanım Yerleri. *Fen ve Mühendislik Dergisi*, Cilt 4, Sayı 2. 119-130.

Kökbaş, U., Kayrın, L., Tuli, A. 2013. Biyosensörler ve Tipta Kullanım Alanları. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 22(4): 499-513.

Köse, G. 2006. Bazı Doğal Bileşiklerin Mannich Modifikasyonları. *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.

Kounaves, S. P. 2015. Voltammetric Techniques Chapter:37. Handbook of Instrumental Techniques for Analytical Chemistry. Tufts University, Department of Chemistry, ABD.

Kozanoğlu, G. S. 2006. Elektrospinning Yöntemiyle Nanolif Üretim Teknolojisi. *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tekstil Mühendisliği, İstanbul.

Kreuer, K. D., Ise, M., Fuchs, A., Maier, J. 2007. Proton and Water Transport in Nano-Separated Polymer Membranes. *Le Journal de Physique IV*. 10(2000): 279-281.

Labuda, J., Brett, A. M. O., Evtugyn, G., Fojta, M., Mascini, M., Ozsoz, M., Palchetti, I., Paleček, E., Wang, J. 2010. Electrochemical nucleic acid-based biosensors: Concepts, terms, and methodology (IUPAC Technical Report). *Pure and Applied Chemistry*.

Li, L., Bellan, L. M., Craighead, H. G., Frey, M. W. 2006. Formation and Properties of Nylon-6 And Nylon-6/Montmorillonite Composite Nanofibers. *Polymer* 47(17): 6208–6217.

Li, R., Dou, J., Jiang, Q., Li, J., Xie, Z., Liang, J., Ren, X. 2014. Preparation and Antimicrobial Activity Of B-Cyclodextrin Derivative Copolymers/Cellulose Acetate Nanofibers. *Chemical Engineering Journal*, 248:264–272.

Liu, H., Hsieh, Y. Lo. 2002. Ultrafine Fibrous Cellulose Membranes From Electrospinning of Cellulose Acetate. *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer*

Physics, 40(18): 2119-2129.

Liu, R., Peng, Y., Cao, J., Chen, Y. 2014. Comparison on Properties of Lignocellulosic Flour/Polymer Composites By Using Wood, Cellulose, And Lignin Flours as Fillers. *Composites Science and Technology*, 103:1-7.

Liu, Y., Chen, J. Y. 2016. Enzyme Immobilization on Cellulose Matrixes. *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*, 31(6).

Ma, Z., Kotaki, M., Ramakrishna, S. 2005. Electrospun Cellulose Nanofiber as Affinity Membrane. *Journal of Membrane Science*, 265(1-2): 115-123.

Ma, Z., Kotaki, M., Yong, T., He, W., Ramakrishna, S. 2005. Surface Engineering of Electrospun Polyethylene Terephthalate (PET) Nanofibers Towards Development of A New Material For Blood Vessel Engineering. *Biomaterials*, 26(15): 2527-2536.

Majumdar, A., Mukhopadhyay, S., Yadav, R. 2010. Thermal Properties of Knitted Fabrics Made From Cotton and Regenerated Bamboo Cellulosic Fibres. *International Journal of Thermal Sciences*, 49(10), 2042–2048.

Martins, A., Pinho, E. D., Faria, S., Pashkuleva, I., Marques, A. P., Reis, R. L., Neves, N. M. 2009. Surface Modification of Electrospun Polycaprolactone Nanofiber Meshes by Plasma Treatment To Enhance Biological Performance. *Small.*, 5(10): 1195-1206.

Marx, S., Jose, M. V., Andersen, J. D., Russell, A. J. 2011. Electrospun Gold Nanofiber Electrodes For Biosensors. *Biosensors and Bioelectronics*, 26(6): 2981-2986.

Matysik, F. M., Matysik, S., Brett, A. M. O., Brett, C. M. A. 1997. Ultrasound-Enhanced Anodic Stripping Voltammetry Using Perfluorosulfonated Ionomer-Coated Mercury Thin-Film Electrodes. *Analytical Chemistry*, 69(8): 1651-1656.

Mauritz, K. A., Moore, R. B. 2004. State of Understanding of Nafion. *Chemical Reviews*, 104(10): 4535-4586.

McNamara, K., Tofail, S. A. M. 2017. Nanoparticles in Biomedical Applications. *Advances in Physics: X.*, 2(1): 54-88.

Mercante, L. A., Scagion, V. P., Migliorini, F. L., Mattoso, L. H. C., Correa, D. S. 2017. Electrospinning-based (bio)sensors for Food and Agricultural Applications: A review. *TrAC - Trends in Analytical Chemistry*, 91: 91-103.

Mitchell, R. L., Muller, T. E., Stevens, H. D., Tabke, R. S. 1969. Process For Forming Hydroxyethyl Cellulose Fibers Having High Water Absorption And High Water Retention Properties. US3670069A, United States Patent Office.

Moilanen, D. E., Piletic, I. R., Fayer, M. D. 2007. Water Dynamics in Nafion Fuel Cell Membranes: The Effects of Confinement And Structural Changes on The Hydrogen Bond Network. *Journal of Physical Chemistry C.*, 111(25): 8884-8891.

Mollá, S., Compañ, V. 2011. Polyvinyl alcohol Nanofiber Reinforced Nafion Membranes For Fuel Cell Applications. *Journal of Membrane Science*, 372(1-2): 191-200.

Monošík, R., Stred'anský, M., Šturdík, E. 2012. Biosensors-Classifi Cation, Characterization and New Trends. *Acta Chimica Slovaca*, 5(1):109–120.

Muti Erdem, M. 2010. Elektrokimyasal DNA Sensörü için Nanomalzemelere Dayalı Elektrot Materyallerinin Geliştirilmesi ve Uygulamaları. *Doktora Tezi*, Adnan Menderes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Kimya Anabilim Dalı, Aydın.

Nechyporchuk, O., Pignon, F., Belgacem, M. N. 2014. Morphological Properties of Nanofibrillated Cellulose Produced Using Wet Grinding as an Ultimate Fibrillation Process. *Journal of Materials Science*, 50(2): 531-541.

Newman, J. D., Tigwell, L. J., Warner, P. J., Turner, A. P. F. 2001. Biosensors:

- Boldly Going into The New Millennium. *Sensor Review*, 21(4):268-271.
- Ott, E., Grafflin M. W. 1956.** Cellulose and Cellulose Derivatives. *Adgewandte Chemie*, 68(14), 471.
- Özer, Y. 2019.** Nanoteknoloji'nin Askerî Uygulamaları Üzerine Bir Değerlendirme. *Güvenlik Bilimleri Dergisi*, IDEF özel sayı, 1:33-52.
- Özdoğan, E., Demir, A., Seventekin, N. 2006a.** Nanoteknoloji ve Tekstil Uygulamaları. *Tekstil ve Konfeksiyon*, 3:159–163.
- Özdoğan, E., Demir, A., Seventekin, N. 2006b.** Nanoteknoloji ve Tekstil Uygulamaları (Bölüm 2). *Tekstil ve Konfeksiyon*, 4:225–229.
- Özgüney, A. T., Ekmekçi Körlü, A., Bahtiyari, M. İ., Bahar, M. 2006.** Viskon Liflerinin Fiziksel Özellikleri ve Makromolekülerüstü Yapısı. *Tekstil ve Konfeksiyon*, 2:100–104.
- Özkoç, Ü. 2010.** Experimental Investigation of Optimal Spinning Parameters for Nanofibers. *Yüksek Lisans Tezi*, Gaziantep Üniversitesi, Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, Gaziantep.
- Özsöz, M. 2005.** Elektrokimyasal DNA biyosensörleri. Gıda kongresi (19-21 Nisan 2005 Bornova/İzmir) Sözlü bildirimler s:266-273.
- Paleček, E. 2002.** Past, Present and Future of Nucleic Acids Electrochemistry. *Talanta*, 56(5): 809–819.
- Paul, D. R., Robeson, L. M. 2008.** Polymer Nanotechnology: Nanocomposites. *Polymer*, 49(15): 3187-3204.
- Polat, F. 2017.** Fen eğitiminde biyolojide özel konular. (F. Polat, Ed.), 1. Baskı. Pegem Akademi, Ankara:
- Ramakrishna, S., Fujihara, K., Teo, W.-E., Lim, T.-C., Ma, Z. 2005.** An Introduction to Electrospinning and Nanofibers. Baskı: World Scientific. USA.
- Ramakrishna, S., Fujihara, K., Teo, W. E., Yong, T., Ma, Z., Ramaseshan, R. 2006.** Electrospun Nanofibers: Solving Global Issues. *Materials Today*, 9(3): 40-50.
- Rechnitz, G. A. 1987.** Biosensors: An overview. *Journal of Clinical Laboratory Analysis*, 1(3): 308-312.
- Ren, G., Xu, X., Liu, Q., Cheng, J., Yuan, X., Wu, L., Wan, Y. 2006.** Electrospun Poly(vinyl alcohol)/Glucose Oxidase Biocomposite Membranes for Biosensor Applications. *Reactive and Functional Polymers*, 66(12), 1559–1564.
- Reneker, D. H., Yarin, A. L., Fong, H., Koombhongse, S. 2000.** Bending Instability of Electrically Charged Liquid Jets of Polymer Solutions in Electrospinning. *Journal of Applied Physics*, 87(9).
- Rivet, C., Lee, H., Hirsch, A., Hamilton, S., Lu, H. 2011.** Microfluidics For Medical Diagnostics And Biosensors. *Chemical Engineering Science*, 66(7): 1490-1507.
- Rozzi, A., Ficara, E., Cellamare, C. M., Bortone, G. 1999.** Characterization of Textile Wastewater and Other Industrial Wastewaters by Respirometric and Titration Biosensors. *Water Science and Technology*, 40(1): 161-168.
- Senecal, K., Senecal, A., Magnone, J. 2006.** Nanofiber Development For Sensor Platforms. *International Nonwovens Technical Conference, INTC 2006*.
- Shao, Z.-G., Wang, X., Hsing, I.-M. 2002.** Composite Nafion/polyvinyl Alcohol Membranes for the Direct Methanol Fuel Cell. *Journal of Membrane Science*, 210(1): 147–153.
- Sharma, D. K., Li, F., Wu, Y. nan. 2014.** Electrospinning of Nafion and Polyvinyl Alcohol into Nanofiber Membranes: A Facile Approach to Fabricate Functional Adsorbent for Heavy Metals. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and*

Engineering Aspects, 457: 236-243.

Şiranlı, H. 2016. Tek Kullanımlık Modifiye Edilmiş ve Edilmemiş Grafit Elektrotların DNA Hibridizasyon Sensörü Olarak Kullanılabilirliğinin Araştırılması. *Yüksek Lisans Tezi*, Adnan Menderes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Aydın.

Skoog, D. A., Holler, F. J., Nieman, T. A. 1998. Çeviri editörleri; Kılıç, E., Köseoğlu F., Yılmaz, H. Enstrumantal Analiz İlkeleri, Bilim Yayıncılık, 5. Baskı, 940, Ankara.

Süpüren, G., Kanat, Z. E., Çay, A., Kırcı, T., Gülümser, T., Tarakçıoğlu, I. 2007. Nano Lifler (Bölüm 2). *Tekstil ve Konfeksiyon*, 2: 83–89.

Taepaiboon, P., Rungsardthong, U., Supaphol, P. 2007. Vitamin-Loaded Electrospun Cellulose Acetate Nanofiber Mats as Transdermal And Dermal Therapeutic Agents of Vitamin A Acid And Vitamin E. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, 67(2): 387-397.

Tan, E. P. S., Lim, C. T. 2006. Mechanical Characterization of Nanofibers - A review. *Composites Science and Technology*, 66(9): 1102-1111.

Tang, B., Wang, J., Xu, S., Afrin, T., Tao, J., Xu, W., Sun, L., Wang, X. 2012. Function Improvement of Wool Fabric Based on Surface Assembly of Silica and Silver Nanoparticles. *Chemical Engineering Journal*, 185-186:366-373.

Tanioka, A., Takahashi, M. 2016. Nanofibers. High-Performance and Specialty Fibers: Concepts, Technology and Modern Applications of Man-Made Fibers for the Future. Department of Organic Polymeric Materials, Tokyo Institute of Technology, Tokyo/Japan.

Thévenot, D. R., Toth, K., Durst, R. A., Wilson, G. S. 2001. Electrochemical Biosensors: Recommended Definitions and Classification. *Biosensors and Bioelectronics*, 34(5): 635-659.

Tran, C., Kalra, V. 2013. Co-Continuous Nanoscale Assembly of Nafion-Polyacrylonitrile Blends Within Nanofibers: A Facile Route to Fabrication of Porous Nanofibers. *Soft Matter*, 9(3): 846-852.

Tripathy, S., Bhandari, V., Sharma, P., Vanjari, S. R. K., Singh, S. G. 2019. Chemiresistive DNA Hybridization Sensor with Slectrospun Nanofibers: A method to Minimize Inter-device Variability. *Biosensors and Bioelectronics*, 133: 24-31.

Tristantini, D., Sandra, C. 2018. Synthesis of Cellulose Acetate From Palm Oil Bunches and Dried Jackfruit Leaves. *E3S Web of Conferences*, 67:3.

Tucker, N., Stanger, J. J., Staiger, M. P., Razzaq, H., Hofman, K. 2018. The History of the Science and Technology of Electrospinning from 1600 to 1995. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*.

Tunç, S. 2017. DNA Hasarı Tayini için Grafene Dayalı Elektrokimyasal Biyosensörlerin Hazırlanması. *Yüksek lisans tezi*, Ordu Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ordu.

Tumillo, T., Roy, A., Pentyala, S., Mysore, P., Pentyala, S. N. 2014. Nanomaterials in Healthcare. *Translational Research in Environmental and Occupational Stress*, 57-68.

Turner, A. P. F. 1994. Biosensors. *Current Opinion in Biotechnology*, 5(1), 49–53.

Tübitak Marmara Araştırma Merkezi, 2016. Selüloz Türevleri Üretim Teknolojisi. Türkiye Cumhuriyeti Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı, Kocaeli.

Tüylek, Z. 2017. Biyosensörler ve Nanoteknolojik Etkileşim Biosensors and Nanotechnological Interaction. *BEÜ Fen Bilimleri Dergisi BEU Journal of Science*, Cilt 6, Sayı 2: 71-80.

- Üstün, A. 2011.** Hava Filtrasyonu İçin Nanolif Üretimi. *Yüksek Lisans Tezi*, Pamukkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı, Denizli.
- Wang, J. 2000.** Analytical Electrochemistry, Second Edition. Baskı: United States of America.
- Wang, J. 2001.** Glucose Biosensors: 40 Years of Advances and Challenges. *Electroanalysis*, 13(12), 983–988.
- Wang, J., Kawde, A. N., Sahlin, E. 2000.** Renewable Pencil Electrodes For Highly Sensitive Stripping Potentiometric Measurements of DNA and RNA. *Analyst*, 125: 5-7.
- Wang, J., Lin, Y., Chen, L. 1993.** Organic-Phase Biosensors For Monitoring Phenol And Hydrogen Peroxide in Pharmaceutical Antibacterial Products. *The Analyst*, 118(3): 277-280.
- Watson, J. D., Crick, F. H. 1953.** The Structure of DNA. *Cold Spring Harbor symposia on quantitative biology*, 18, 123–131.
- West, J. L., Halas, N. J. 2000.** Applications of Nanotechnology to Biotechnology. *Current Opinion in Biotechnology*, 11(2): 215-217.
- Whitney, W. R. 1905.** Electrochemistry. *Journal of the American Chemical Society*, 27(1): 80-81.
- Wu, H., Hu, L., Rowell, M. W., Kong, D., Cha, J. J., McDonough, J. R., Zhu, J., Yang, Y., McGehee, M. D., Cui, Y. 2010.** Electrospun Metal Nanofiber Webs as High-Performance Transparent Electrode. *Nano Letters.*, 10(10): 4242-4248.
- Yao, Y., Li, J., Lu, H., Gou, J., Hui, D. 2015.** Investigation into Hybrid Configuration in Electrospun Nafion/Silica Nanofiber. *Composites Part B: Engineering*, 69, 478–483.
- Yarin, A. L., Koombhongse, S., Reneker, D. H. 2001.** Taylor Cone and Jetting From Liquid Droplets in Electrospinning of Nanofibers. *Journal of Applied Physics*, 90(9).
- Yin, H., Zhou, Y., Ma, Q., Ai, S., Ju, P., Zhu, L., Lu, L. 2010.** Electrochemical Oxidation Behavior of Guanine And Adenine on Graphene-Nafion Composite Film Modified Glassy Carbon Electrode and The Simultaneous Determination. *Process Biochemistry*, 45(10): 1707-1712.
- Zhang, F., Zhang, Z., Liu, Y., Leng, J. 2014.** Shape Memory Properties of Electrospun Nafion Nanofibers. *Fibers and Polymers*, 15(3): 534-539.
- Zhao, Y., Zhu, X., Liu, H., Luo, Y., Wang, S., Shen, M., Zhu, M., Shi, X. 2014.** Dendrimer-Functionalized Electrospun Cellulose Acetate Nanofibers For Targeted Cancer Cell Capture Applications. *Journal of Materials Chemistry B*, 2(42): 7384-7393.
- Zong, X., Kim, K., Fang, D., Ran, S., Hsiao, B. S., Chu, B. 2002.** Structure and Process Relationship of Electrospun Bioabsorbable Nanofiber Membranes. *Polymer*, 43(16): 4403-4412.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ayşe Bostancı
Doğum Yeri ve Tarihi : Eflani / 18.07.1994
Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Durumu

Lise : Şehit Jandarma Er Selim Koçdemir Lisesi (2008-2012)

Lisans : Bursa Uludağ Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Tekstil Mühendisliği Bölümü (2012-2017)

Yüksek Lisans : Bursa Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü,
Tekstil Mühendisliği Ana Bilim Dalı (2017-2019)

İletişim (e-posta) : aysebostanci21@gmail.com