



**T.C.
BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MALZEME TEKNOLOJİLERİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**POLİTİYOFEN/KARBON NANOTÜP
KOMPOZİTİNE DAYALI YENİ BİR DOPAMİN
BİYOSENSÖRÜ GELİŞTİRİLMESİ**

Barış BALIKÇI

BURDUR, 2019

T.C.

**BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MALZEME TEKNOLOJİLERİ MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**POLİTİYOFEN/KARBON NANOTÜP
KOMPOZİTİNE DAYALI YENİ BİR DOPAMİN
BİYOSENSÖRÜ GELİŞTİRİLMESİ**

Barış BALIKÇI

Danışman: Prof. Dr. Songül ŞEN GÜRSOY

II. Danışman: Doç. Dr. Sadık ÇOĞAL

BURDUR, 2019

YÜKSEK LİSANS JÜRİ ONAY FORMU

Barış BALIKÇI tarafından **Prof. Dr. Songül ŞEN GÜRSOY** yönetiminde hazırlanan “**Politiyofen/Karbon Nanotüp Kompozitine Dayalı Yeni Bir Dopamin Biyosensörü Geliştirilmesi**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13/03/2019

Prof. Dr. Ayşegül UYGUN ÖKSÜZ (Başkan)
Süleyman Demirel Üniversitesi

Prof. Dr. Songül ŞEN GÜRSOY (I. Danışman)
Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi

Doç. Dr. Sadık ÇOĞAL (II. Danışman)
Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi

Doç. Dr. Hale Seçilmiş CANBAY (Jüri Üyesi)
Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi

Dr. Öğr. Üy. Devrim DEMİRAY SOYASLAN (Jüri Üyesi)
Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi

ONAY

Bu Tez, Enstitü Yönetim Kurulu'nun _____ Tarih ve _____ Sayılı Kararı ile Kabul Edilmiştir.

(İmza)

Prof. Dr. Ayşe Gül MUTLU GÜLMEMİŞ

Müdür
Fen Bilimleri Enstitüsü

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum **“Politiyofen/Karbon Nanotüp Kompozitine Dayalı Yeni Bir Dopamin Biyosensörü Geliştirilmesi”** başlıklı bu tezin;

- Kendi çalışmam olduğunu,
- Sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi,
- Bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi,
- Kullandığım verilerde değişiklik yapmadığımı,
- Tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını,
- Bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı,
- Bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı,

bildirir, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

06/03 / 2019

Barış BALIKÇI

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince ve tezin oluşumu, yazımı ve deneysel çalışmalarım sırasında destek ve yardımlarını esirgemeyen, bana yol gösteren her zaman yanımda olan değerli tez danışman hocam, Prof. Dr. Songül ŞEN GÜRSOY'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca deneyimlerini aktararak yardımlarını ve desteğini hiçbir zaman eksik etmeyen sayın hocam Doç. Dr. Sadık ÇOĞAL'a, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım süresince birlikte çalıştığım laboratuvar arkadaşım Abdulkerim YILDIZ'a, her zaman yanımda olan kıymetli arkadaşlarım Hülya CANDOĞAN'a, Şevval TOKER'e ve Zeynep YILDIRIM'a, bu aşamaya kadar her türlü desteklerini benden esirgemedikleri için sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

2017-YL-408 No`lu Proje ile tezimi maddi olarak destekleyen Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne teşekkür ederim.

Hayatımın her anında yanımda olan, yaptığım tüm işlerde beni cesaretlendiren, varlıklarını benden hiçbir zaman esirgemeyen aileme teşekkür etmekten mutluluk ve onur duyarım.

Mart, 2019

Barış BALIKÇI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİL DİZİNİ.....	iv
ÇİZELGE DİZİNİ	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ÖZET.....	vii
SUMMARY	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Biyosensörler	4
2.2. Biyosensörlerin Bileşenleri	4
2.2.1. Biyolojik Bileşenler (Reseptörler)	4
2.2.2. Fiziksel Bileşenler (Transduserler)	4
2.3. Biyosensörlerin Performansını Etkileyen Faktörler	6
2.3.1. Seçicilik	6
2.3.2. Kullanım Ömrü	7
2.3.3. Tekrarlanabilirlik	7
2.3.4. Kararlılık	7
2.3.5. Yüksek Duyarlılık	7
2.3.6. Basitlik ve Ucuzluk	8
2.3.7. Geniş Ölçüm Aralığı	8
2.4. Biyosensörlerin Sınıflandırılması	8
2.4.1. Biyoalgılama Materyalleri Temel Alınarak Yapılan Sınıflandırma	8
2.4.1.1. Enzim Biyosensörleri	8
2.4.1.2. DNA Biyosensörleri	9
2.4.1.3. İmmuno (Antikor/Antijen) Biyosensörler	10
2.4.1.4. Mikrobiyal Biyosensörler	11
2.4.1.5. Doku Esaslı Biyosensörler	11
2.4.2. Dönüştürme Araçları Temel Alınarak Yapılan Sınıflandırma.....	11
2.4.2.1. Optik Biyosensörler	11
2.4.2.2. Piezoelektrik Biyosensörler	12
2.4.2.3. Termal Biyosensörler	12
2.4.2.4. Elektrokimyasal Biyosensörler	13
2.5. İletken Polimerler	14
2.5.1. İletken Polimerlerin Kullanım Alanları	15
2.5.2. İletken Polimerlerin Kimyasal Polimerizasyonu	16
2.5.3. İletken Polimerlerin Elektrokimyasal Polimerizasyonu	16
2.5.4. Politiyofen	17
2.6. Karbon Nanotüp.....	18
2.7. PTh/MWCNT Kompozitleri	20
2.8. Dopamin.....	20
2.9. Elektrokimyasal Dopamin Biyosensörleri	21
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	24
3.1. Kullanılan Kimyasal Maddeler	24

3.2. Aletler ve Cihazlar	24
3.2.1. Fourier Transform İnfrared Spektrometresi (FTIR)	24
3.2.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	24
3.2.3. Potansiyostat	24
3.2.4. Ultrasonik Banyo	24
3.2.5. Elektrotlar	25
3.3. Deneysel Kısım	25
3.3.1. Fosfat Tampon Çözeltisi (PBS)	25
3.3.2. Karbon Nanotüpün Asit Ortamında Modifikasyonu.....	25
3.3.3. Politiyofenin Kimyasal Sentezi.....	26
3.3.4. Politiyofen/Karbon Nanotüp Kompozitlerinin Sentezi.....	26
3.3.5. Camsı Karbon Elektrodunun Modifiye Edilmesi	26
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	27
4.1. Kompozitlerin Karakterizasyonu	27
4.1.1. FTIR Sonuçları	27
4.1.2. SEM Sonuçları.....	29
4.1.3. Elektrokimyasal Karakterizasyon	31
4.2. Dopamin Tayini	33
4.2.1. PTh/MWCNT Kompozitindeki Tiyofen Miktarının Etkisi	33
4.2.2. Elektrot Yüzeyine Kaplanan Kompozit Miktarın Etkisi	34
4.2.3. pH Optimizasyonu	37
4.2.4. Elektrokimyasal Dopamin Tayini	38
4.2.5. Girişimlerin Etkisi	41
4.2.6. Tekrarlanabilirlik	42
4.2.7. Uzun Süreli Kararlılık.....	42
5. SONUÇ	44
KAYNAKLAR.....	46
ÖZGEÇMİŞ.....	54

ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Biyosensörlerin bileşenleri.....	5
Şekil 2.2. İlk enzim elektrodu, A) referans elektrotu, B) çalışma elektrodu, C) tutturulmuş silindir, D), E), G), F) konstre enzim tabakası	9
Şekil 2.3. DNA sensörü çalışma prensibi.....	10
Şekil 2.4. Elektrokimyasal hücrenin şematik gösterimi	13
Şekil 2.5. Konjuge çift bağ şekli	15
Şekil 2.6. Tiyofenin kimyasal yapısı	17
Şekil 2.7. Politiyofenin kimyasal sentezi	18
Şekil 2.8. Karbon elementinin bazı allotropları a) grafen, b) elmas, c) grafit, d) fulleren e) karbon nanotüp	19
Şekil 2.9. a) Tek duvarlı karbon nanotüp, b) Çok duvarlı karbon nanotüp.....	19
Şekil 2.10. Dopaminin molekül yapısı	20
Şekil 3.1. Potansiyostat cihazı.....	24
Şekil 3.2. Ultrasonik banyo	25
Şekil 4.1. MWCNT, PTh ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR spektrumları.....	28
Şekil 4.2. Farklı oranlarda sentezlenmiş PTh/MWCNT kompozitlerinin FTIR spektrumları a) 80 µL/16 mg, b) 120 µL/16 mg, c) 160 µL/16 mg, d) 200 µL/16 mg, e) 240 µL/16 mg	28
Şekil 4.3. SEM görüntüleri a) PTh (2 µm), b) PTh (200 nm), c) MWCNT (2 µm), d) MWCNT (200 nm), e) PTh/MWCNT (2 µm), f) PTh/MWCNT (200 nm)	30
Şekil 4.4. Camsı karbon elektrot (GCE), politiyofen ve PTh/MWCNT kompozitinin dönüşümlü voltamogram	31
Şekil 4.5. Biyosensörün 0.1 M PBS'de farklı tarama hızlarındaki CV'leri	32
Şekil 4.6. Biyosensörün pik akımlarının tarama hızlarına karşı davranışları.....	33
Şekil 4.7. PTh/MWCNT kompozitinde tiyofen miktarının dopaminin cevabı üzerine etkisi	34
Şekil 4.8. PTh/MWCNT kompozit miktarının biyosensör cevabına etkisine ait kalibrasyon grafiği.....	35
Şekil 4.9. GCE-PTh/MWCNT'nin farklı tarama hızlarındaki dopamine karşı cevapları ...	36
Şekil 4.10. GCE-PTh/MWCNT'nin farklı tarama hızları kullanılarak dopamine karşı anodik ve katodik pik akımları	36
Şekil 4.11. Biyosensör cevabına pH'ın etkisi gösteren dönüşümlü voltgamramlar.....	37
Şekil 4.12. Biyosensör cevabına pH'ın etkisi	38
Şekil 4.13. PTh/MWCNT kompozitinin dopamin konsantrasyonuna karşı CV cevabı.....	39
Şekil 4.14. 0.1 M pH 7.4'de fosfat tampon çözeltisindeki biyosensörün farklı konsantrasyonlardaki akım değerleri.....	39
Şekil 4.15. Dopamin biyosensörüne askorbik asit (AA) and ürik asidin (UA) girişim etkisi.....	42
Şekil 4.16. PTh/MWCNT kompozitinin kararlılık grafiği	43

ÇİZELGE DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Biyosensörlerle tayin edilebilen maddeler.	6
Tablo 2.2. Bazı iletken polimerlerin iletkenlik değerleri.....	15
Tablo 4.1. Politiyofen, karbon nanotüp ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR pik değerleri.....	29
Tabo 4.2. Dopamin biyosensörlerinin karşılaştırılması.....	41



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AA	: Askorbik Asit
CP	: İletken Polimerler
CV	: Döngüsel Voltametri
DA	: Dopamin
DPV	: Diferansiyel Puls Voltametrisi
FTIR	: Fourier Transform İnfrared Spektrofotometresi
GCE	: Camsı Karbon Elektrot
MWCNT	: Çok Duvarlı Karbon Nanotüp
PTh	: Politiyofen
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
UA	: Ürik Asit

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Politiyofen/Karbon Nanotüp Kompozitine Dayalı Yeni Bir Dopamin Biyosensörü Geliştirilmesi

Barış Balıkçı

Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Malzeme Teknolojileri Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Songül ŞEN GÜR SOY

II. Danışman: Doç. Dr. Sadık ÇOĞAL

Mart, 2019

Bu çalışmada, politiyofen/çok duvarlı karbon nanotüp (PTh/MWCNT) kompozitleri kimyasal oksidatif polimerizasyon yöntemi kullanılarak sentezlenmiş ve özellikleri incelenmiştir. PTh, CNT ve kompozitlerin Fourier transform infrared spektrometresi (FTIR) sonuçlarından polimerleşme ve kompozit oluşumunu destekleyen spektrumlar elde edilmiştir. Polimerlerin yüzey morfolojileri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile aydınlatılmıştır. Elektrokimyasal karakterizasyon çalışmaları dönüşümlü voltametri (CV) yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kompozitler camı karbon elektrot yüzeyine tutturularak dopamine karşı duyarlı bir biyosensör geliştirmek üzere çalışma elektrotları hazırlanmıştır. Dopamine karşı en iyi cevabı veren kompozit (160 µL/16 mg) (PTh/MWCNT) seçilerek biyosensörün çalışma koşulları optimize edilmiştir. Çalışma pH'sı, kompozit miktarı ve dopamin derişiminin, elektrot cevabı üzerine etkileri araştırılmıştır. Girişim yapabilecek maddelerin etkileri de incelenmiş, cevap süresi 4-5 saniye ve lineer çalışma aralığının üst sınırı 0,98 mM dopamin derişimi olarak bulunmuştur. Biyosensörün tespit sınırı 0,08 mM ve hassasiyeti ise 289 µA.nM⁻¹'dir. Ayrıca çalışma elektrodunun hazırlama yöntemi oldukça basit ve hızlıdır.

Anahtar Kelimeler: Biyosensör, iletken polimerler, karbon nanotüp, kompozit, dopamin

Hazırlanan bu Yüksek Lisans Tezi Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2017-YL-408 No`lu proje numarası ile desteklenmiştir.

SUMMARY

M. Sc. Thesis

Development of a New Dopamine Biosensor Based on Polythiophene/Carbon Nanotube Composite

Barış Balıkçı

**Burdur Mehmet Akif Ersoy University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Material Technologies Engineering**

**Supervisor: Prof. Dr. Songül ŞEN GÜRSOY
Co-Supervisor: Assoc. Prof. Sadık ÇOĞAL**

March, 2019

In this study, polythiophene/multi-walled carbon nanotube (PTh/MWCNT) composites were synthesized by chemical oxidative polymerization and their properties were investigated. The Fourier transform infrared spectrometry (FTIR) results of PTh, CNT and composites were supported the polymerization and formation of composites. Surface morphologies of the polymers were illuminated by scanning electron microscopy (SEM). Electrochemical characterization studies were carried out by using cyclic voltammetry (CV) method. The composites were attached to the glassy carbon electrode surface to develop a biosensor sensitive to dopamine. The working conditions of the biosensor were optimized by selecting the composite which gives the best response against dopamine (160 $\mu\text{L}/16 \text{ mg}$) (PTh/MWCNT). Working pH, amount of composites and the effects of dopamine concentration on the electrode response were investigated. The effects of interferants were also studied. The response time was 4-5 seconds and the upper limit of the linear operating range for dopamine concentration was 0.98 mM. The detection limit of the biosensor was 0.08 mM and its sensitivity was 289 $\mu\text{A.nM}^{-1}$. In addition, preparation method of the working electrode is quite simple and fast.

Keywords: Biosensor, conductive polymers, carbon nanotube, composite, dopamine

The present M.Sc. Thesis was supported by Burdur Mehmet Akif Ersoy University, Scientific Research Projects Commission under the Project number of 2017-YL-408.

1. GİRİŞ

Biyosensörler genel olarak; canlı vücudunda gerçekleşen biyolojik, kimyasal ve biyokimyasal bir olayın elektrik sinyaline dönüştürülüp ölçülebilir bir hale getirildiği alet ya da enstrüman olarak tanımlanır (Tüylek, 2017). İlk biyosensör, Clark ve Lyons tarafından bir enzim-elektrodu üzerine yaptıkları çalışmada tanımlanmıştır (Clark ve Lyons, 1962). Biyosensörler tıbbi teşhis, ilaç, gıda güvenliği, çevresel izleme, fizik, kimya, biyoloji, biyokimya ve mühendislik gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Biyosensörler teknolojik gelişmelere bağlı olarak hızlı bir gelişme içerisine girmiştir. Özellikle nanoteknolojinin gelişmesiyle biyosensörler daha ucuz, küçük, uzun ömürlü ve hassas bir şekilde elde edilmektedir ve yeni gelişen teknolojiler sayesinde gelişmeye devam edecektir (Tüylek, 2017; Moon vd., 2018). Biyosensör geliştirme sürecinde birçok farklı malzeme kullanılmaktadır. Bu amaçla sıklıkla kullanılan maddelerden biri de iletken polimerlerdir.

İletken polimerler (CP), yapılarında bulunan konjuge çift bağlar sayesinde iletkenlik özelliğine sahiptirler. Son yıllarda iletken polimerlerin birçok alanda kullanılmaya başlamasıyla bilim insanları tarafından yeni iletken polimerlerin sentezlenmesi ve iyileştirilmesi için çalışmalar sürdürülmektedir (Randriamahazaka vd., 2005). İletken polimerler önemli organik fonksiyonel malzeme gruplarından birini oluşturmaktadırlar. Biyomolekül immobilizasyonu için benzersiz fiziksel ve elektriksel özelliklere sahip olmaları, ucuz ve kolaylıkla sentezlenebilmelerinin yanında matris olarak kullanıma uygun olmalarından dolayı, iletken polimerler süper kapasitörler, şarj edilebilir piller, elektrokromik cihazlar, güneş pilleri, sensörler ve biyomedikal uygulamalar gibi geniş bir kullanım alanı bulmuştur. İletken polimerlerin performansını arttırmak için karbon bazlı malzemeler, metaller veya metal oksitler gibi malzemelerle kompozitleri sentezlenmiştir (Naveen vd., 2017). İletken polimerlerin önemli bir sınıfını oluşturan politiyofenler (PTh), çok yönlü yapılarından, hem doğal hem de katkılanmış formlarında iyi termal kararlılığa sahip olmalarından dolayı yaygın bir şekilde farklı araştırma grupları tarafından çalışılmaktadırlar (Roncali, 1992).

Iijima tarafından 1991 yılında keşfedilen karbon nanotüpler (CNT) (Iijima, 1991), bir silindir içerisine yerleştirilmiş ve kapalı bir elektronik aromatik delokalize sistemde binlerce karbon atomundan oluşmuş büyük yapılardır (Sahoo vd., 2010). Karbon nanotüp,

ultra güçlü kaplamalar, nanoelektronik cihazlar, nanokompozit materyaller gibi birçok alanda kullanım alanına sahiptir (Treacy vd., 1996). Karbon nanotüplerin mükemmel mekaniksel, elektriksel, termal ve manyetik özellikleri bulunmaktadır. Bu özelliklerin derecesi nanotüplerin çapına ve tek duvarlı ya da çok duvarlı olmasına bağlı olarak değişmektedir.

Dopamin (DA); merkezi sinir, kardiyovasküler ve endokrin gibi sistemlerde rol oynayan önemli bir nörotransmitterdir (Douard ve Ferraris, 2013; Putra vd., 2014). Parkinson sendromlu, şizofren ve kişilik bölünmesi olan hastalarda dopamin seviyesi düşüktür (Douard vd., 2010; Lakhan ve Kirchgessner, 2013). Bu nedenle, erken tanı için dopaminin hızlı ve hassas bir şekilde tespiti büyük önem arz etmektedir. Bu amaçla, dopamin tayininde UV-VIS spektrometresi (Abdelmalek vd., 2010), elektrokimyasal yöntem, kapiler elektroforez (Antiochia vd., 2013), yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC) (Biscay vd., 2012) ve floresans spektrometresi (Tkac vd., 2009) gibi farklı yöntemler uygulanmaktadır. Bu yöntemler içerisinde elektrokimyasal yöntem, kolay kullanım, düşük maliyet, hızlı cevap ve minyatürize edilebilme gibi özelliklerinden dolayı en ideal seçenektir (Tkáč vd., 2001). Elektroaktif bir molekül olan dopamin elektrokimyasal olarak anodik yükseltgenmesine dayalı olarak ölçülebilmektedir. Ancak, gerçek biyolojik örneklerde dopaminle birlikte bulunan askorbik asit (AA) ve ürik asit (UA)'in de elektroaktif bileşenler olması, dopamin analizinde girişime neden olmaktadır (Wang, 2007; Dzyadevych vd., 2008). Ayrıca, AA ve UA neredeyse dopamin ile aynı potansiyelde oksitlendiğinden voltametrik cevabın üst üste binmesine neden olmaktadır. Bu yüzden, AA ve UA'nın bulunduğu örneklerde dopaminin seçimli tayini önem kazanmaktadır. Bu ihtiyacın karşılanmasında en uygun teknik elektrokimyasal biyosensörler olmaktadır.

Yüksek duyarlılık, kolay elde edilebilme, hızlı (gerçek zamanlı) algılama ve düşük maliyet gibi avantajlarından dolayı elektrokimyasal biyosensörler geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında gelecek vaat eden bir yöntem olarak ortaya çıkmaktadır (Viswanathan vd., 2009; Šakinytė vd., 2015). Ayrıca kişisel kullanımının yanında basit ve taşınabilir cihazlar olmaları, hızlı ve sürekli tayin gibi özellikler elektrokimyasal biyosensörlerin kullanımını kolaylaştıran özelliklerdendir (Arruda vd., 2009).

Bu çalışmada, kimyasal yöntemle politiyofen/karbon nanotüp kompozitlerin elde edilmesi ve dopamin biyosensörü olarak kullanılmaları amaçlanmıştır. Elektrokimyasal yöntem hızlı bir şekilde farklı elektrotlar üzerinde malzemeler kaplanabilmesine olanak vermektedir. Bu özelliği dikkate alınarak, çözelti içerisindeki monomer ve karbon nanotüp

oranları değiştirilerek farklı özelliklerde kompozit malzemeler elde edilmiştir. Dopamine karşı en iyi cevabı gösteren kompozit seçilerek çalışma elektrodu bu kompozitle modifiye edilmiştir. Biyosensörün hassasiyet, tepki süresi, kararlılık ve tekrarlanabilirlik gibi özellikleri incelenerek geliştirilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyosensörler

Biyosensörler, hassas ve seçici analitik sinyaller üretebilen biyolojik algılama elemanlarından oluşan analitik cihazlardır (Moon vd., 2018). Biyosensörlerin tarihi, 50'li yılların ortalarında L.C. Clark'ın ameliyat sırasında kanın O₂ miktarını bir elektrot ile izlemesiyle başlamıştır. 1962 yılında Clark ve Lyons, glukozoksidaz (GOD) enzimini O₂ elektrodu ile birleştirerek kanın glukoz düzeyini ölçmeyi başarmışlardır (Clark ve Lyons, 1962). Böylece yeni bir analitik sistem oluşmuştur. Bu sistem hem biyolojik sistemin yüksek spesifikliğini (enzim), hem de fiziksel sistemin (elektrot) tayin edilebilme duyarlılığını birleştirmiş ve geniş spektrumlu bir uygulama kaynağı sunmuştur.

2.2. Biyosensörlerin Bileşenleri

Biyosensörler, biyokimyasal ve elektrokimyasal özellikteki iki dönüştürücüden oluşmaktadır. Biyokimyasal kısmın görevi, analiz edilecek maddeyi tanıma, elektrokimyasal kısmın görevi ise, tanınan maddeyi okunabilir (ölçülebilir) bir sayısal değere çevirmektir (Turner, 1987; Coulet, 1991). Biyosensörler yardımıyla birçok maddenin tayini yapılabilmektedir. Bu maddeler Tablo 2.1' de gösterilmiştir.

Bir biyosensörün görevi, biyolojik bir olayın elektriksel sinyale dönüştürülmesidir. Biyosensörlerin şematik gösterimi, Şekil 2.1'deki gibidir.

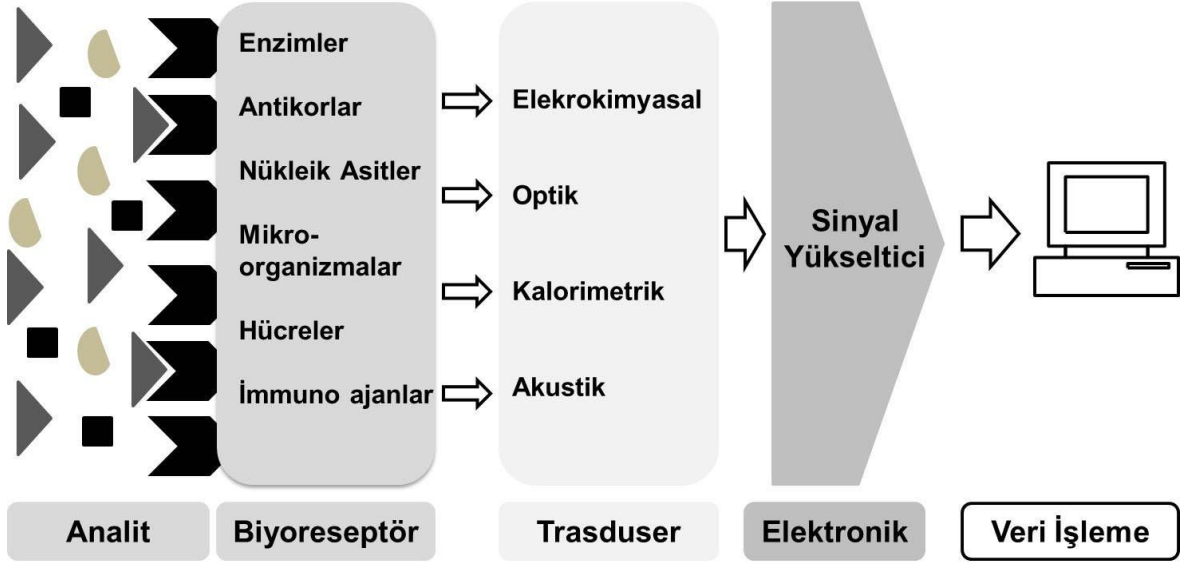
2.2.1. Biyolojik Bileşenler (Reseptörler)

Biyoreseptörler, biyosensörlerin yapısında bulunan biyolojik bileşenlerdir. Biyoreseptörler analiz edilecek maddeyi dönüşüme uğratırlar ve bu dönüşümler sonucunda oluşan değişimler transduser tarafından algılanır. Biyoreseptör olarak en çok enzimlerin kullanılması yüksek spesifikliklerinden dolayıdır. Uygun bir enzimin bulunamaması veya enzim kararlılığının düşük olması ve birden fazla maddenin tayini durumunda ek olarak hücre sistemleri veya mikroorganizmalar da kullanılmaktadır. Bunların dışında organeller ve nükleik asitler de biyobileşen olarak kullanılmaktadır (Telefoncu, 1999a).

2.2.2. Fiziksel Bileşenler (Transduserler)

Transduserler, reseptörlerin biyolojik reaksiyonunu, ölçülebilir sayısal bir sinyale çevirirler. Bir biyosensör sisteminde kullanılacak olan fiziksel bileşen, biyokimyasal reaksiyon sonunda oluşan değişimin türüne göre seçilir. Amperometrik ve potansiyometrik

ölçümlerde elektrotlar kullanılır. Örneğin; O₂ elektrodunda çözülmüş oksijen, pH elektrodunda H⁺ iyonu belirlenir. Termal biyosensörlerde enerji değişimleri, piezoelektrik sensörlerde kristalin salınım rezonansının kütle yüklenimi nedeniyle değişimi, optik sensörlerde de ışık temel alınmaktadır (Telefoncu, 1999a).



Şekil 2.1. Biyosensörlerin bileşenleri (Çoğal vd., 2016)

Tablo 2.1. Biyosensörlerle tayin edilebilen maddeler (Pişkin, 1986).

AMİNOASİTLER	Alanin, arginin, asparagin, aspartik asit, sistin, glutamin, glutamik asit, glutatasyon, histidin, lösin, lisin, metionin, fenil alenin, sarkosin, serin, tirozin, triptofan, valin.
GAZLAR	NH ₃ , H ₂ , CH ₄ , SO ₂ , NO
KOFAKTÖRLER	AMP, ATP, NAD(P)H, H ₂ O ₂
AMİDLER VE AMİNLER	Aminopirin, anilin, aromatik aminler, asetilkolin, kreatinin, kreatin, guanodin, penisilin, spermin, ürik asit, üre, zantin
KARBOKSİLİK ASİTLER	Asetik asit, formik asit, glukonik asit, izositrik asit, askorbik asit, laktik asit, malik asit, okzalik asit, pürivik asit.
KOMPLEKS MADDELER	Antibiyotikler, karbonhidratlar, vitaminler, mutajenler.
KARBONHİDRATLAR	Asetaldehit, bilirubin, kolesterol ve esteri, etanol, gliserol ve esterleri, metanol ve fenol.
İNORGANİK İYONLAR	F ⁻ , NO ₂ ⁻ , NO ₃ ⁻ , PO ₃ ²⁻ , SO ₃ ²⁻ , SO ₄ ²⁻ , Hg ²⁺ , Zn ²⁺

2.3. Biyosensörlerin Performansını Etkileyen Faktörler

Hazırlanan biyosensörün istenilen amaçlar doğrultusunda kullanılmaya uygun olup olmadığına ancak performans faktörleri ayrıntılı bir şekilde belirlendikten sonra karar verilebilir (Çete vd., 2006).

2.3.1. Seçicilik

Biyosensörlerde seçicilik, aynı numune içerisinde bulunan birden fazla maddeden yalnızca istenen bileşeni tanıma ve ayırt etme özelliğidir. Seçicilik diğer faktörlerle karşılaştırıldığında biyosensörlerin oluşturulmasında en başlarda gelmektedir. Bir biyosensörün seçimliliği üzerinde başlıca, sensörle girişimler, biyokatalizörle girişimler ve pH etkili olmaktadır. Sensörde meydana gelebilecek girişimleri engellemenin en iyi yolu aynı numunede bulunan diğer maddelere etkileşmeyen sadece istenilen maddeye duyarlı olan bir sensör kullanmaktır (Çete vd., 2006).

2.3.2. Kullanım Ömrü

Biyolojik dönüştürücünün aktivitesindeki azalma biyosensörün kullanım ömrünü belirleyen en önemli faktörlerdendir (Hall, 1990). Biyosensörde, biyolojik dönüştürücünün enzim olduğu durumlarda kullanım ömrünü belirleyen en önemli faktör ise enzim aktivitesindeki azalmadır. Enzimin dayanıklılığı, biyosensörün kullanım ömrünün kalibrasyon sıklığı, stabilite, tekrarlanabilirlik gibi parametreleri de etkilemektedir (Kılınç, 1996).

2.3.3. Tekrarlanabilirlik

İdeal bir biyosensör için elektrodun aynı derişimde ya da aynı özelliklere sahip birden fazla örneğe daldırılmasıyla yapılan deneylerde hemen hemen aynı sonuçların okunması gerekir. Tekrarlanabilirlik değeri ne kadar iyi olursa o biyosensör uygulamalarında o kadar iyi olur (Kılınç, 1996). Enzim aktivitesi, kararlılığı ve saflık düzeyi hazırlanacak olan enzim sensörü ile tekrarlanabilir sonuçlar alınmasında oldukça önemlidir (Nakabayashi, 2003).

2.3.4. Kararlılık

Kararlılık, bir enzim elektrodunun tüm koşullar sağlandıktan sonra onun kolay kullanılabilirliğinin en önemli unsurlarından biridir. Kararlılık biyosensörün ömrünün ne kadar olduğu hakkında bilgi verir (Telefoncu, 1999b). Biyosensörlerin ömrü, çalışma koşulları ve depolanması açısından başlıca iki başlıkta incelenir. Doğal olarak kullanılmadan ideal koşullarda depolandığındaki ömür ile sürekli çalışma koşullarındaki ömrü farklı olacaktır (Çete vd., 2006). Elektrot kararlılığı ne kadar yüksek ise biyosensörler o kadar idealdir. Kararlılık, kullanılan enzimin fiziksel dayanıklılığına bağlıdır. Buna ek olarak pH, ısı, nem, ortamdaki O₂ derişimi, enzimi immobilize etmede kullanılan polimerin kimyasal ve fiziksel özellikleri gibi parametrelerden de etkilenmektedir (Kılınç, 1996).

2.3.5. Yüksek Duyarlılık

Duyarlılık, hedef analitin derişimine bağlı olarak biyosensör cevabındaki doğrusal değişimin gözlenmesiyle belirlenir. Hazırlanan elektroda immobilize edilmiş olan enzim; sadece belirli maddelere (substratlara) karşı duyarlı olmalıdır. Duyarlılık, akım-derişim grafiğinin eğimi ile orantılıdır. Eğim değeri büyüdükçe duyarlılıkta da artış gözlenir (Kılınç, 1996). Biyosensöre immobilize edilmiş biyolojik materyalin sadece belirlenen

maddelere karşı duyarlı olması biyosensörlerin en önemli özelliklerinden biridir (Hall, 1990).

2.3.6. Basitlik ve Ucuzluk

Elde edilecek biyosensörün kullanımını rahat, ucuz ve tasarımının basit olması önemlidir. Bu nedenle ilk biyosensörlerdeki pahalı materyallerin yeri daha ucuz materyellerle yer değiştirmiş ve karmaşık yapıları basitleştirilerek elde edilen yeni biyosensörlerin maliyetleri oldukça düşürülmüştür (Hall, 1990). Aynı sensör ile ne kadar çok analiz yapılabiliyorsa, analiz başına düşen maliyette o kadar düşecektir (Dinçkaya, 1999).

2.3.7. Geniş Ölçüm Aralığı

Biyosensör uygulamalarında ölçüm aralığı olarak adlandırılan bölge, biyosensörden alınan akım-derişim eğrilerinin doğrusal olduğu derişim aralığıdır. Bütün biyosensör uygulamalarında çalışma ortamında belirli bir derişim değerine ulaşıldıktan sonra akım-derişim eğrilerinde doğrusallıktan sapma gözlenmeye başlar. Bu durum enzimatik eğrilerin en önemli ve de karakteristik özelliğidir. Doğrusallıktan sapmanın nedeni yanıt olarak okunan akım değerlerindeki değişimin azalmasıdır. Bunun nedeni ise ortamda artan analiz edilecek madde miktarının fazlasıyla reaksiyona girecek enzimin kalmamasıdır (Hall, 1990).

2.4. Biyosensörlerin Sınıflandırılması

Biyosensörler; kimya, fizik, biyoloji, mühendislik, tıp, ilaç ve biyokimya gibi birçok alanda çalışmaları olan bir uygulamadır. Bundan dolayı biyosensörler, biyoalgılama materyalleri ve uygulanan dönüştürme araçları temel alınarak çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir (Li, 2006).

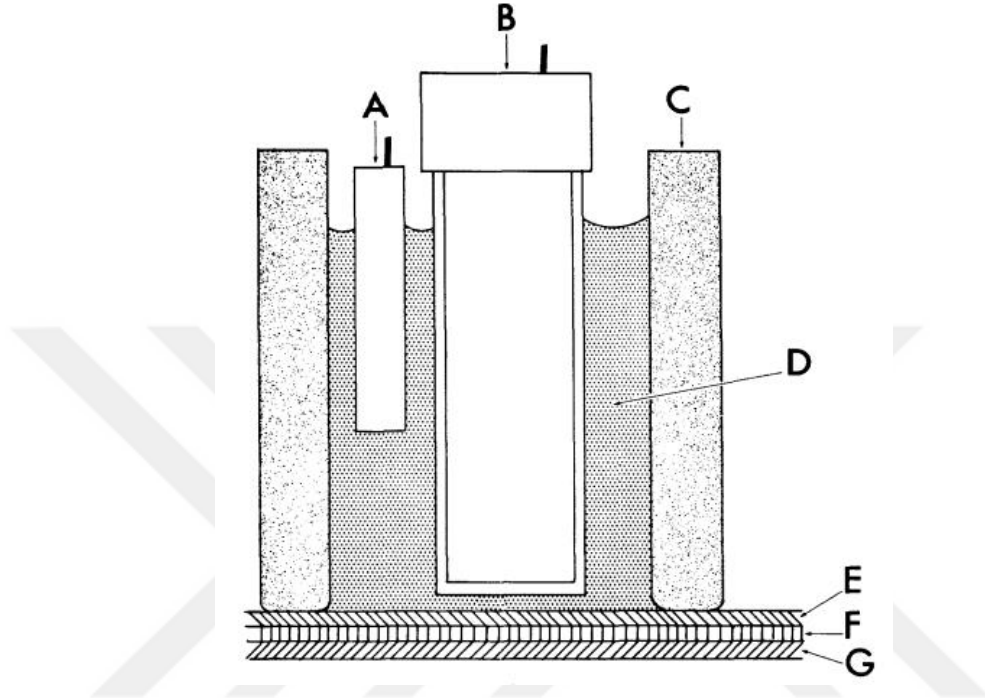
2.4.1. Biyoalgılama Materyalleri Temel Alınarak Yapılan Sınıflandırma

Biyosensörlerde kullanılan biyoalgılama materyalleri düzeneklerine göre biyokatalitik ve biyoafinite olmak üzere 2 gruba ayrılır (Rogers ve Mascini, 1998). Biyokatalitik esaslı gruplar; enzimler ve mikroorganizmalardan, biyoafinite esaslı gruplar da; antikolar ve algılayıcılardan oluşmaktadır (Li, 2006).

2.4.1.1. Enzim Biyosensörleri

İlk enzim esaslı sensör, 1962 yılında enzim-elektrotu (Şekil 2.2) olarak ortaya çıkmıştır (Clark ve Lyons, 1962).

Enzim biyosensörleri, tıp, çevre, tarım, gıda, kozmetik ve eczacılık gibi geniş alanlardaki en popüler ve önemli biyosensörlerden biridir. Enzim biyosensörlerinin performansı, genellikle sulu ortamda çalışan enzimin, transduserlere immobilize edilme yöntemine bağlıdır (Muguruma, 2018).



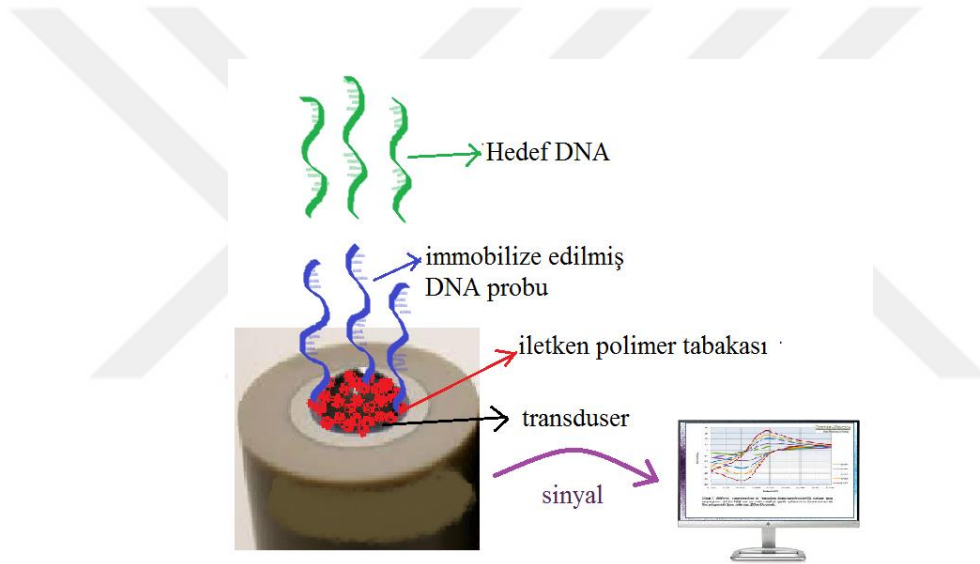
Şekil 2.2. İlk enzim elektrodu, A) referans elektrodu, B) çalışma elektrodu, C) tutturulmuş silindir, D), E), F), G) konsantre enzim tabakası (Clark ve Lyons, 1962)

Bu sistemin yarı geçirgen membran etkisinin çalışma prensibi, inhibitörün ölçülmesine dayanmaktadır. İnhibitörün yokluğunda ve varlığında enzimatik aktivite ölçülür. İnhibisyon çalışması genellikle klinik alanda önemli bir noktadır, çünkü bazı ilaçlar biyolojik yollardaki kilit enzimlerin inhibisyonuna dayanırken, diğer inhibitörler toksik bileşikler olarak kabul edilirler. Böylece enzim inhibisyonuna dayanan biyosensörler, birçok toksik bileşiğin saptanması için güvenilir araçlar haline gelmektedir (Amine vd., 2016).

2.4.1.2. DNA Biyosensörleri

Deoksiribonükleik asit (DNA), yaşayan organizmaların replikasyonu için gerekli olan genetik bilginin depolanması ve kalıtsal özelliklerin belirlenmesinde önemli bir role sahip olan çok önemli bir biyomoleküldür (Diculescu vd., 2005). Bu nedenle, DNA bazlı bir biyosensör moleküler tanıma elemanı olarak spesifik bir hedefin saptanması için

kullanılabilir. Şekil 2.3'de DNA sensörü çalışma prensibi gösterilmiştir. DNA biyosensörleri kanser hastalıklarının teşhisi, bakteri ve virüs tespiti, gen tanımlama çalışmaları, ilaç salınımı ve ilaç araştırmaları, çevre kirliliği tespiti gibi birçok klinik ve çevre çalışmasında kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda tayin yöntemi olarak farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunların arasında elektrokimyasal, SPR (Yüzey Plasmon Rezonans) ve spektroskopik teknikler bulunmaktadır. Elektrokimyasal teknik diğer yöntemlere kıyasla daha ucuz, hızlı cevap süresi, basitlik, seçicilik ve yüksek hassasiyet özellikleriyle öne çıkmaktadır. Bu nedenle de birçok DNA biyosensörü çalışmasında sıklıkla kullanılmaktadır. Elektrokimyasal DNA tespit çalışmaları DNA'nın bireysel elektroaktivitesi, DNA spesifik redoks sistemlerinin elektrokimyası, nanopartikül elektrokimyası ve iletken polimerlerin elektrokimyasal davranışlarını temel alır.



Şekil 2.3. DNA sensörü çalışma prensibi (Karaman ve Ş. Gürsoy, 2018)

2.4.1.3. İmmuno (Antikor/Antijen) Biyosensörler

İmmünosensörler, antikorların kendi antijenlerine karşı yüksek afiniteye (çekim gücüne) sahip olması, yani antikorların spesifik olarak patojenlere veya toksinlere bağlanması veya konakçının bağışıklık sisteminin bileşenleriyle etkileşmesi üzerine çalışmaktadır (Mehrotra, 2016). İmmünosensörler esas olarak hastalıkların tespiti ve izlenmesi için kliniklerde kullanılmaktadır.

Bu sensörlerin dönüştürücüleri, karboksil, amino, aldehit veya sülfhidril gibi fonksiyonel grupların katılmasıyla kovalent etkileşimler yoluyla immobilize edilmiş antikorlar içermektedir (Hasan vd., 2014; Mehrotra, 2016).

Çalışma prensibi, bir antikor-antijen (Ab-Ag) kompleksinin oluşmasından kaynaklanan sinyalin saptanması, işlenmesi ve gösterilmesine dayanır (Mohammed ve Desmulliez, 2011).

2.4.1.4. Mikrobiyal Biyosensörler

Mikroorganizmaların biyosensör üretiminde biyolojik algılama materyalleri olarak birçok avantajı vardır. Her yerde bulunurlar ve çok çeşitli kimyasal bileşikleri metabolize edebilirler (D'Souza, 2001b).

İlk mikrobiyal hücre sensörü, Karube ve diğerleri tarafından 1977'de birçok tip mikrobiyal hücre sensörü analiz edilerek geliştirilmiştir. Mikrobiyal hücre sensörü, bir algılayıcı eleman ve bir dönüştürücüden oluşur ve mikroorganizmaları kullanır (Shimomura-Shimizu ve Karube, 2009). Mikrobiyal biyosensör hızla gelişen bir araştırma alanıdır (Su vd., 2011).

Mikrobiyal biyosensörlerde, hücrelerin kullanılması tepkimenin yavaş gerçekleşmesine sebep olabilir. Çünkü substrat, hücre içindeki enzim ile etkileşebilmek için hücre membranından içeriye difüzlendmelidir. Bu süreci hızlandırmak için, çeşitli kimyasal ajanlar (toluen, kloroform, etanol, bütanol gibi) kullanılabilir ve hücre membranını oluşturan lipit tabakalarında gözenekler oluşturulabilir. Ancak, bu uygulamalar sırasında hücreler canlılığını yitirebilir (D'Souza, 2001a).

2.4.1.5. Doku Esaslı Biyosensörler

Bitki ve hayvan dokularından elde edilen doku kaynakları biyosensörlerde biyoalgılama materyalleri olarak kullanılmaktadır. İlk doku esaslı sensör, Rechnitz (Rechnitz, 1978) tarafından arginin tespit etmek için kullanılmıştır. Wijesuriya ve Rechnitz, ilaçlar, hormonlar, toksik maddeler, nöroiletkenler ve aminoasitler gibi çeşitli önemli analitler için bitki ve hayvansal dokular esaslı biyosensörlerin kapsamlı bir değerlendirmesini sunmuşlardır (Wijesuriya ve Rechnitz, 1993).

2.4.2. Dönüştürme Araçları Temel Alınarak Yapılan Sınıflandırma

Biyosensörlerde dönüştürme araçları temel alınarak yapılan sınıflandırmada biyosensörler dörde ayrılır. Bunlar elektrokimyasal, optik, piezoelektrik ve termal esaslı biyosensörlerdir (Li, 2006).

2.4.2.1. Optik Biyosensörler

Optik biyosensörler; çevre izlenmesi, tıbbi malzemelerde, sağlık alanlarında, güvenlik ve savaş alanları gibi birçok alanda geniş uygulamalara sahip analiz cihazlarıdır.

Elektromanyetik parazitlerden etkilenmezler, uzaktan algılama yapabilmektedirler ve tek bir cihazda çoklu algılama sağlayabilmektedir (Fan vd., 2008).

Optik biyosensörlerin avantajları; hızlı cevap vermeleri, elde edilen sinyalin manyetik ve elektriksel parazitlere karşı dayanıklı olmasıdır. Optik transduserler; absorban, floresan/fosforesans, kemilüminesans, reflektans, ışık saçılımı veya kırılma indisindeki değişiklikleri belirleyebilmektedirler (Velasco-Garcia, 2009).

2.4.2.2. Piezoelektrik Biyosensörler

Piezoelektrik prensiplere dayalı sensörler, piezoelektrik materyal aracılığıyla dalga yayılımındaki rezonans frekansındaki değişiklik için kullanılmaktadırlar. Bu prensipler, sensör yüzeyindeki kütle, viskozite veya yoğunluk değişimlerini ölçmek için kullanılabilir (Tothill, 2001).

Kuars kristalleri, klinik teşhis ve çevresel izleme gibi biyosensör uygulamalarında en çok kullanılan piezoelektrik biyosensörlerdir (Zhang vd., 2011). Piezoelektrik biyosensörlerin duyarlılığı, titreşim frekansına ve rezonatör üzerindeki elektrotların alanına bağlı olduğundan, bu fiziksel engeller, kuartz kristal biyosensörlerinin duyarlılık ve maliyet açısından uygulanmasına sınır koymaktadır (Li vd., 2013).

Piezoelektrik biyosensörün, ölçüm işlemi sırasında kimyasal olarak kararlı olması ve immobilize edilmiş biyolojik materyalin mümkün olduğunca ince olması gerekmektedir. Piezosensörlerde bu özellik önemlidir, çünkü yüksek duyarlılık sadece, ince ve rijit tabakalarla elde edilebilir (Luong ve Guibaut, 1991).

Piezoelektrik biyosensörler, hedef moleküller için yüksek seçicilik ve afiniteye sahip olan antikorlar veya enzimler gibi biyolojik materyallerle kaplanmış dönüştürücü olarak salınımlı bir piezoelektrik rezonatör kullanan kütle duyarlı dedektörlerdir. Sensör sinyalleri genellikle piezoelektrik rezonatörün temel frekans değişimlerini ölçerek tespit edilir (Babacan vd., 2000)

2.4.2.3. Termal Biyosensörler

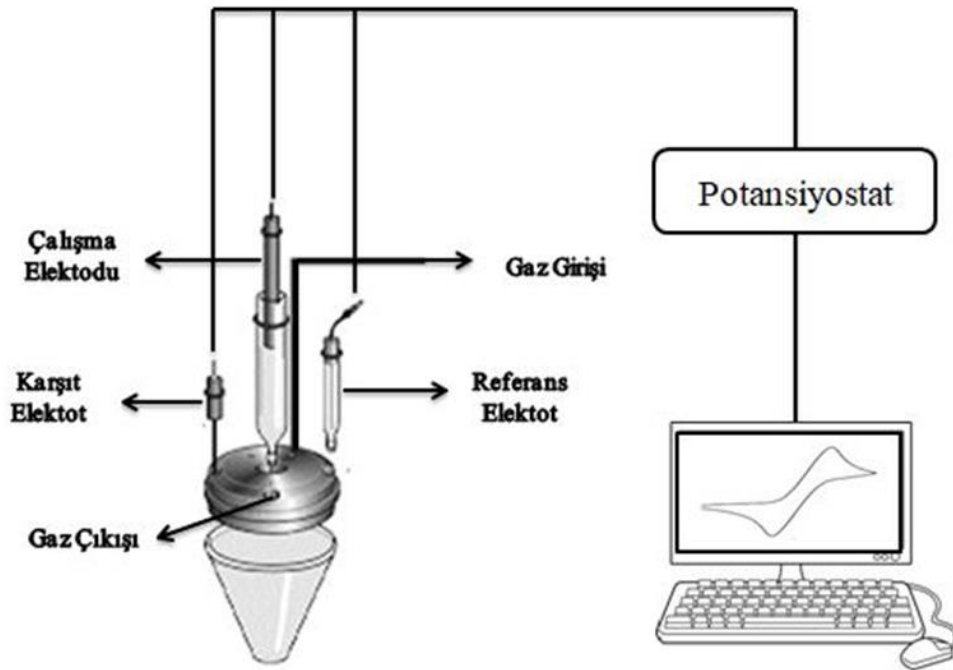
Termometrik ölçümler, biyokimyasal reaksiyon sırasında verilen veya absorbe edilen ısıyla ölçümüyle ilgilidir. Toplam ısı verme veya absorpsiyon molar entalpi, biyokimyasal tepkimede yaratılan toplam ürün moleküllerinin sayısı ile orantılıdır (Luong vd., 1997; Ramanathan ve Danielsson, 2001).

Termal transduserler ayrıca antikor-antijen etkileşimlerinin belirlenmesi için de uygulanmıştır ve bu teknik, Termometrik Elisa Testi olarak da bilinmektedir. Bu sensörün

dezavantajları olarak; pahalı olması ve kullanım için uzmanlık gerektirmesi gösterilebilir (Luong vd., 1997).

2.4.2.4. Elektrokimyasal Biyosensörler

Elektrokimyasal cihazlar iki ya da üç elektrotlu bir sistemden oluşur. Tipik bir üç elektrotlu hücre, platin, altın ve/veya karbondan yapılmış bir çalışma elektrodundan oluşur; genellikle gümüş-gümüş klorür elektrodu (Ag/AgCl) olan bir referans elektrodu; ve bir karşıt (sayıcı) elektrot olarak bir platin tel kullanılır (Şekil 2.4). Bir voltametrik sensörün çalışma prensibi, bir referans elektroduna göre çalışma elektroduna potansiyel uygularken akımı ölçmektir. Reaksiyon, elektrot yüzeyinde ve elektrot-elektrolit arayüz tabakasında meydana gelir. Elektrokimyasal reaksiyon, türlerin elektrotta kütle aktarım hızı ile sınırlıdır (Kissinger, 1996).



Şekil 2.4. Elektrokimyasal hücrenin şematik gösterimi

Elektrokimyasal sensörler, çeşitli biyolojik analitleri hassas bir şekilde tespit etmek için ucuz ve basit bir yöntem olarak yaygın bir şekilde geliştirilmiştir. Karbon bazlı elektrokimyasal sensörler, düşük maliyetleri, iyi elektron transfer kinetikleri, iyi kimyasal stabilitesi ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Geleneksel karbon bazlı sensörler, camsı karbon elektrotları, karbon

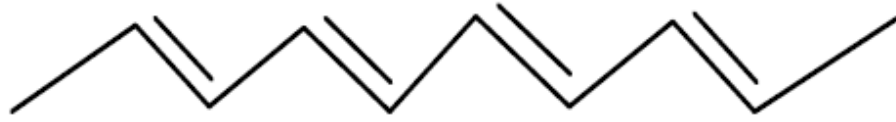
fiberleri ve pirolitik grafiti içerir. Son zamanlarda, karbon nanomalzemeler sensörlere dahil edilmiştir. Nanomalzemelerin boyutları 1-100 nm aralığındadır ve geniş yüzey-hacim oranları ve özgül yüzey alanlarından dolayı avantajlıdırlar. Buna ek olarak, karbon nanomalzemelerde ara yüze adsorpsiyon özellikleri, daha iyi elektrokatalitik aktivite ve yüksek biyouyumluluk özellikleri vardır (Pérez ve Farré, 2009; Yang vd., 2013; Yang vd., 2015).

Elektrokimyasal sensörler, hedef türlerin elektrotlar üzerindeki kimyasal reaksiyonlarını akım, potansiyel ve iletkenlikte değişiklikler gösteren elektrik sinyallerine dönüştürürler. Bu sensörler, elektrokimyasal sensörler ve biyosensörler alanına büyük katkıda bulunan Wang tarafından gösterildiği gibi voltametrik/amperometrik, potansiyometrik ve impedimetrik sensörlere ayrılabilir. Elektrokimyasal yöntemler çok düşük tespit limitleri ve yüksek seçicilik gösterir. Bununla birlikte sinyalleri elde etmek için çok küçük bir örnek hacmi gerektirir (Naveen vd., 2017).

2.5. İletken Polimerler

İletken polimerler makro ve mikro özellikler, elektriksel taşıma özellikleri, yarı iletken özellikler ve optik özellikler gibi çeşitli avantajlara sahiplerdir (Awuzie, 2017).

Poliasetilen 1958'de ilk kez Natta ve diğerleri tarafından sentezlenmiştir (Natta vd., 1958). 1967'de ise Tokyo Teknoloji Enstitüsü öğrencisi olan Hideki Shirakawa tarafından gümüş renkli bir film olarak sentezlenmesinden sonra, sentez sırasında kullandığı Ziegler Natta katalizörünü normalden 1000 kat daha fazla kullandığı ortaya çıkmıştır. 1977 yılında Shirakawa, MacDiarmid ve Heeger daha sonraki çalışmalarında Ziegler-Natta katalizörünü kullanarak metalik görüntüde ancak yeterince iletken olmayan gümüş rengindeki poliasetilen filmlerin; klor, brom ve iyot buharlarıyla doyurulması sonucu mekanik özelliklerinin iyileştiğini ve ilk hallerinden 10^9 kat daha fazla iletken olabildiklerini görmüşlerdir. Bu metotla dop edilmiş poliasetilenin iletkenliğini 10^5 S/m²'ye kadar çıkarmışlardır. Bu değer en iyi yalıtkan materyallerden biri olan teflonun iletkenliğinden (10^{-18} S/cm) çok yüksektir ve metallerin iletkenlik değerine yakındır (Shirakawa vd., 1977). Bu gelişmeler sonucunda "İletken Polimerler" kavramı ortaya çıkmıştır (Heinze, 1991). İletken polimerlerle ilgili yaptıkları çalışmalardan dolayı Shirakawa, MacDiarmid ve Heeger 2000 yılı Kimya Nobel Ödülü'nü kazanmışlardır.



Şekil 2.5. Konjuge çift bağ

İletken polimerleri, çekici kılan özellikler, mekanik esnekliği ve yüksek termal stabiliteyi korurken, dopinge elde edilebilen çok geniş aralıkta elektriksel iletkenliği içerir. Tablo 2.2’de bazı iletken polimerlerin iletkenlik değerleri gösterilmiştir. Polimerlerin iletkenliğini sağlayan konjuge çift bağ yapısı Şekil 2.5’de gösterilmiştir. Polimerler, kimyasal ve elektrokimyasal polimerizasyonu içeren çeşitli tekniklerle sentezlenebilir. Malzemelerin kararlılığındaki ilerlemeler ve özelliklerin daha iyi kontrol edilmesiyle, günümüzde giderek artan sayıda başka uygulamalar da araştırılmaktadır (Awuzie, 2017).

Tablo 2.2. Bazı iletken polimerlerin iletkenlik değerleri (González-Tejera vd., 2008; Rahman vd., 2008)

Polimer	İletkenlik (S.cm ⁻¹)
Polianilin	1-100
Politiyofen	10-100
Polipirol	40-100
Poliasetilen	1000
Poli (para-fenilen vinilin)	~ 3
Poli (para-fenilen)	100-500
Polifuran	~ 80

2.5.1. İletken Polimerlerin Kullanım Alanları

Yüksek çevresel kararlılıkları ve ilginç elektriksel özellikleri ile tiyofen, pirol, asetilen, anilin ve bunların türevlerinden elde edilen iletken polimerler metallerin yerini alarak elektrik ve elektronik endüstrisinde oldukça çeşitli kullanım alanları bulmaktadır. İletken polimerler sadece kimya alanında değil fizik ve malzeme bilimi gibi diğer alanlarda da çalışan pek çok araştırmacının ilgisini çekmektedir.

İletken polimerler geleneksel organik polimerlerin özelliklerini koruyan ancak metallere benzer, elektronik ve optik özelliklere de sahiptir (Olad, 2012; Kamalzadeh ve

Shahrokhian, 2014). Bu özellikleri nedeniyle “sentetik metallar” olarak da adlandırılan (Ates, 2013) iletken polimerler nispeten düşük maliyet, sentez kolaylığı ve iyi biyoyumluluk özellikleri dolayısıyla özellikle arayüzler arası iletişim gerektiren uygulamalarda, çeşitli biyomateryaller için çekici malzemeler haline gelmiştir. Örneğin, iletken polimerler kimyasal sinyalleri optik veya elektronik sinyallere dönüştürebilir ve bu da (bio) sensörler olarak kullanımlarına yol açar (Zhu vd., 2016; Hackett vd., 2017).

İletken polimerler birçok alanda kullanılmaktadır. Bu alanlar, şarj edilebilir piller (Guerfi vd., 2016; Schwartz, vd., 2018), elektrokromik cihazlar (Koyuncu ve Koyuncu, 2018; Wang, vd., 2018), güneş pilleri (Chebotareva vd., 2017; Wei vd., 2018), biyosensörler (Bayram ve Akyılmaz, 2016; David, vd., 2018; Liu, vd., 2018; Moon vd., 2018; Mousa, vd., 2019; Pal, vd., 2018), bilgisayar yazıcıları (Cullen ve Price, 2018; Hamzah, vd., 2018) ve ışık yayan diyotlar (Gautam, vd., 2018; Lee ve Kim, 2018) şeklinde sıralanabilir.

İletken polimer sentezi için; elektrokimyasal polimerizasyon, kimyasal polimerizasyon, piroliz, katalitik polimerizasyon (Ziegler - Natta katalizörlü) gibi birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunların içinden en yaygın olarak kullanılanlar ise kimyasal ve elektrokimyasal yöntemlerdir.

2.5.2. İletken Polimerlerin Kimyasal Polimerizasyonu

İletken polimerin kimyasal yöntem ile sentezinde, monomer uygun bir çözücüde çözülerek, katalizör varlığında, bir yükseltgenme veya indirgenme aracı (genellikle bir asit, baz veya tuz) kullanılarak polimerleştirilir. Bu yöntemle elde edilen maddenin, istenilen miktarda ve uygun bir maliyetle elde edilmesi en büyük avantajlarından biridir. Ancak, kimyasal yöntemde, yükseltgenme basamağının kontrol edilememesi ve elde edilen ürünün safsızlıklar içermesi gibi dezavantajları vardır. Şimdiye kadar uygulanan kimyasal işlemlerin çoğu bugün geliştirilerek uygulanmaktadır. Örneğin, metal tuzları stokiometrik oranlarda ortama eklenebilir ve elde edilen iletken polimerin saflaştırılması daha da kolay gerçekleştirilir. Böylece istenilen oranlarda ürün elde edilebilmek mümkün olabilmektedir.

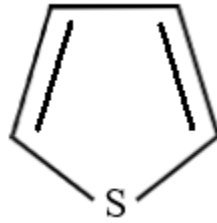
2.5.3. İletken Polimerlerin Elektrokimyasal Polimerizasyonu

İletken polimerin elektrokimyasal yöntem ile sentezinde, uzun yıllardır kullanılan bir yöntemdir. Farklı tekniklerle geliştirilerek çeşitli uygulamalar için günümüzde de sıkça kullanılmaktadır. Bu yöntemde, monomer uygun bir çözücü içerisinde destek elektrolit ve/veya asit varlığında polimerleşme hücrelerine konular. Polimerizasyon sonucunda, çözelti ortamında ve elektrot yüzeyinde polimer elde edilebilmektedir. Elektrokimyasal

yöntemlerden dönüşümlü voltametri (CV) tekniği ile uygun bir voltamogramı alınarak potansiyostatik veya galvanostatik olarak polimerizasyon gerçekleştirilebilmektedir. Burada dikkat edilmesi gereken nokta, monomerin yükseltgenme veya indirgenme potansiyelinde çözücünün ve destek elektrolitin reaksiyon vermemesidir (Molapo, 2012).

2.5.4. Politiyofen

Tiyofen kapalı formülü C_4H_4S olan beşli halkada tek hetero-atom içeren ve aromatik özellik gösteren çok kararlı bir heterosiklik bileşiktir (Şekil 2.6). Tiyofen, kaynama noktası $83\text{ }^\circ\text{C}$ olan, benzen kokusunda bir sıvıdır. Taş kömürü katranında bulunur. Tiyofen, pirol ve furandan çok daha zayıf bir bazdır; ancak güçlü ve derişik asitlerle proton bağlayabilir. Tiyofen, aromatik substitüsyon reaksiyonları verebilir; tiyofen halkasını halojenleme, nitrolama, sulfolama, açilleme, alkilleme reaksiyonları önemlidir.



Şekil 2.6. Tiyofenin kimyasal yapısı

İletken polimerlerle son zamanlarda yapılan çalışmalarda görünür aralıkta yüksek şeffaflık, mükemmel termal kararlılık ve orta derecede yüksek iletkenlik gibi birçok avantajlı özellik gösteren politiyofen ve türevlerine büyük önem verilmiştir (Han, 2008).

Politiyofen (PTh) ilk olarak 1980'lerin başında 2,5-dibromotiyofen metal katalizli polikondansasyon polimerizasyonu veya tiyofen oksidatif polimerizasyonu yoluyla sentezlenmiştir (Lin ve Dudek, 1980).

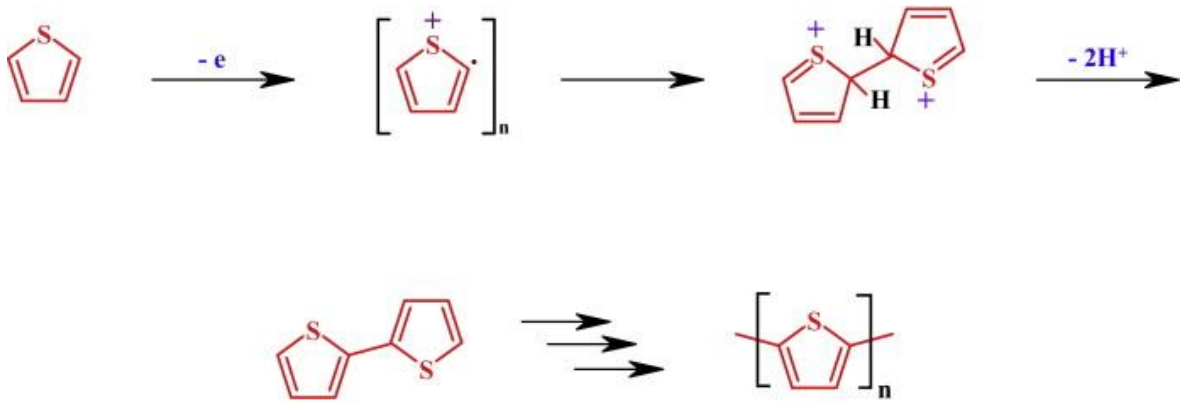
Politiyofenin mükemmel bir iletken polimer olarak keşfedilmesinden bu yana, kondansatörler (Zhang vd., 2014) ve fotodiyodların (Jonforsen vd., 2001) elektrotları, antistatik kaplama, elektrokromik pencereler, alan etkili transistörler, (Han, 2008; Inagi ve Fuchigami, 2008) sensörler (Faisal vd., 2018; Oliveira vd., 2018) ve biyosensörlerin (Dong ve Pires, 2017; Liu vd., 2017) yanı sıra sentetik kemikler ve yapay kaslar gibi biyomedikal gibi endüstriyel uygulamaları üzerinde yoğun çalışmalar yapılmıştır (Lange vd., 2008).

Politiyofen, tiyofen monomerinden başlayarak elektrokimyasal yöntem (Strover vd., 2013) ve kimyasal yöntem (Huang vd., 2013) olmak üzere iki yolla sentezlenebilir.

1984'te tiyofenin kloroform içinde FeCl_3 ile polimerleşmesin gerçekleştirilmiştir (Yoshino vd., 1984).

Yapılan bir çalışmada, kimyasal yöntemle susuz CHCl_3 ortamında FeCl_3 tuzu kullanılarak politiyofen sentezi gerçekleştirilmiştir (Gök, vd., 2005).

Başka bir çalışmada, tiyofen kimyasal yöntemle, susuz ortamda, FeCl_3 tuzu kullanarak sentezlenmiştir (Ballav ve Biswas, 2003).

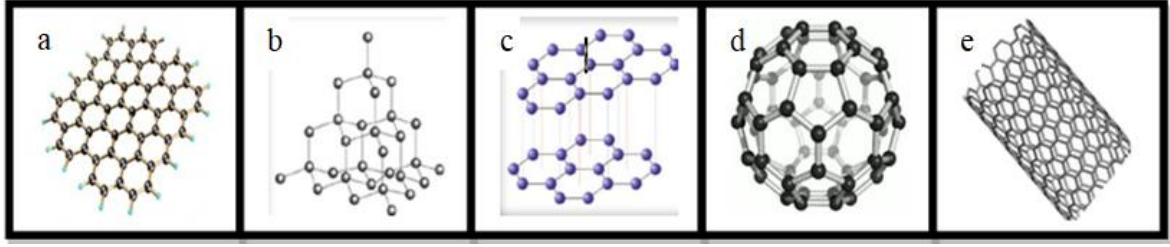


Şekil 2.7. Politiyofenin kimyasal sentezi (Jaymand vd., 2015)

1983'te elektrokimyasal polimerleşme yöntemi ile yüksek iletkenlik gösteren politiyofen filmleri hazırlanmıştır ama bunlar nadiren elektrolüminesans materyallerin hazırlanmasında kullanılmıştır (Waltman vd., 1983).

2.6. Karbon Nanotüp

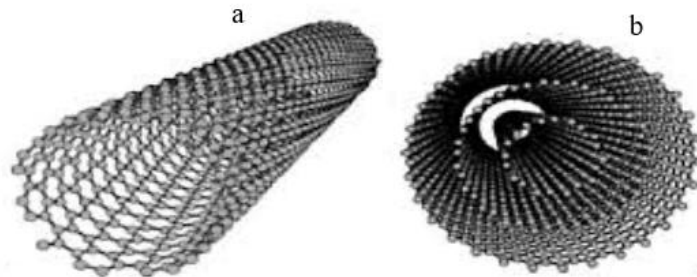
Karbon, insan tarafından en erken keşfedilen ve kullanılan elementlerdendir. Karbonun klasik allotropları olan grafit, elmas ve amorf karbon birkaç bin yıldır biliniyor (Yang vd., 2013). Son 30 yılda birçok yeni karbon allotropları (örneğin, fullerenler, karbon nanofiberler, karbon nanotüpler, grafen ve bunların türevleri) keşfedilmiştir (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Karbon elementinin bazı allotropları a) grafen, b) elmas, c) grafit, d) fulleren e) karbon nanotüp

Nanoyapılı malzemeler arasında benzersiz mekanik, termal ve elektriksel özellikleri ve biyo uyumlulukları için önemli özellikleri olan bu karbon allotropları karbon nanotüpler olarak adlandırılır (Kuchibhatla vd., 2007). Bu özellikleri sayesinde fizik, kimya, biyoloji, mühendislik ve bilgisayar bilimleri alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Son zamanlarda, karbon nanotüpler ve türevleri adsorban (Scida vd., 2011), katalizör (Zhang (Zhang ve Olin, 2012), pil, kondansatör (Dai vd., 2012) ve elektrokimyasal sensör (Sherigara vd., 2003; Wang ve Hu, 2012), uygulamaları için materyal geliştirme potansiyeline sahip oldukları kabul edilmiştir.

Karbon nanotüplerin 1991'de keşfedilmesinden bu yana (Iijima, 1991), karbon nanotüplere yönelik araştırmalar hızla ilerlemiş ve nanoteknolojinin en dikkat çekici malzemelerinden birisi haline gelmiştir. Genel olarak, karbon nanotüpler, tek duvarlı karbon nanotüpler (SWCNT'ler) ve çok duvarlı karbon nanotüpler (MWCNT'ler) olmak üzere ikiye ayrılır (Şekil 2.9). Tek bir grafenin kıvrılarak oluşturduğu tek katmanlı yapıya tek duvarlı karbon nanotüp denir. Çok duvarlı karbon nanotüpler ise eş merkezli tek duvarlı karbon nanotüplerden (SWCNT 'lerden) oluşur (Thostenson vd., 2001).



Şekil 2.9. a) Tek duvarlı karbon nanotüp, b) Çok duvarlı karbon nanotüp

2.7. PTh/MWCNT Kompozitleri

PTh/MWCNT kompozitleri ile ilgili literatürde farklı çalışmalar bulunmaktadır.

Fu vd. (2015) yaptıkları çalışmada, elektrokimyasal polimerizasyon yöntemini kullanarak farklı PTh/MWCNT kompozit filmlerini hazırlamışlardır. Hazırladıkları kompozitlerin saf politiyofenden çok daha iyi kapasitans özelliklere sahip olduklarını rapor etmişlerdir.

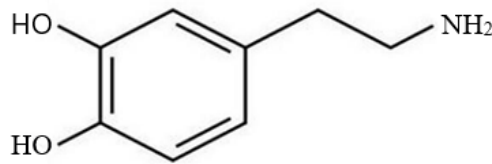
Wang vd. (2012) yaptıkları çalışmada, frezeleme yoluyla politiyofenin yanında MWCNT'nin farklı ağırlıkça yüzdelere (%10-%90) sahip PTh/MWCNT kompozitlerini hazırlamışlardır. Hazırlanan kompozitlerin termoelektrik özellikleri karşılaştırılmıştır. Ağırlıkça %30 ve %50 MWCNT oranına sahip kompozitlerin en iyi termoelektrik özellik gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Zhang vd. (2018) yaptıkları çalışmada, poli [3- (6-karboksiheksil) tiyofen-2,5-diil] (P3CT) ve karbon nanotüp kullanarak hazırladıkları P3CT/CNT kompozitlerle elektrokimyasal sensör geliştirmişlerdir. Geliştirmiş oldukları sensörle N-metamfetamin (NMPA) tayini yapmışlardır. NMPEA tayini, 4 ppb kadar düşük konsantrasyonlarda tespit edilmiştir

Meng-Che vd. (2017) yaptıkları çalışmada, farklı politiyofenlerle SWCNT kompozitlerini hazırlamışlardır. Hazırladıkları sensörün farklı uçucu organik bileşiklerle (VOC) muamele ettiklerinde farklı ve tekrarlanabilir sensör yanıtları almışlardır. Elde ettikleri kompozitlerin yüzey karakterizasyonu için SEM kullanılmıştır. Elde edilen sensör, uçucu organik bileşiklerin geniş bir alanda analizini kolaylaştırmıştır

2.8. Dopamin

Dopaminin (DA), kimyasal formülü ($C_6H_3(OH)_2-CH_2-CH_2-NH_2$) şeklinde olup, kimyasal olarak adlandırması "4-(2-aminoetil) benzen-1,2-dioldür ve molekül yapısı Şekil 2.10'da verilmiştir.



Şekil 2.10. Dopaminin molekül yapısı

Dopamin, 1950'lerde Arvid Carlsson tarafından keşfedilen bir inhibitör nörotransmitterdir (Carlsson vd., 1957). Dopamin kardiyovasküler, hormonal, böbrek ve merkezi sinir sistemlerinde fiziksel ve zihinsel açıdan önemli bir rol oynar (Gowrishankar, vd., 2014). Ön lobda bulunan dopaminin; dikkat, problem çözme ve hafıza için önemli olan beynin diğer alanlarındaki bilgi akışını kontrol ettiği bilinmektedir. Dopaminin vücuttaki konsantrasyon aralığı yaklaşık 10^{-7} - 10^{-3} M seviyelerindedir (Zaidi, 2018). Anormal dopamin düzeyi; uyku ve yeme bozuklukları, uyuşturucu bağımlılığı, şizofreni, parkinson hastalığı, dikkat eksikliği, hiperaktivite bozukluğu ve sosyal kaygı ile ilişkilendirilir (Camardese vd., 2014; Moon, vd., 2018). Bu nedenlerden dolayı, dopaminin doğru ve güvenilir bir şekilde belirlenmesi hastalığın teşhisinde önemli bir unsurdur. Bundan dolayı dopaminin tespiti için mevcut birçok yöntem kullanılmaktadır (Zhang vd., 2015). Bu yöntemler; gaz kromatografisi (GC), kütle spektrometresi (MS), yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC), floresans yüzey plazma rezonansı (SPR) ve elektrokimyasal sensörlerdir. Bu yöntemlerin bazıları pahalı donanım, yavaş cevap, karmaşık ön işlem, kolay taşınamama ve çok düşük hassasiyet gibi dezavantajlar getirmektedir (González-Sálamo vd., 2017; Zaidi, 2018). Elektrokimyasal yöntemin ise, düşük maliyet, hızlı cevap, yüksek hassasiyet basit işlem ve kolay taşınabilirlik gibi çok sayıda avantajı vardır (Choudhary vd., 2016; Chandra vd., 2017; Mahato vd., 2017). Bu nedenle, elektrokimyasal yöntem dopamin tespiti için en ilgi gören yöntemlerden biridir.

2.9. Elektrokimyasal Dopamin Biyosensörleri

Liu vd. (2014) yaptıkları çalışmada, paladyum ve Fe_3O_4 nanoyapıları ile camsı karbon elektrodu modifiye ederek yüksek derişimde ürik asit ortamında dopamini tayin etmişlerdir. Yapılan çalışmada hazırlanan modifiye edilmiş elektrotların 0.96 - $107 \mu M$ derişim aralığında lineer akım değerleri elde edilmiştir. Tayin sınırı hesaplanarak $0.41 \mu M$ olarak bulunmuştur. Hazırlanan sensör, insan serum örneklerine uygulanmış ve tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir.

Tuyen vd. (2014) yaptıkları çalışmada, dopamin maddesi grafen ile modifiye edilmiş camsı karbon elektrod yüzeyine, molekül baskılama yöntemi uygulanarak baskılanmış ve elektrod yüzeyine Au nanopartikülleri elektrokimyasal yöntemle biriktirilmiştir. Çalışma sonucunda, yüksek duyarlılıkta dopamin tayin edildiği belirtilmiştir. Yapılan hesaplamalarda biyosensörün tayin sınırları $0.1 \mu M$ ve lineer aralığının 0.5 - $8.0 \mu M$ olduğu bildirilmiştir.

Li vd. (2014) yaptıkları çalışmada, tek boyutlu nanoyapıda bulunan MgO ile modifiye edilmiş camı karbon elektrodu kullanarak askorbik asit ve ürik asit ortamında dopamini seçici olarak tayin etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan tek boyutlu MgO nanoyapılar ark plazma yöntemiyle sentezlenmiştir. Modifiye edilmiş camı karbon elektrotlar ile dopamin, askorbik asit ve ürik asit eş zamanlı olarak tayin edilmiştir. Yapılan çalışmada, askorbik asit, dopamin ve ürik asit için tayin sınırları sırasıyla 0.2, 0.05, 0.04 μM 'dir. Lineer aralıkları da, askorbik asit için; 2.5-15 μM , dopamin için; 0.125-7.5 μM , ve ürik asit için; 0.5-30 μM olarak belirlenmiştir.

Wang vd. (2014) yaptıkları çalışmada, indirgenmiş grafen oksit ile modifiye edilmiş camı karbon elektrot (Au/RGO/GCE) kullanarak hazırladıkları sensörde askorbik asit, ürik asit ve dopamin eş zamanlı olarak tayin etmişlerdir. Yapılan çalışmada askorbik asit, dopamin ve ürik asitin tayin sınırları sırasıyla 51 μM , 1.4 μM ve 1.8 μM olarak hesaplanmış ve lineer aralığın askorbik asit için 0.24-1.5 mM, dopamin için 6.8-41 μM , ve ürik asit için 8.8-53 μM olduğu bildirilmiştir.

Cai vd. (2013) yaptıkları çalışmada, grafit kağıt elektrot ile askorbik asit ve ürik asit ortamında dopaminin seçici olarak tayinini gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen sensörün yüzeyi SEM, elektrokimyasal karakterizasyonu ise EIS (Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi) ile karakterize edilmiştir. Çalışma sonucunda tayin sınırları askorbik asit, dopamin ve ürik asit için sırasıyla 2.0 μM , 0.01 μM ve 0.02 μM olarak hesaplanmıştır. Lineer aralıkları ise, askorbik asit için 20–400 μM , dopamin için, 0.5–35 μM ve ürik asit için 0.5–35 μM olarak belirlenmiştir.

Li vd. (2013) yaptıkları çalışmada, suda çözünen sülfolanmış grafen ve camı karbon elektrot kullanarak bir sensör geliştirmişlerdir. Askorbik asit ve ürik asit ortamında dopamin seçici olarak tayin edilmiştir. Sülfolanmış grafenin yüzey karakterizasyonu FTIR, X-Ray, AFM ve SEM kullanılarak yapılmıştır. Diferansiyel puls voltametri (DPV) kullanılarak elde edilen askorbik asit-dopamin, dopamin-ürik asit ve ürik asit-askorbik asit arasındaki pik farklarının sırasıyla 27 mV, 125 mV ve 352 mV olduğu bildirilmiştir. Çalışma sonunda dopaminin lineer aralığı 0.2-20 μM , tayin sınırı ise 0.02 μM olarak rapor edilmiştir. Hazırlanan sensör, insan idrarı ve kan serumu örnekleri gibi doğal örneklerle uygulanmıştır.

Yan vd. (2013) yaptıkları çalışmada, grafen ve Pd-Pt nanopartikülü (Pd₃Pt₁/PDDA-RGO) ile modifiye edilmiş camı karbon elektrot ile askorbik asit ve ürik asit ortamında dopamini seçici olarak tayin etmişlerdir. Nanokompozitin karakterizasyonu TEM, X-Ray ve raman spektroskopisi kullanılarak yapılmıştır. Askorbik asit, dopamin ve ürik asit içeren

karışımın eş zamanlı tayini elektrokimyasal sensör ile yapılmıştır. Askorbik asit, dopamin ve ürik asit için tayin sınırları sırasıyla 0.61, 0.04 ve 0.1 μM olarak hesaplanmıştır. Lineer aralıkları ise askorbik asit için; 40-1200 μM , dopamin için; 4-200 μM ve ürik asit için; 4-400 μM olarak belirlenmiştir. Elde edilen sensör insan idrarı ve kan serumu gibi doğal örneklerle uygulanmıştır.

Liu vd. (2012) yaptıkları çalışmada, grafen oksit ile Au nanopartikülleri ile kompozit oluşturulmuş ve çok katmanlı camsı karbon elektrot kullanılmıştır. Bu elektrokimyasal sensör diferansiyel puls voltametri kullanılarak yüksek duyarlıkta ve seçicilikte ürik asit ve dopaminin eş zamanlı tayini için kullanılmıştır. Dopaminin tayin limitinin 0.02 μM , lineer aralığının ise 1-60 μM olduğu bildirilmiştir. Hazırlanan kompozitin dopaminin elektrokimyasal oksidasyonunu arttırdığı, sensörün iyi analitik performans gösterdiği ve bu analitik performansının uzun süre kararlı kalabildiği belirtilmiştir.

Sun vd. (2012) yaptıkları çalışmada, indirgenmiş grafen (GR) ve SnO_2 kullanarak nanokompozitler hazırlanmış iyonik sıvı ve modifiye edilmiş karbon elektrodu kullanarak dopamini duyarlı bir şekilde tayin etmişlerdir. Hazırlanan kompozitlerin biriktirilmesiyle elde edilen modifiye elektrodun elektrokimyasal performansının arttığını belirtmişlerdir. Çalışmada modifiye elektrodun elektrokimyasal cevapları diferansiyel puls voltametri ve dönüşümlü voltametri teknikleri kullanılarak ölçülmüştür. GR- SnO_2 nanokompoziti dopamin oksidasyonu için yüksek elektrokatalitik aktivite göstermiştir.

Ahammad vd. (2011) yaptıkları çalışmada, poly(thionine) ile modifiye edilmiş camsı karbon elektrot kullanarak bir sensör geliştirmişlerdir. Bu sensörün dopamini, askorbik asit, ürik asit ve 5-hidroksitriptamin (5-HT) yanında son derece hassas ve seçici bir şekilde tayin edebildiğini göstermişlerdir.

Kim vd. (2010) yaptıkları çalışmada, grafen ile modifiye edilmiş camsı karbon elektrodu kullanarak askorbik asit ortamında dopamini seçici bir şekilde tayin etmişlerdir. Hazırlanan sensörde dopaminin tayin sınırı 2.64 μM ve lineer aralık 4-100 μM olarak hesaplanmıştır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Kimyasal Maddeler

Disodyum hidrojenfosfat, sodyum dihidrojenfosfat, hidroklorik asit, nitrik asit (Sigma-Aldrich), ürik asit, askorbik asit (Fluka), dopamin (Sigma), demir (III) klorür (FeCl_3) (Carlo Erba) ve karbon nanotüp (Nanocyl S. A) temin edildikleri şekilde kullanılmışlardır.

3.2. Aletler ve Cihazlar

3.2.1. Fourier Transform Infrared Spektrometresi (FTIR)

Kompozitlerin yapısal analizleri için FTIR spektrumları, Perkin Elmer marka spektrometre kullanılarak alınmıştır.

3.2.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Polimerlerin yüzey mikrografları değişik büyütme kullanılarak Philips XL-30S FEG model taramalı elektron mikroskobunda alınmıştır.

3.2.3. Potansiyostat

Elektrokimyasal çalışmalar Şekil 3.1'deki Ivium CompactStat marka potansiyostat/galvanostat kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Potansiyostat cihazı

3.2.4. Ultrasonik Banyo

Elde edilen kompozitlerin uygun çözücüdeki dispers çözeltisini elde etmek için Şekil 3.2'de gösterilen Bandelin Sonorex markalı ultrasonik banyo kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Ultrasonik banyo

3.2.5. Elektrotlar

Çalışma elektrodu olarak camsı karbon elektrot (CHI-104), karşıt elektrot olarak platin tel ve referans elektrot olarak da Ag/AgCl elektrot (CHI-111) kullanılmıştır.

3.3. Deneysel Kısım

3.3.1. Fosfat Tampon Çözeltisi (PBS)

Fosfat derişimi 0,1 M olacak şekilde disodyum hidrojenfosfat ve sodyum dihidrojenfosfat hesaplanan miktarlarda tartılarak saf suda çözülmüştür. Tampon çözeltinin pH'sının ayarlaması için derişik NaOH kullanılmıştır ve pH 7,4'e ayarlanmıştır. Farklı pH değerlerindeki fosfat tampon çözeltileri de aynı işlemle hazırlanmıştır. Hazırlanan tampon çözeltileri kullanılmadığı zamanlarda +4°C'de buzdolabında saklanmıştır.

3.3.2. Karbon Nanotüpün Asit Ortamında Modifikasyonu

100 mg karbon nanotüp, 15 mL %96'lık H₂SO₄ ve 5 mL %70'lik HNO₃ (3:1 oranla) balon içerisinde bir saat 80°C'de karıştırıldı. Sonra çözeltinin oda sıcaklığına soğuması beklendi. Soğuyan çözeltinin pH'si 7 civarına gelene kadar saf su ile vakumlama yöntemi ile yıkandı. Böylece ortamdaki fazla asit uzaklaştırıldı. Yıkanan maddenin tekrardan oda sıcaklığına bırakılarak kuruması beklendi. Kuruyan madde spatül yardımıyla kazındıktan sonra tamamen kuruması için 60°C'lik etüvde bir gece bekletilerek işleme hazır hale getirildi.

3.3.3. Politiyofenin Kimyasal Sentezi

10 mL kloroform içerisine 160 µL tiyofen eklendi. Elde edilen karışımdan 10 dakika boyunca argon gazı geçirildi. Sonra sistem buzlu su ile soğutuldu. Karışımın üzerine 100 mL kloroform içinde çözülmüş 0,025 molar (4,055 g) FeCl₃ çözeltisi damla damla ilave edildi. Oluşan yeni karışım geri soğutucu sistemde 24 saat bekletildi. Elde edilen madde önce kloroform, sonra etanolle yıkanıp saflaştırıldı. Yıkanan madde 60°C'lik etüvde bir gece bekletilerek kurutulup işleme hazır hale getirildi.

3.3.4. Politiyofen/Karbon Nanotüp Kompozitlerinin Sentezi

10 mL kloroform içerisine 80 µL tiyofen ve 16 mg karbon nanotüp eklendi. Elde edilen karışımdan 10 dakika boyunca argon gazı geçirildi. Sonra sistem buzlu su ile soğutuldu. Karışımın üzerine 100 mL kloroform içinde çözülmüş 0,025 molar (2,027 g) FeCl₃ çözeltisi damla damla ilave edildi. Oluşan yeni karışım geri soğutucu sistemde 24 saat bekletildi. Elde edilen madde önce kloroform, sonra etanolle yıkanıp saflaştırıldı. Yıkanan madde 60°C'lik etüvde bir gece bekletilerek kurutulup işleme hazır hale getirildi.

120, 160, 200 ve 240 µL tiyofen içeren kompozitler de benzer şekilde sentezlenmiştir.

3.3.5. Disper Çözeltinin Hazırlanması

1 mL DMF (dimetilformamid) içerisine 1 mg 160µ/16mg oranında hazırlanan PTh/MWCNT kompozitinden eklenmiştir. Elde edilen çözelti 1 saat ultrasonik banyoda dispers edilmiştir.

3.3.6. Camsı Karbon Elektrodunun Modifiye Edilmesi

Hazırlanan dispers çözeltiden 10 µL alındı ve elektrodun üzerine damlatıldı. Elektrot oda sıcaklığında kurumaya bırakıldı. Kuruyan elektrot işlem için hazır hale getirildi.

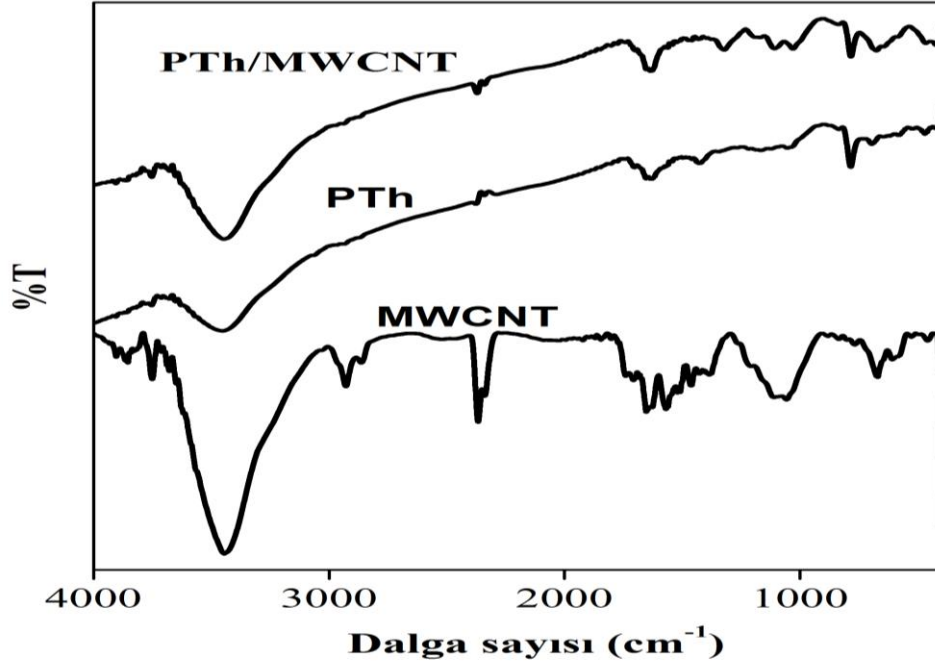
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1. Kompozitlerin Karakterizasyonu

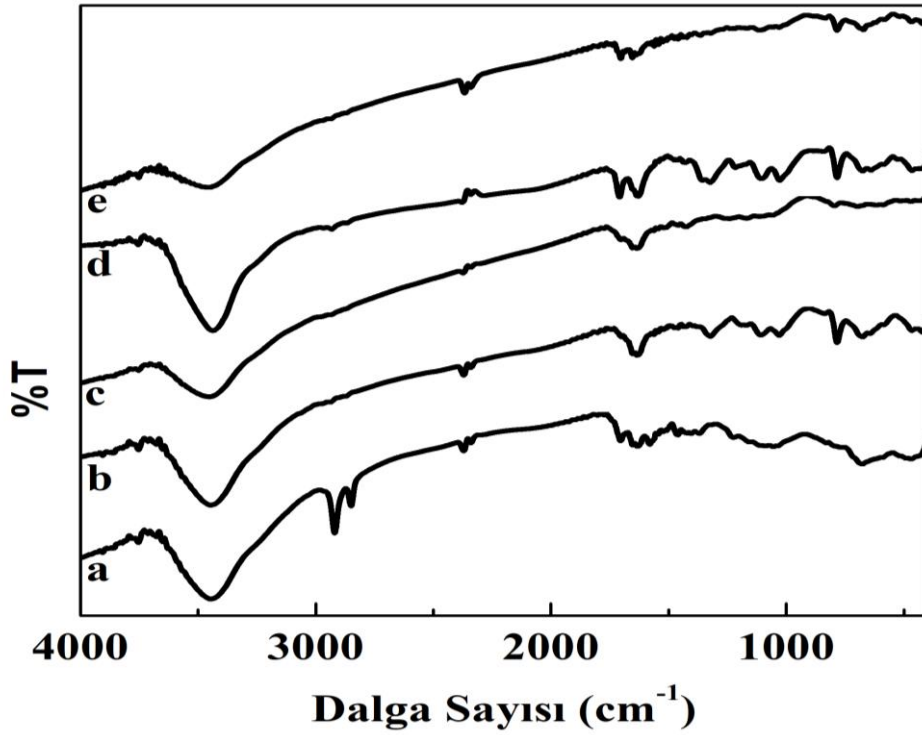
Hazırlanan politiyofen/karbon nanotüp kompozitlerinin yapısal, morfolojik ve elektrokimyasal karakterizasyonları yapılmıştır. Yapısal karakterizasyon için (FTIR), morfolojik karakterizasyon için (SEM), elektrokimyasal karakterizasyon ise CV ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen analiz sonuçları aşağıda detaylı bir şekilde anlatılmıştır.

4.1.1. FTIR Sonuçları

Modifiye edilen MWCNT ile kimyasal polimerizasyon yöntemi ile sentezlenen PTh ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR spektrumları Şekil 4.1'de görülmektedir. PTh'nin FTIR spektrumu değerlendirildiğinde 834 cm^{-1} aromatik C-H gerilme titreşimi, 1458 cm^{-1} de tiyofen halkasının aromatik C=C gerilme titreşimi ve son olarak 695 cm^{-1} de aromatik halkadaki C-S bağına ait gerilme titreşimi görülmektedir. Modifiye edilen MWCNT'nin FTIR spektrumu değerlendirildiğinde 815 cm^{-1} 'de aromatik C-H gerilme titreşimi, 1653 cm^{-1} 'de karbonil grubunun C=O gerilme titreşimi, 1461 cm^{-1} 'de C=C gerilme titreşimi ve 1057 cm^{-1} 'de C-O gerilme titreşimi görülmektedir. Şekil 4.2 ise elde edilen tüm kompozitlerin FTIR spektrumlarını göstermektedir. Bu spektrumlar incelendiğinde politiyofene ait karakteristik piklerin benzer şekilde oluştuğu ve genellikle kullanılan tiyofen miktarı arttıkça şiddetlerinin arttığı görülmektedir. Elde edilen tüm maddelerin ve kompozitlerin FTIR pik değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. MWCNT, PTh ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR spektrumları



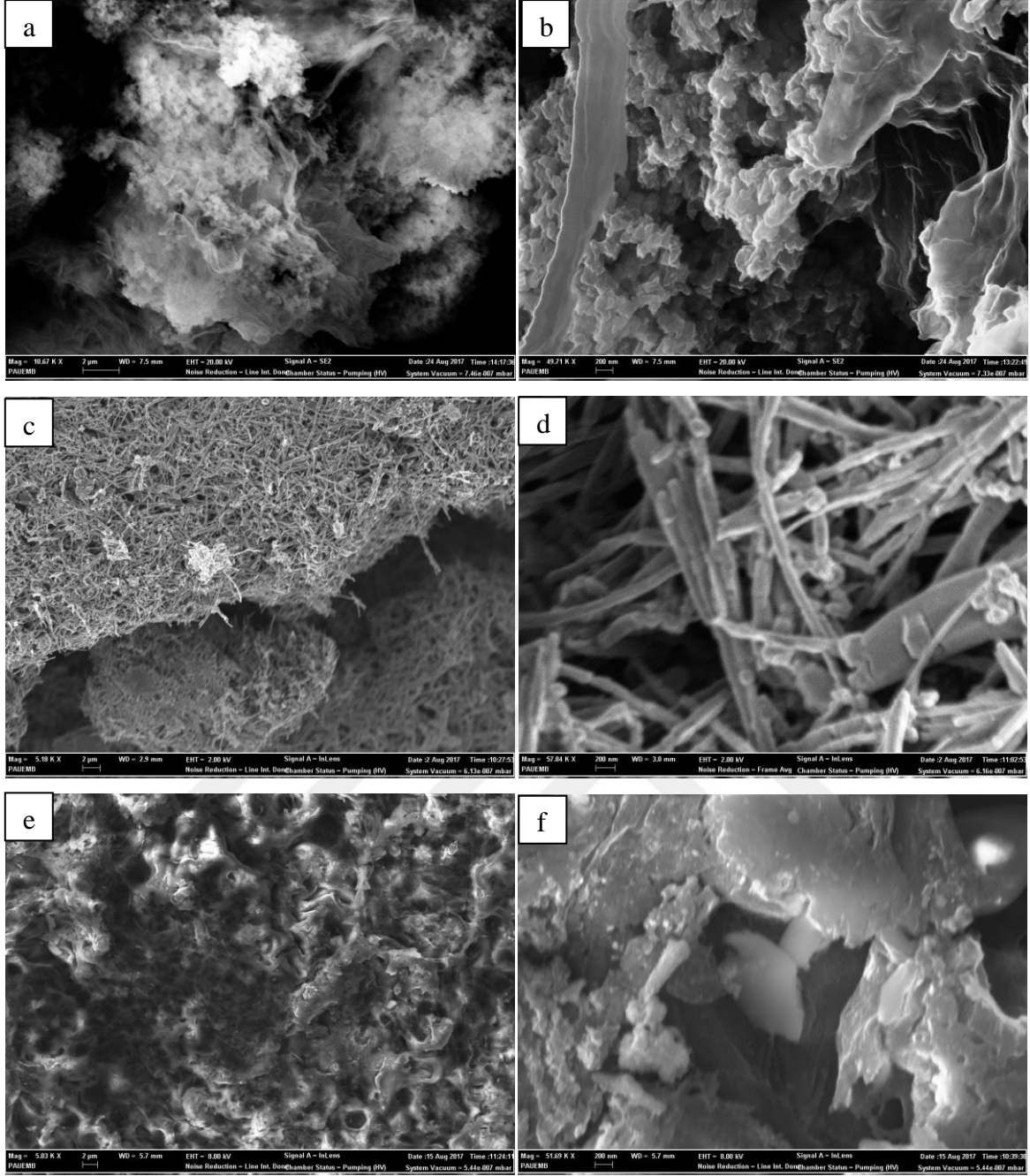
Şekil 4.2. Farklı oranlarda sentezlenmiş PTh/MWCNT kompozitlerinin FTIR spektrumları a) 80 µL/16 mg, b) 120 µL/16 mg, c) 160 µL/16 mg, d) 200 µL/16 mg, e) 240 µL/16 mg

Tablo 4.1. Politiyofen, karbon nanotüp ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR pik değerleri

	C=C Gerilme	C-H Eğilme	C-S Gerilme	C-O Gerilme	C=O Gerilme	O-H Gerilme
Politiyofen	1458	834	695	---	---	---
Karbon nanotüp	1461	815	---	1057	1653	3445
PTh/MWCNT (80 µL/16 mg)	1460	802	678	1054	1635	3447
PTh/MWCNT (120 µL/16 mg)	1458	795	696	1093	1636	3451
PTh/MWCNT (160 µL/16 mg)	1464	783	676	1108	1635	3447
PTh/MWCNT (200 µL/16 mg)	1475	784	675	1106	1628	3436
PTh/MWCNT (240 µL/16 mg)	1543	783	671	1101	1654	3349

4.1.2. SEM Sonuçları

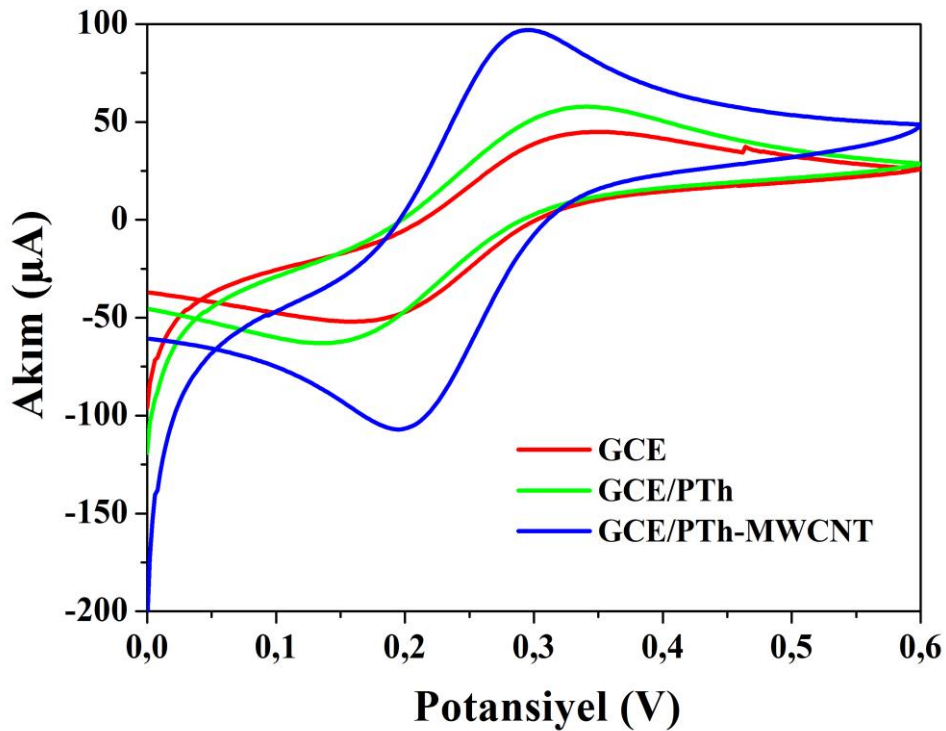
Şekil 4.3’de farklı oranlarda elde edilen PTh/MWCNT kompozitlerin SEM sonuçları görülmektedir. SEM analiz sonuçları, PTh/MWCNT kompozitini oluşturan partiküllerin (PTh ve MWCNT) farklı büyüklük ve şekillere sahip olduğunu ve kompozit yapısında karbon nanotüplerinin polimerlerin küresel tanecikleriyle kaplandığı bununla birlikte tüp yapılarının korunduğu görülmüştür. Kompozit her iki materyalide özelliklerini korumaktadır.



Şekil 4.3. SEM görüntüleri a) PTh (2 μm), b) PTh (200 nm), c) MWCNT (2 μm), d) MWCNT (200 nm), e) PTh/MWCNT (2 μm), f) PTh/MWCNT (200 nm)

4.1.3. Elektrokimyasal Karakterizasyon

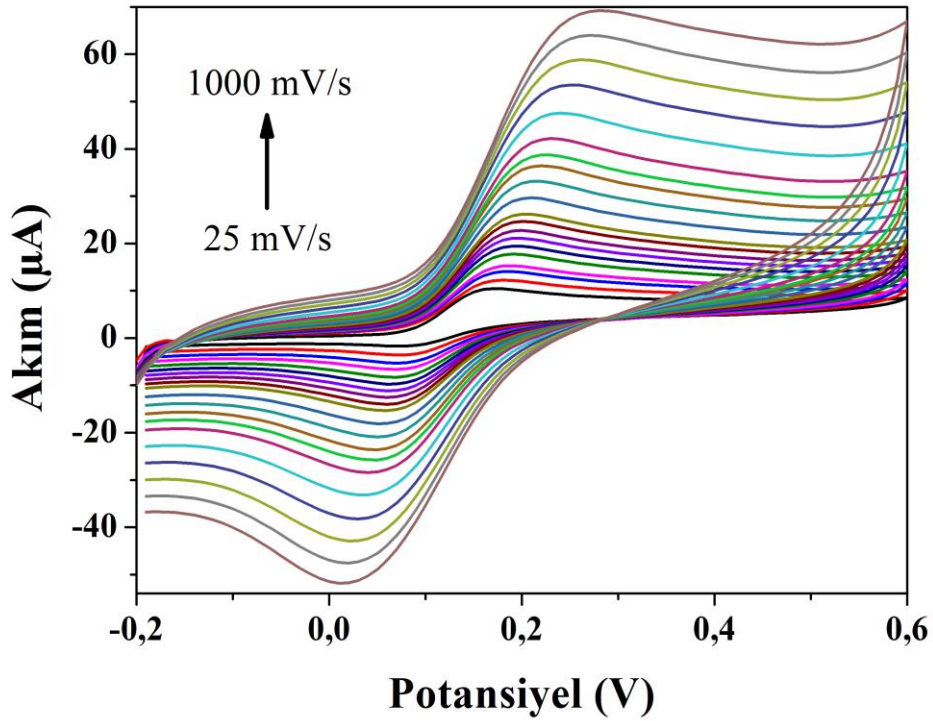
Kompozitin elektrokimyasal davranışını belirlemek için 0,1 M fosfat tamponunda 0,0 – 0,6 V arasında CV ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Karşılaştırma yapmak amacıyla boş GCE ve sadece politiyofen ile modifiye edilmiş GCE elektrodun CV'leri de eklenmiştir. Şekil 4.4'de anodik ve katodik pik akımları incelendiğinde GCE-PTh/MWCNT'ün sırasıyla 97,05 μA ve -106,65 μA olarak en yüksek değere sahip olduğu görülmektedir. Boş GCE elektrodun anodik pik akımı 45,15 μA ve katodik pik akımı -52,15 μA , GCE/PTh ise anodik pik akımı 58,05 μA ve katodik pik akımı -63,44 μA olarak elde edilmiştir. PTh/MWCNT kompoziti ile modifiye edilen GCE anodik ve katodik bölgede daha yüksek ve daha keskin pikler sergilemiştir. Bu sonuç, kompozit ile modifiye edilen elektrodun daha iyi elektrokimyasal davranış sergilediğini göstermektedir.



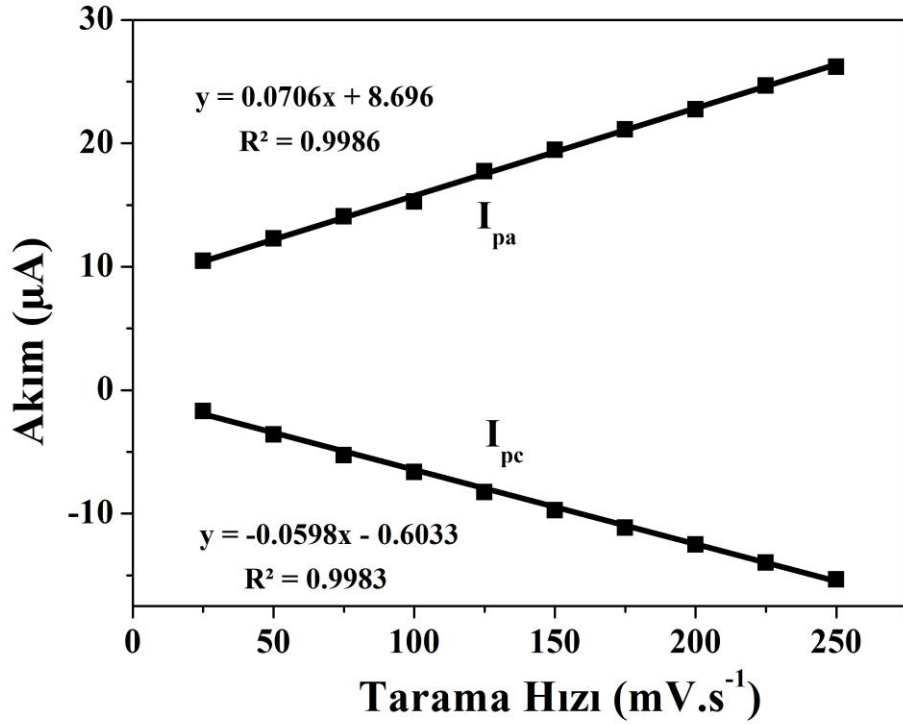
Şekil 4.4. Camsı karbon elektrot (GCE), politiyofen ve PTh/MWCNT kompozitinin dönüşümlü voltamogram

PTh/MWCNT ile modifiye edilen GCE elektrodu yüzeyindeki elektron transferi çeşitli tarama hızlarında CV'ler gerçekleştirilerek incelenmiştir. Şekil 4.5, 25 ile 1000 mV s^{-1} tarama hızları arasında 0,1 M fosfat tamponu (pH 7,4) içindeki GCE/PTh-MWCNT

elektrodunun CV'lerini göstermektedir. Anodik (I_{pa}) ve katodik pik akımları (I_{pc}), 25 ile 1000 mV/s^{-1} arası tarama hızlarına karşılık çizilmiştir. Anodik ve katodik pik akımlarının tarama hızı ile lineer bir şekilde değiştiği ve anodik bölge için $y = 0,706x+8,696$ ($R^2=0,9986$) ve katodik bölge için $y = -0,598x-0,6033$ ($R^2=0,9883$) lineer doğru denklemlerine sahip olduğu belirlenmiştir. Bunlara ek olarak, anodik ve katodik pik potansiyellerinin 25 ile 1000 mV/s^{-1} arası tarama hızlarının logaritması ile doğrusal olduğu gözükmemektedir (Şekil 4.6). Bu sonuçlar, kompozit ile modifiye edilen elektrodun difüzyon kontrollü olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.5. Biyosensörün 0.1 M PBS'de farklı tarama hızlarındaki CV'leri



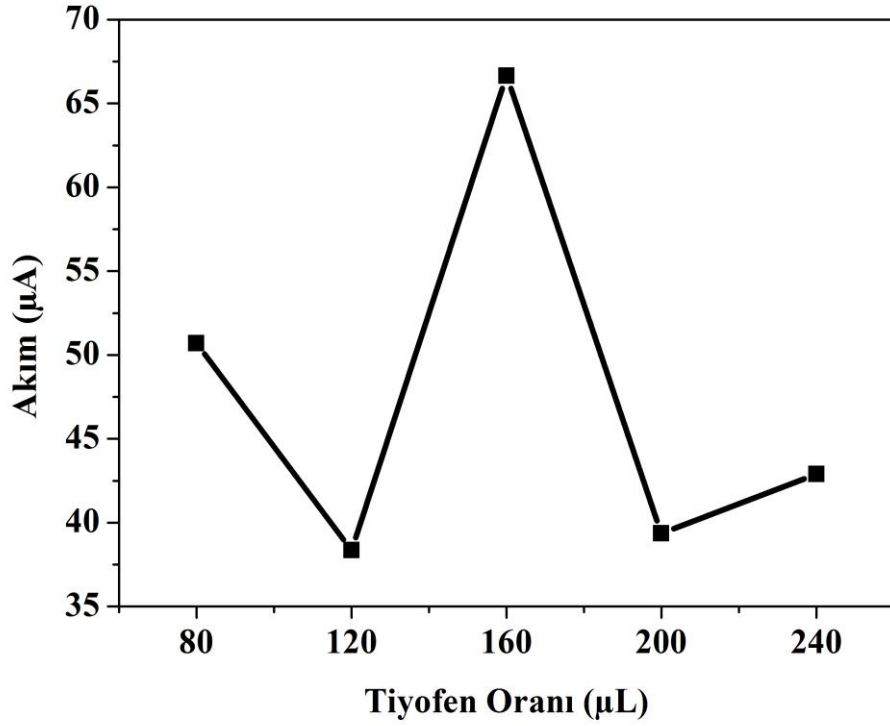
Şekil 4.6. Biyosensörün pik akımlarının tarama hızlarına karşı davranışları

4.2. Dopamin Tayini

Geliştirilen dopamin biyosensörünün performansı üzerine çeşitli parametrelerin (kompozitteki tiyofen miktarı, elektrot yüzeyine kaplanan kompozit miktarı, dopamin derişimi, pH, ve girişim yapabilecek maddeler) etkisi incelenmiştir. Bu parametrelere göre optimize edilen biyosensörün karalılık ve tekrarlanabilirlik testleri de ayrıca yapılmıştır.

4.2.1. PTh/MWCNT Kompozitindeki Tiyofen Miktarının Etkisi

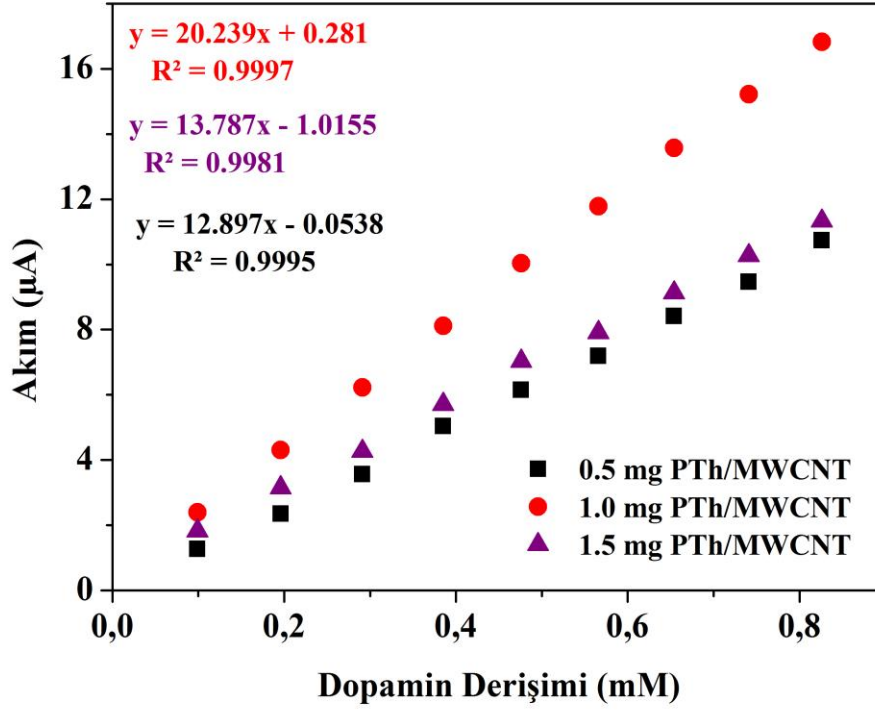
Karbon nanotüp miktarını sabit tutarak farklı miktarlarda tiyofen ilavesi ile beş farklı oranda (80µL/16mg, 120µL/16mg, 160µL/16mg, 200µL/16mg, 240µL/16mg) politiyofen-karbon nanotüp kompoziti elde edilmiştir. Farklı oranlarda kompozitler elde etmemizin sebebi, en iyi dopamin cevabına sahip politiyofen-karbon nanotüp kompozitini belirlemektir. Hazırlanan kompozitlerin aynı dopamin miktarlarına karşı cevapları alınmıştır. Kompozitlerde kullanılan tiyofen miktarları akım değerlerini etkilemiştir. Şekil 4.7’de görüldüğü gibi en yüksek akım değeri 160 µL/16 mg kompozitine aittir.



Şekil 4.7. PTh/MWCNT kompozitinde tiyofen miktarının dopamin cevabı üzerine etkisi

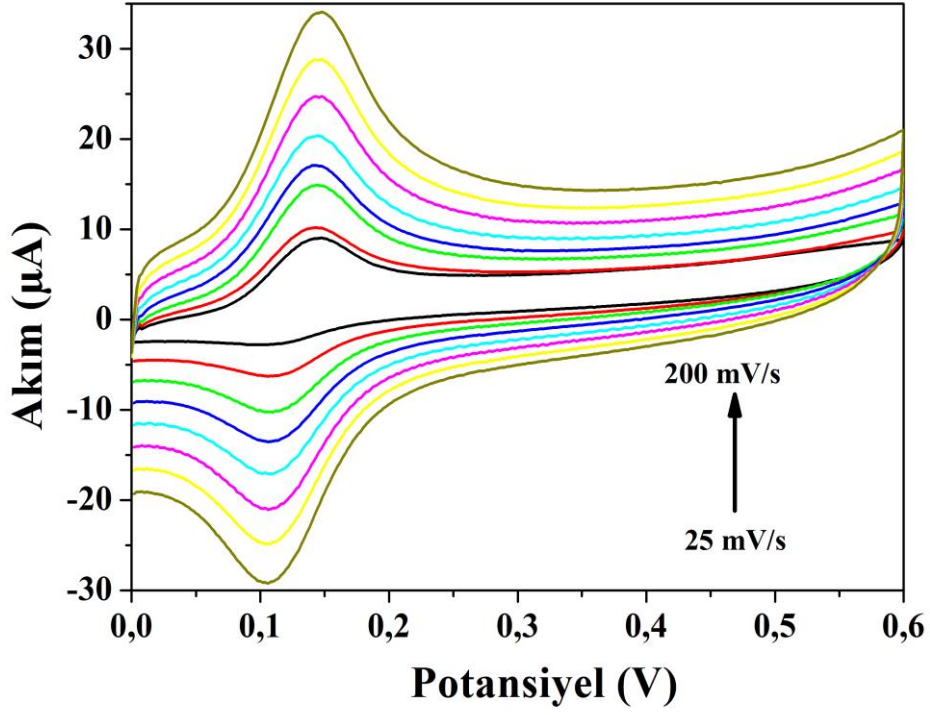
4.2.2. Elektrot Yüzeyine Kaplanan Kompozit Miktarının Etkisi

PTh/MWCNT kompozit miktarının biyosensör cevabı üzerine etkisi, 0,5, 1,0 ve 1,5 mg/mL PTh/MWCNT kullanılarak modifiye edilen elektrotların 0,0-0,6 V aralığında aynı dopamin miktarına karşı alınan CV cevapları ile incelenmiştir. Şekil 4.8’de görüldüğü gibi 1,0 mg/mL PTh/MWCNT kullanılarak modifiye edilen elektrodun dopamine karşı cevabı en yüksek akım değerlerine sahiptir. Ayrıca bu elektrotun doğrusallığının da en iyi olması tercih sebebi olmuştur.

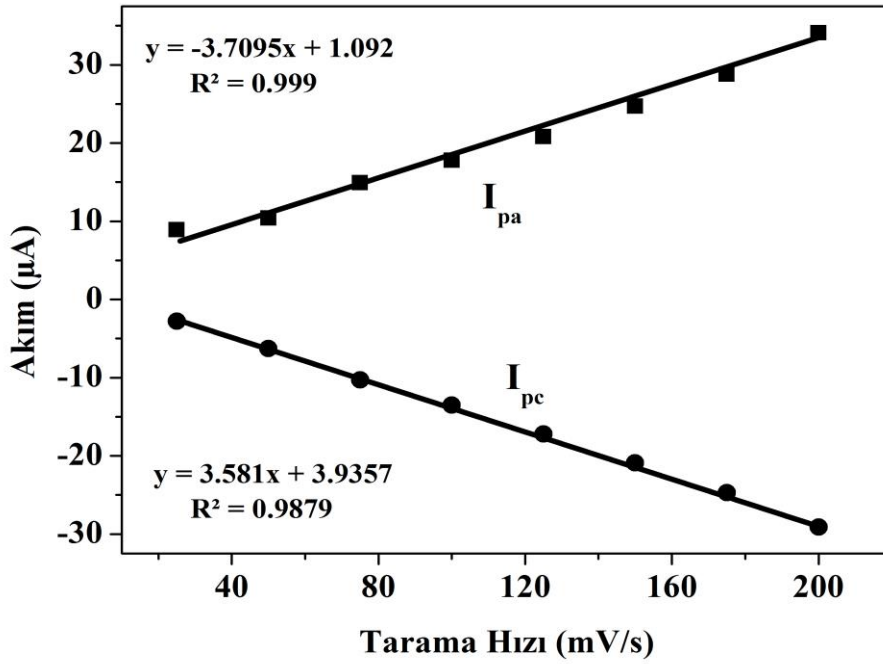


Şekil 4.8. PTh/MWCNT kompozit miktarının biyosensör cevabına etkisine ait kalibrasyon grafikleri

0.1 M fosfat tamponu (pH 7,4) içindeki 1,0 mg/mL PTh/MWCNT kompozitinin 25 ile 200 mV.s⁻¹ arası tarama hızlarındaki döngüsel voltametrileri alınmıştır. 15 mM dopamine karşı alınan farklı tarama hızlarındaki döngüsel voltametrileri, Şekil 4.9'da görülmektedir. 25 ile 200 mV.s⁻¹ arası tarama hızlarında anodik (I_{pa}) ve katodik pik akımları (I_{pc}) eğrileri çizilmiştir: $y = -3,7095x + 1,092$ (anodik) ve $y = 3,581x - 3,9357$ (katodik), korelasyon katsayıları (R²) sırasıyla 0.999 ve 0.9879 olarak belirlenmiştir (Şekil 4.10).



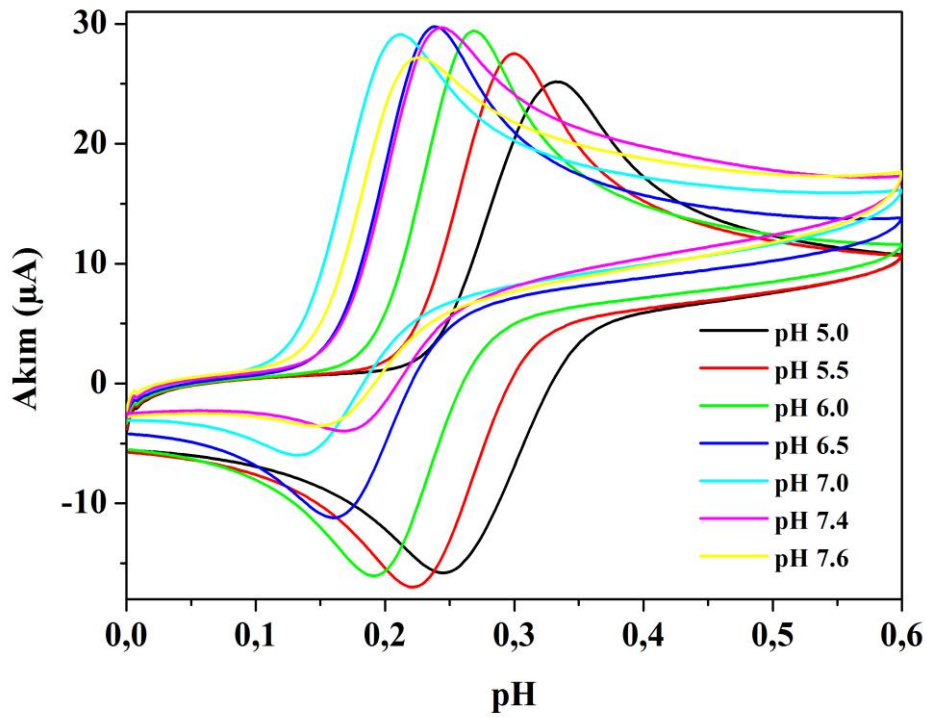
Şekil 4.9. GCE-PTh/MWCNT'nin farklı tarama hızlarındaki dopamine karşı cevapları



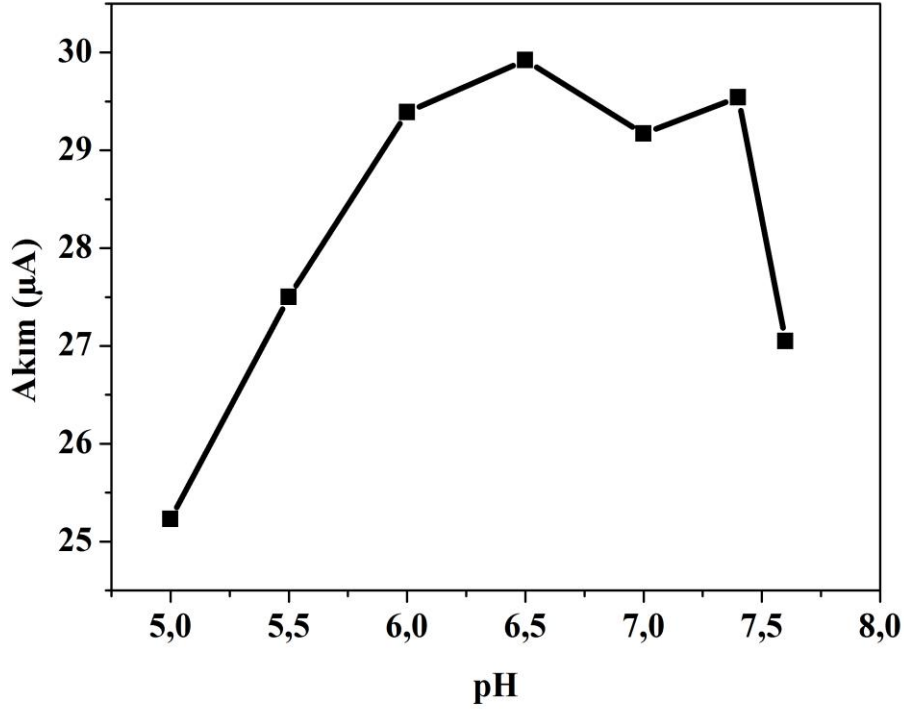
Şekil 4.10. GCE-PTh/MWCNT'nin farklı tarama hızları kullanılarak dopamine karşı anodik ve katodik pik akımları

4.2.3. pH'nın Etkisi

PTh/MWCNT kompozitinde dopaminin aktivitesi tampon çözeltinin pH'sına bağlıdır. Bundan dolayı pH'nın etkisi, 0,1 M PBS içerisinde pH, 5,0 – 7,6 değerleri arasında dönüşümlü voltamogram metodu ile incelenmiştir (Şekil 4.11). Aynı dopamin konsantrasyonuna karşı elde edilen akım değerleri, Şekil 4.12'de gösterilmiştir. En yüksek akım değerleri pH 6,5 ve 7,4 de elde edilmiştir. İnsan vücudu pH'ına en uygun olan pH 7,4 değeri seçilerek bundan sonraki çalışmalarda kullanılmıştır. Bu değer literatür ile uyum içerisinde (Kim vd., 2010; Zhao vd., 2010).



Şekil 4.11. Biyosensör cevabına pH'ın etkisi gösteren dönüşümlü voltamogramlar

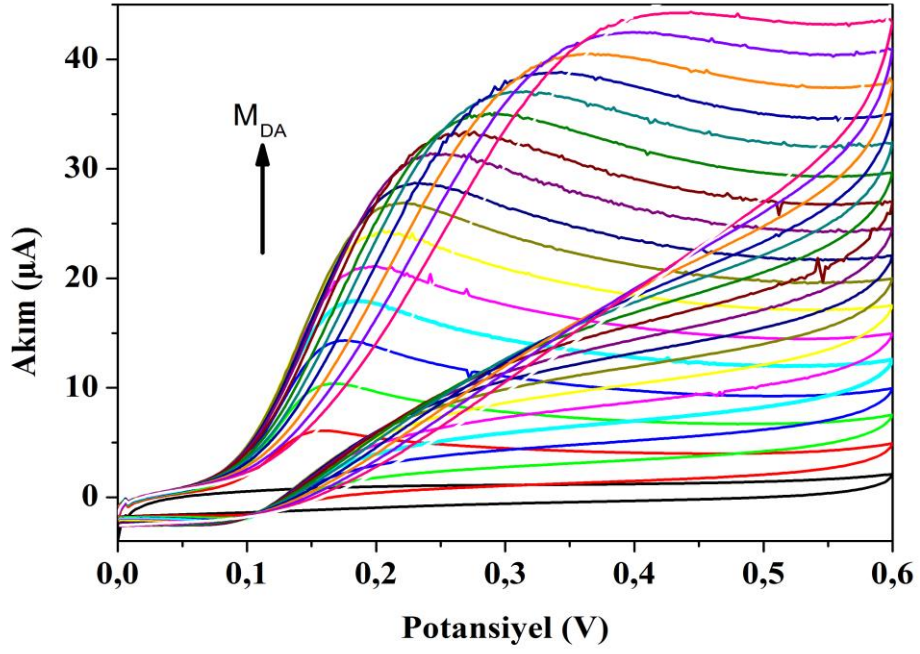


Şekil 4.12. Biyosensör cevabına pH'ın etkisi

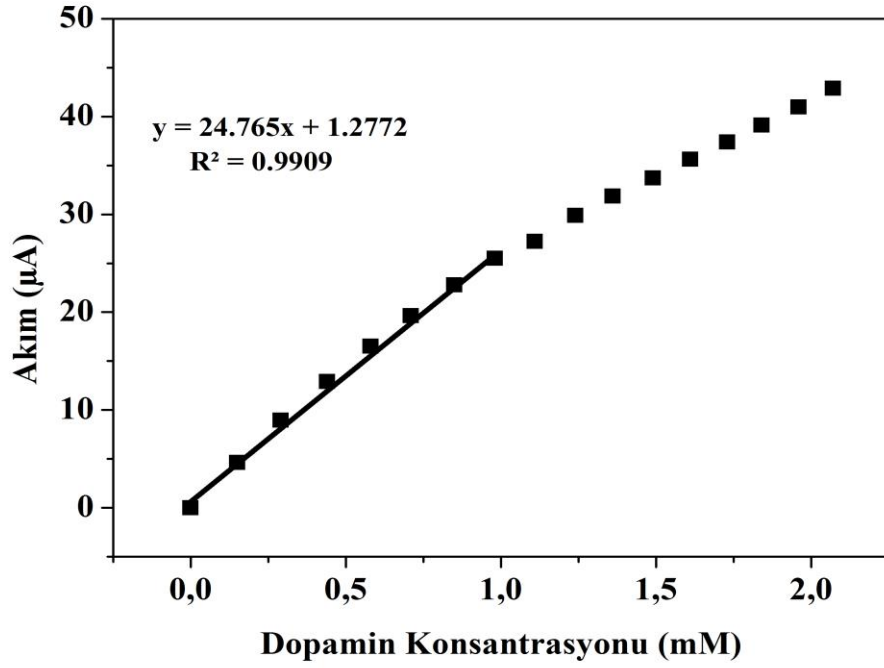
4.2.4. Elektrokimyasal Dopamin Tayini

Şekil 4.13, optimize edilen koşullar altında standart dopamin çözeltisi eklemeye karşılık hazırlanan biyosensörün 0,0-0.6 V arası alınan CV'lerini göstermektedir. Dopamin konsantrasyonu düzgün bir şekilde arttırıldığında elde edilen CV'lerin anodik pik akımlarının arttığı görülmektedir. Şekil 4.14 ise, ilave edilen dopamin konsantrasyonuna karşılık elde edilen anodik pik akımları kullanılarak hazırlanan kalibrasyon grafiğini göstermektedir. Kalibrasyon grafiğinden lineer çalışma aralığı 0.15-0.98 mM olarak belirlenmiş ve korelasyon katsayısı (R^2) 0.9909 olarak hesaplanmıştır. Biyosensör hassasiyeti, kalibrasyon eğrisinin doğrusal aralığının eğiminden $0.289 \mu\text{A} \cdot \mu\text{M}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$ olarak hesaplanmıştır. Biyosensörün tayin limiti, Eşitlik 4.1'e göre 0.08 mM olarak belirlenmiştir.

$$\text{LOD} = 3\text{SD}/\text{Hassasiyet} \quad (4.1)$$



Şekil 4.13. PTh/MWCNT kompozitinin dopamin konsantrasyonuna karşı CV cevabı



Şekil 4.14. 0.1 M pH 7.4'de fosfat tampon çözeltisindeki biyosensörün farklı konsantrasyonlardaki akım değerleri

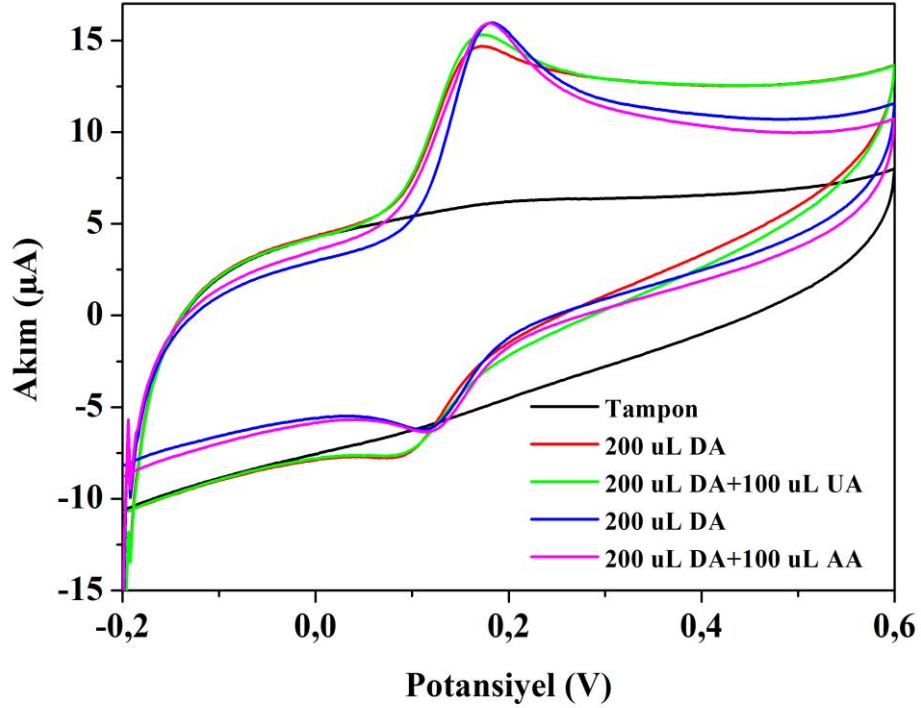
Tablo 4.2’de benzer malzemeler kullanılarak modifiye edilen dopamin biyosensörlerinin performansları verilmiştir. Daha önceki üç çalışmayla kıyaslandığında bu çalışmada geliştirilen dopamin biyosensörünün iki çalışmadan daha yüksek hassasiyet sergilediği görülmüştür. Örneğin, Wang vd. elektrokimyasal polimerizasyon yöntemi ile poli (3,4-etilendioksitiyofen) ve karbon nanotüp kullanarak MWCNT-PEDOT/GCE biyosensörü hazırlamışlardır (Wang vd., 2012). Bu şekilde hazırlanan biyosensör 10–330 μM lineer tayin aralığında $12 \mu\text{A nM}^{-1} \text{cm}^{-2}$ hassasiyet sergilemiştir. Başka bir çalışmada ise, nano yapıdaki kalsiyum karbonat katısı ile karbon nanotüp kompozitleri elektrokimyasal yöntemle hazırlanarak dopamin biyosensörü geliştirilmiş ve bu biyosensörün 0.015–30 μM çalışma aralığında $250 \mu\text{A nM}^{-1} \text{cm}^{-2}$ hassasiyete sahip olduğu bulunmuştur (Bujduveanu vd., 2012). PEDOT ile kıyaslandığında tayin limitinde 8 kat fark vardır ve bu değer diğer çalışmalardan oldukça yüksektir. Ancak liner aralıklar da göz önüne alındığı zaman çalışmamızda geliştirilen sensör litaretüre göre daha yüksek derişim aralığı ile çalışabilmektedir. Ayrıca diğer bazı çalışmalarda hassiyet değerinin verilmemiş olması bu değerlerin yüksek olabileceğini düşündürmektedir. Bu açıdan bakıldığında geliştirmiş olduğumuz dopamin sensörünün litaretürdeki sensörlerle uyumlu sonuçlar verdiği belirlenmiştir

Tablo 4.2. Dopamin biyosensörlerinin karşılaştırılması

Biyosensör	Hassasiyet ($\mu\text{A.nM}^{-1}$)	Lineer Aralık (μM)	Tayin Limiti (μM)	Referans
GCE/grafen nano filmler	---	2,0-202	0,58	Kannan vd., 2016
GCE/elektrokimyasal olarak indirgenmiş GO	---	0,5-60	0,50	Yang vd., 2014
Bor katkılı CNT/GCE	---	2-750	0,14	Deng vd., 2009
MWCNT-Poly(DBA)/GCE	---	1-700	1,0	Zhau vd., 2010
MCNT-IL-Gel/GCE	---	0,1-100	1,0	Zhao vd., 2005
Au-AGR-MWCNT/GCE	---	2-120	1,4	Abdelwahab ve Shim; 2015
MWCNT-PEDOT/GCE	12	10–330	10	Wang vd., 2012
Fe(III)P/MWCNTS/GCE	467	0,7–3600	0,9	Lin vd., 2010
MWCNT/nanoCaCO ₃	250	0,015–30	15	Bujduveanu vd., 2012
GCE/PTh-MWCNT	289	150-980	80	Bu Çalışma

4.2.5. Girişimlerin Etkisi

Sensörün dopamine karşı cevabına etki edebilecek askorbik asit (AA) ve ürik asidin (UA) girişim etkisi incelenmiştir. Ürik asit ve askorbik asidin etkileri hata payının düşük olması için yeni elektrot hazırlanarak ve her seferinde önce dopamin eklenerek belirlenmiştir. Şekil 4.15’de elde edilen verilerin tümü grafiğe geçirilmiştir. Ürik asit için kırmızı ve yeşil grafikler askorbik asit için ise, mavi ve pembe grafikler değerlendirilmiştir. Bu etki 15 mM dopamin çözeltisi varlığında incelenmiştir. Akım cevabındaki değişim her iki madde için de % 5 civarında (askorbik için %5.3, ürik asit için %4.2) olması girişimlerinin dopamin sensörü cevabı üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermiştir.



Şekil 4.15. Dopamin biyosensörüne askorbik asit (AA) and ürik asidin (UA) girişim etkisi.

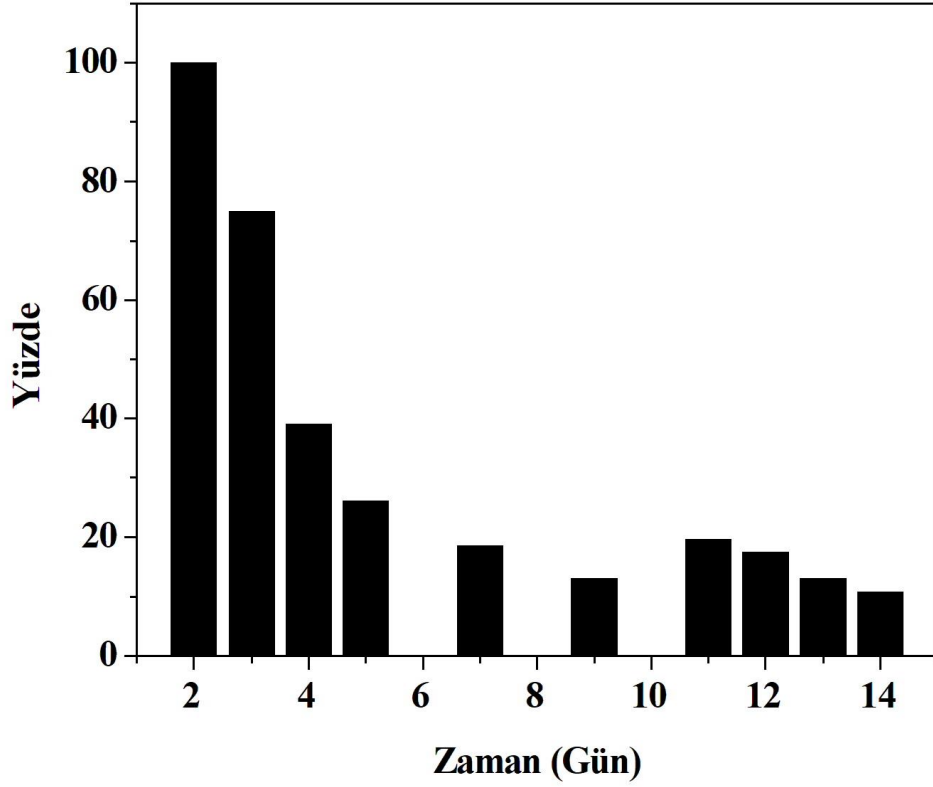
4.2.6. Tekrarlanabilirlik

PTh/MWCNT kompozitinin tekrarlanabilirliği için gün içerisinde 6 farklı elektrot hazırlanmış ve aynı dopamin miktarına karşı CV ölçümleri alınmıştır. Elde edilen akımların değerlendirilmesi ile bağıl standart sapma % 1.56 olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, geliştirilen biyosensörün oldukça tekrarlanabilir olduğunu göstermektedir.

4.2.7. Uzun Süreli Kararlılık

Optimum koşullar altında hazırlanan dopamin sensörünün oda sıcaklığında her gün aynı saate dopamine karşı ölçümleri alınmak suretiyle kararlılığı incelenmiştir. 14 gün boyunca alınan ölçümler sonucu sensör cevabının ikinci günde ilk güne nazaran oldukça arttığı daha sonra 3 gün içerisinde hızlıca azaldığı gözlemlenmiştir. İkinci gündeki artış kompozitle modifiye edilen elektrodun her zamankinden daha fazla beklemesi ve kompozitin elektroda daha iyi tutunması sonucu elektron atlamasını kolaylaştırması şeklinde yorumlanabilir. Daha sonra yaşanan düşüş (üçüncü günden sonra) kompoziteki

beklemeye dayalı deformasyon olarak düşünölmektedir. 14 gün sonra akım cevabı başlangıç değeriinin %10,9'u kadarıdır.



Şekil 4.16. PTh/MWCNT kompozitinin kararlılık grafiğı

5. SONUÇ

Bu çalışmada, tiyofen ile karbon nanotüp kullanılarak PTh/MWCNT kompozitleri elde edilmiştir. GCE ile elde edilen kompozit modifiye edilerek dopamin biyosensörü olarak kullanımı incelenmiştir. PTh, MWCNT ve PTh/MWCNT kompozitinin FTIR sonuçları, karbon nanotüp yapısına PTh'nin girdiği ve kompozit oluştuğunu desteklemektedir. Farklı oranlarda hazırlanan kompozitlerin FTIR analizleri sonucunda politiyofene ait karakteristik piklerin benzer şekilde oluştuğu ve genellikle kullanılan tiyofen miktarı arttıkça şiddetlerinin arttığı görülmektedir.

SEM sonuçları, PTh/MWCNT kompozitini oluşturan partiküllerin (PTh ve MWCNT) farklı büyüklük ve şekillere sahip olduğunu ve kompozit yapısında karbon nanotüplerinin polimerlerin küresel tanecikleriyle kaplandığı bununla birlikte tüp yapılarının korunduğu görülmüştür. Kompozit her iki materyalinde morfolojik özelliklerini korumaktadır.

Kompozitin elektrokimyasal davranışını belirlemek için 160µL/16mg oranında hazırlanan PTh/MWCNT seçilmiştir. Yapılan dönüşümlü voltametrik çalışmada, anodik ve katodik pik akımları incelendiğinde GCE/PTh-MWCNT'ün sırasıyla 97.05 µA ve -106.65 µA olarak en yüksek değere sahip olduğu görülmektedir. Bu sonuç, kompozit ile modifiye edilen elektrodun daha iyi elektrokimyasal davranış sergilediğini göstermektedir.

PTh/MWCNT ile modifiye edilen GCE elektrodunun yüzeyindeki elektron transfer kararlılığı, çeşitli tarama hızlarında CV'ler gerçekleştirilerek incelenmiştir. 25 ile 1000 mVs⁻¹ arası tarama hızları için 0.1 M fosfat tamponu (pH 7.4) içindeki GCE/PTh-MWCNT elektrodunun CV'leri incelendiğinde, anodik ve katodik pik akımlarının tarama hızı ile lineer bir şekilde değiştiği, anodik ve katodik pik potansiyellerinin de tarama hızlarının logaritması ile doğrusal olarak arttığı gözükmektedir. Bu sonuçlar, kompozit ile modifiye edilen elektrodun difüzyon kontrollü olduğunu göstermektedir.

Geliştirilen dopamin sensörünün performansı üzerine çeşitli parametrelerin etkisi incelenmiştir. Bu parametrelerden, PTh/MWCNT kompozitindeki tiyofen miktarının etkisi, karbon nanotüp miktarını sabit tutarak farklı oranlarda tiyofen ilavesi ile beş farklı oranda (80µL/16mg, 120µL/16mg, 160µL/16mg, 200µL/16mg, 240µL/16mg,) politiyofen-karbon nanotüp kompoziti ile modifiye edilen GCE'un dopamine karşı cevabı incelenerek elde edilmiştir. Hazırlanan kompozitlerin aynı dopamin miktarlarına karşı alınan cevaplarından en yüksek akım değerinin 160µL/16mg kompozitine ait olduğu belirlenmiştir.

GCE yüzeyinin modifiye edildiği PTh/MWCNT kompozit miktarının, biyosensör cevabı üzerine etkisi, 0,5, 1,0 ve 1,5 mg/mL PTh/MWCNT kullanılarak hazırlanan elektrotların aynı dopamin miktarına karşı alınan CV cevapları ile incelenmiştir. 1,0 mg/mL PTh/MWCNT kullanılarak modifiye edilen GCE'nin dopamine karşı cevabı en yüksek akım değerine sahiptir.

PTh/MWCNT kompozitinde pH'nın etkisi, 0,1 M PBS içerisinde 5,0 – 7,6 değerleri arasında CV metodu ile incelenmiştir. Elde edilen akım değerleri göz önüne alınarak literatüre de uygun olmasından dolayı pH 7,4 değeri seçilmiştir.

Optimum koşullarda hazırlanmış modifiye elektrot sistemi ile farklı derişimlerde dopamin voltamogramları kaydedilmiş ve elde edilen pik akımları ile bir kalibrasyon grafiği oluşturulmuştur. Dopaminin PTh/MWCNT kompoziti ile elektrokimyasal tayini için doğrusal çalışma aralığının 0.15-0.98 mM olduğu, bu sistemle 0.08 mM'a kadar dopamin miktarını tayin etmenin mümkün olduğu gösterilmiştir.

Sensörün dopamine karşı cevabına etki edebilecek askorbik asit ve ürik asidin girişim etkisi incelenmiştir. Akım cevabındaki değişimin her iki madde içinde % 5 civarında (askorbik için %5.3, ürik asit için 4,2) olması bu maddelerin dopamin sensörü cevabı üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermiştir.

PTh/MWCNT kompozitinin tekrarlanabilirliği için gün içerisinde 6 farklı elektrot hazırlanmış ve aynı dopamin miktarına karşı CV ölçümleri alınmıştır. Elde edilen akımların değerlendirilmesi ile göreceli standart sapma % 1.56 olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, geliştirilen biyosensörün oldukça tekrarlanabilir olduğunu göstermektedir.

Optimum koşullar altında hazırlanan dopamin sensörünün oda sıcaklığında her gün aynı saate dopamine karşı ölçümleri alınmak suretiyle kararlılığı incelenmiştir. 14 gün boyunca alınan ölçümler sonucu sensör cevabının ikinci günde ilk güne nazaran oldukça arttığı daha sonra 3 gün içerisinde hızlıca azaldığı gözlemlenmiştir. İkinci gündeki artış kompozitle modifiye edilen elektrodun her zamankinden daha fazla beklemesi ve kompozitin elektroda daha iyi tutunması sonucu elektron atlamasını kolaylaştırması şeklinde yorumlanabilir. Daha sonra yaşanan düşüş (üçüncü günden sonra) kompoziteki beklemeye dayalı deformasyon olarak düşünülmektedir. 14 gün sonra akım cevabı başlangıç değerinin %10,9'u kadardır.

KAYNAKLAR

- Abdelmalek, M. F., Suzuki, A., Guy, C., Unalp-Arida, A., Colvin, R., Johnson, R. J., 2010. Increased fructose consumption is associated with fibrosis severity in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *Hepatology*, 51(6), 1961–1971.
- Amine, A., Arduini, F., Moscone, D., Palleschi, G., 2016. Recent advances in biosensors based on enzyme inhibition. *Biosensors and Bioelectronics*, 76, 180–194.
- Antiochia, R., Vinci, G., Gorton, L., 2013. Rapid and direct determination of fructose in food: A new osmium-polymer mediated biosensor. *Food Chemistry*, 140(4), 742–747.
- Arruda, D. L., Wilson, W. C., Nguyen, C., Yao, Q. W., Caiazzo, R. J., Talpasanu, I., Liu, B. C.-S., 2009. Microelectrical sensors as emerging platforms for protein biomarker detection in point-of-care diagnostics. *Expert Review of Molecular Diagnostics*, 9(7), 749–755.
- Ates, M., 2013. A review study of (bio)sensor systems based on conducting polymers. *Materials Science and Engineering C*, 33(4), 1853–1859.
- Awuzie, C. I., 2017. Conducting polymers. *Materials Today: Proceedings*, 4(4), 5721–5726.
- Babacan, S., Pivarnik, P., Letcher, S., Rand, A., 2000. Evaluation of antibody immobilization methods for piezoelectric biosensor application. *Biosensors and Bioelectronics*, 15(11–12), 615–621.
- Ballav, N., Biswas, M., 2003. A conducting composite of polyN-vinylcarbazole and polythiophene. *Synthetic Metals*, 132(2), 213–218.
- Bayram, E., Akyilmaz, E., 2016. Development of a new microbial biosensor based on conductive polymer/multiwalled carbon nanotube and its application to paracetamol determination. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 233, 409–418.
- Biscay, J., Costa Rama, E., González García, M. B., Julio Reviejo, A., Pingarrón Carrazón, J. M., García, A. C., 2012. Amperometric fructose sensor based on ferrocyanide modified screen-printed carbon electrode. *Talanta*, 88, 432–438.
- Camardese, G., Di Giuda, D., Di Nicola, M., Cocciolillo, F., Giordano, A., Janiri, L., Guglielmo, R., 2014. Imaging studies on dopamine transporter and depression: a review of literature and suggestions for future research. *Journal of Psychiatric Research*, 51, 7–18.
- Carlsson, A., Lindqvist, M., Magnusson, T., 1957. 3,4-Dihydroxyphenylalanine and 5-hydroxytryptophan as reserpine antagonists. *Nature*, 180(4596), 1200–1200.
- Chandra, P., Tan, Y. N., Singh, S. P., 2017. *Next generation point-of-care biomedical sensors technologies for cancer diagnosis*. Singapore: Springer Singapore.
- Chebotareva, A. B., Untila, G. G., Kost, T. N., Stepanov, A. S., Salazkin, S. N.,

- Shaposhnikova, V. V., 2017. Transparent conductive polymers for laminated multi-wire metallization of bifacial concentrator crystalline silicon solar cells with TCO layers. *Solar Energy Materials and Solar Cells*, 165, 1–8.
- Choudhary, M., Yadav, P., Singh, A., Kaur, S., Ramirez-Vick, J., Chandra, P., Singh, S. P., 2016. Cd 59 targeted ultrasensitive electrochemical immunosensor for fast and noninvasive diagnosis of oral cancer. *Electroanalysis*, 28(10), 2565–2574.
- Clark, L. C., Lyons, C., 1957. Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery.
- Cullen, A. T., Price, A. D., 2018. Digital light processing for the fabrication of 3D intrinsically conductive polymer structures. *Synthetic Metals*, 235, 34–41.
- Çoğal, S., 2018. Electrochemical determination of dopamine using a poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-reduced graphene oxide-Modified glassy carbon electrode. *Analytical Letters*, 51(11), 1666–1679.
- Dai, L., Chang, D. W., Baek, J.-B., Lu, W., 2012. Carbon nanomaterials: carbon nanomaterials for advanced energy conversion and storage. *Small*, 8(8), 1122–1122.
- David, M., Barsan, M. M., Brett, C. M. A., Florescu, M., 2018. Improved glucose label-free biosensor with layer-by-layer architecture and conducting polymer poly(3,4-ethylenedioxythiophene). *Sensors and Actuators B: Chemical*, 255, 3227–3234.
- Diculescu, V., Paquim, A.-M., Brett, A. M., 2005. Electrochemical DNA sensors for detection of DNA damage. *Sensors*, 5(6), 377–393.
- Dinçkaya E., 1999. Enzim sensörleri, *Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Baskı Atölyesi*, 81-142.
- Douard, V., Asgerally, A., Sabbagh, Y., Sugiura, S., Shapses, S. A., Casirola, D., Ferraris, R. P., 2010. Dietary fructose inhibits intestinal calcium absorption and induces vitamin d insufficiency in ckd. *Journal of the American Society of Nephrology*, 21(2), 261–271.
- Douard, V., Ferraris, R. P., 2013. The role of fructose transporters in diseases linked to excessive fructose intake. *The Journal of Physiology*, 591(2), 401–414.
- D'Souza, S. F., 2001a. Immobilization and stabilization of biomaterials for biosensor applications. *Applied Biochemistry and Biotechnology*, 96(1–3), 225–238.
- D'Souza, S. F., 2001b. Microbial biosensors. *Biosensors and Bioelectronics*, 16(6), 337–353.
- Dzyadevych, S. V., Arkhypova, V. N., Soldatkin, A. P., El'skaya, A. V., Martelet, C., Jaffrezic-Renault, N., 2008. Amperometric enzyme biosensors: past, present and future. *IRBM*, 29(2–3), 171–180.
- Fan, X., White, I. M., Shopova, S. I., Zhu, H., Suter, J. D., Sun, Y., 2008. Sensitive optical

- biosensors for unlabeled targets: a review. *Analytica Chimica Acta*, 620(1–2), 8–26.
- Gautam, K., Singh, I., Bhatnagar, P. K., Peta, K. R., 2018. Single mode waveguiding effect of ZnO nanorods to enhance the luminance of conjugated polymer based light emitting diodes. *Journal of Luminescence*, 204, 59–63.
- González-Sálamo, J., Socas-Rodríguez, B., Hernández-Borges, J., Rodríguez-Delgado, M. Á., 2017. Core-shell poly(dopamine) magnetic nanoparticles for the extraction of estrogenic mycotoxins from milk and yogurt prior to LC–MS analysis. *Food Chemistry*, 215, 362–368.
- González-Tejera, M. J., de la Blanca, E. S., Carrillo, I., 2008. Polyfuran conducting polymers: Synthesis, properties, and applications. *Synthetic Metals*, 158(5), 165–189.
- Gowrishankar, R., Hahn, M. K., 2014. Good riddance to dopamine: Roles for the dopamine transporter in synaptic function and dopamine-associated brain disorders. *Neurochemistry International*, 73, 42–48.
- Guerfi, A., Trottier, J., Gagnon, C., Barray, F., Zaghbi, K., 2016. High rechargeable sodium metal-conducting polymer batteries. *Journal of Power Sources*, 335, 131–137.
- Hackett, A. J., Malmström, J., Travas-Sejdic, J., 2017. Functionalization of conducting polymers for biointerface applications. *Progress in Polymer Science*, 70, 18–33.
- Hall, E.A.H., 1990. *Biosensors in context*, Open university Press, 3-30.
- Hamzah, H. H., Shafiee, S. A., Abdalla, A., Patel, B. A., 2018. 3D printable conductive materials for the fabrication of electrochemical sensors: a mini review. *Electrochemistry Communications*, 96, 27–31.
- Han, Y.T., 2008. Crosstalk-enhanced dos integrated with modified radiation-type attenuators. *ETRI Journal*, 30(5), 744–746.
- Hasan, A., Nurunnabi, M., Morshed, M., Paul, A., Polini, A., Kuila, T., Jaffa, A. A., 2014. Recent advances in application of biosensors in tissue engineering. *BioMed research international*, 2014, 307519.
- Hideki Shirakawa, B., Louis, E. J., Macdiarmid, A. G., Chiang, C. H., Heeger, A. J., 1977. Synthesis of electrically conducting organic polymers: halogen derivatives of polyacetylene, (CH), 2, 22.
- Huang, Y.C., Lu, T.C., Huang, C. I., 2013. Exploring the correlation between molecular conformation and UV–visible absorption spectra of two-dimensional thiophene-based conjugated polymers. *Polymer*, 54(23), 6489–6499.
- Iijima, S., 1991. Helical microtubules of graphitic carbon. *Nature*, 354(6348), 56–58.
- Inagi, S., Fuchigami, T., 2008. Electronic property and reactivity of novel fused thiophene. *Synthetic Metals*, 158(19–20), 782–784.

- Jaymand, M., Hatamzadeh, M., Omid, Y., 2015. Modification of polythiophene by the incorporation of processable polymeric chains: recent progress in synthesis and applications. *Progress in Polymer Science*, 47, 26–69.
- Karaman, D., Ş. Gürsoy, 2018. İletken polimerlerin sinyal dönüştürücü olarak kullanıldığı elektrokimyasal DNA sensörleri, V. uluslararası multidisipliner çalışmaları sempozyumu (ISMS), *Tam metin kitabı s37-48, 16-17, Ankara*.
- Kamalzadeh, Z., Shahrokhian, S., 2014. Electrochemical determination of atorvastatin on nano-scaled polypyrrole film. *Bioelectrochemistry*, 98, 1–10.
- Kılınç, M.E., 1996. Enzime dayalı elektrokimyasal biyosensörlerin mediyatör kullanarak tasarımı, *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 9-10.
- Koyuncu, S., Koyuncu, 2018. A new ITO-compatible side chain-functionalized multielectrochromic polymer for use in adaptive camouflage-like electrochromic devices. *Reactive and Functional Polymers*, 131, 174–180.
- Kuchibhatla, S. V. N. T., Karakoti, A. S., Bera, D., Seal, S., 2007, *One dimensional nanostructured materials*. Progress in Materials Science.
- Lakhan, S. E., Kirchgessner, A., 2013. The emerging role of dietary fructose in obesity and cognitive decline. *Nutrition Journal*, 12(1), 114.
- Lange, U., Roznyatovskaya, N. V., Mirsky, V. M., 2008. Conducting polymers in chemical sensors and arrays. *Analytica Chimica Acta*, 614(1), 1–26.
- Lee, J., Kim, Y. H., 2018. High performance ITO-free white organic light-emitting diodes using highly conductive PEDOT:PSS transparent electrodes. *Synthetic Metals*, 242, 99–102.
- Lin, K.C., Tsai, T.H., Chen, T.H., 2010. Performing enzyme-free H₂O₂ biosensor and simultaneous determination for AA, DA, and UA by MWCNT-PEDOT film, *Biosens Bioelectron*, 26, 608–614.
- Lin, J. W.P., Dudek, L. P., 1980. Synthesis and properties of poly(2,5-thienylene). *Journal of Polymer Science: Polymer Chemistry Edition*, 18(9), 2869–2873.
- Liu, Y., Turner, A. P. F., Zhao, M., Mak, W. C., 2018. Processable enzyme-hybrid conductive polymer composites for electrochemical biosensing. *Biosensors and Bioelectronics*, 100, 374–381.
- Luong, J. H. T., Bouvrette, P., Male, K. B., 1997. Developments and applications of biosensors in food analysis. *Trends in Biotechnology*, 15(9), 369–377.
- Mahato, K., Srivastava, A., Chandra, P., 2017. Paper based diagnostics for personalized health care: Emerging technologies and commercial aspects. *Biosensors and Bioelectronics*, 96, 246–259.
- Malopo, K.M., Ndangili, P. M., Ajayi, R. F., Mbambisa, G., Mailu, S. M., Njomo, N.,

- Masikini, M., Baker, P., Iwuoha, E. I., 2012. Electronics of conjugated polymers (I): polyaniline. *International Journal of Electrochemical Science*, 12 (7), 11859-11875.
- Mehrotra, P., 2016. Biosensors and their applications – a review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 6(2), 153–159.
- Mohammed, M.I., Desmulliez, M. P. Y., 2011. Lab-on-a-chip based immunosensor principles and technologies for the detection of cardiac biomarkers: a review. *Lab Chip*, 11(4), 569–595.
- Moon, J.M., Thapliyal, N., Hussain, K. K., Goyal, R. N., Shim, Y.B., 2018. Conducting polymer-based electrochemical biosensors for neurotransmitters: a review. *Biosensors and Bioelectronics*, 102, 540–552.
- Mousa, H. M., Aggas, J. R., Guiseppi-Elie, A., 2019. Electropolymerization of aniline and (N-phenyl-o-phenylenediamine) for glucose biosensor application. *Materials Letters*, 238, 267–270.
- Muguruma, H., 2018. Biosensors: Enzyme Immobilization Chemistry. *Encyclopedia of Interfacial Chemistry*, 64–71.
- Nakabayashi, Y., Nakamura, K., Kawachi, M., Motoyama, T., Yamauchi, O., 2003. Interactions of glucose oxidase with various metal polypyridine complexes as mediators of glucose oxidation, *J. Biol. Inorg. Chem.*, 8:45-52.
- Naveen, M. H., Gurudatt, N. G., Shim, Y.B. 2017. Applications of conducting polymer composites to electrochemical sensors: a review. *Applied Materials Today*, 9, 419–433.
- Pal, R. K., Pradhan, S., Narayanan, L., Yadavalli, V. K., 2018. Micropatterned conductive polymer biosensors on flexible PDMS films. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 259, 498–504.
- Pérez, S., Farré, M. I., 2009. Analysis, behavior and ecotoxicity of carbon-based nanomaterials in the aquatic environment. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 28(6), 820–832.
- Putra, M. D., Abasaheed, A. E., Al-Zahrani, S. M., Gaily, M. H., Sulieman, A. K., Zeinelabdeen, M. A., Atiyeh, H. K., 2014. Production of fructose from highly concentrated date extracts using *Saccharomyces cerevisiae*. *Biotechnology Letters*, 36(3), 531–536.
- Rahman, M., Kumar, P., Park, D.S., Shim, Y. B., 2008. Electrochemical Sensors Based on Organic Conjugated Polymers. *Sensors*, 8(1), 118–141.
- Ramanathan, K., Danielsson, B., 2001. Principles and applications of thermal biosensors. *Biosensors and Bioelectronics*, 16(6), 417–423.
- Randriamahazaka, H., Noël, V., Guillerez, S., Chevrot, C., 2005. Interpenetrating organic

- conducting polymer composites based on polyaniline and poly(3,4-ethylenedioxythiophene) from sequential electropolymerization. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, 585(2), 157–166.
- Rechnitz, G. A., 1978. Biochemical electrodes uses tissues slice. *Chem. Eng. News*, 56, 16-21.
- Rogers, K. R., Mascini, M., 1998. Biosensors for field analytical monitoring. *Field Analytical Chemistry & Technology*, 2(6), 317–331.
- Roncali, J., 1992. Conjugated poly(thiophenes): synthesis, functionalization, and applications. *Chemical Reviews*, 92(4), 711–738.
- Sahoo, N. G., Rana, S., Cho, J. W., Li, L., Chan, S. H., 2010. Polymer nanocomposites based on functionalized carbon nanotubes. *Progress in Polymer Science*, 35(7), 837–867
- Šakinytė, I., Barkauskas, J., Gaidukevič, J., Razumienė, J., 2015. Thermally reduced graphene oxide: The study and use for reagentless amperometric d-fructose biosensors. *Talanta*, 144, 1096–1103.
- Schwartz, P.-O., Pejic, M., Wachtler, M., Bäuerle, P., 2018. Synthesis and characterization of electroactive PEDOT-TEMPO polymers as potential cathode materials in rechargeable batteries. *Synthetic Metals*, 243, 51–57.
- Scida, K., Stege, P. W., Haby, G., Messina, G. A., García, C. D., 2011. Recent applications of carbon-based nanomaterials in analytical chemistry: Critical review. *Analytica Chimica Acta*, 691 (1–2), 6–17.
- Sherigara, B. S., Kutner, W., D’Souza, F., 2003. Electrocatalytic properties and sensor applications of fullerenes and carbon nanotubes. *Electroanalysis*, 15(9), 753–772.
- Shimomura-Shimizu, M., Karube, I., 2009. Applications of microbial cell sensors. *Whole Cell Sensing System II*, 1-30.
- Strover, L. T., Malmström, J., Laita, O., Reynisson, J., Aydemir, N., Nieuwoudt, M. K., Travas-Sejdic, J., 2013. A new precursor for conducting polymer-based brush interfaces with electroactivity in aqueous solution. *Polymer*, 54(4), 1305–1317.
- Su, L., Jia, W., Hou, C., Lei, Y. 2011. Microbial biosensors: a review. *Biosensors and Bioelectronics*, 26(5), 1788–1799.
- Su, L., Zou, L., Fong, C.C., Wong, W.L., Wei, F., Wong, K.Y., Yang, M., 2013. Detection of cancer biomarkers by piezoelectric biosensor using PZT ceramic resonator as the transducer. *Biosensors and Bioelectronics*, 46, 155–161.
- Telefoncu, A., 1999a. Mikrobiyal biyosensörler, *Ege Üniversitesi Yayınları*, 178-185.
- Telefoncu A., 1999b. Biyosensörlere genel bakış, *Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Baskı Atölyesi*, 1-9.

- Thostenson, E. T., Ren, Z., Chou, T.-W., 2001. Advances in the science and technology of carbon nanotubes and their composites: a review. *Composites Science and Technology*, 61(13), 1899–1912.
- Tkáč, J., Voštiar, I., Šturdík, E., Gemeiner, P., Mastihuba, V., Annus, J., 2001. Fructose biosensor based on d-fructose dehydrogenase immobilised on a ferrocene-embedded cellulose acetate membrane. *Analytica Chimica Acta*, 439(1), 39–46.
- Tkac, J., Svitel, J., Vostiar, I., Navratil, M., Gemeiner, P., 2009. Membrane-bound dehydrogenases from gluconobacter sp.: interfacial electrochemistry and direct bioelectrocatalysis. *Bioelectrochemistry*, 76(1–2), 53–62.
- Tothill, I. E., 2001. Biosensors developments and potential applications in the agricultural diagnosis sector. *Computers and Electronics in Agriculture* (C. 30), 52–75.
- Treacy, M. M. J., Ebbesen, T. W., Gibson, J. M., 1996. Exceptionally high young's modulus observed for individual carbon nanotubes. *Nature*, 381(6584), 678–680.
- Tüylek, Z., 2017. Biyosensörler ve Nanoteknolojik Etkileşim. *BEÜ Fen Bilimleri Dergisi*, 6(62), 71–80.
- Velasco-Garcia, M. N., 2009. Optical biosensors for probing at the cellular level: a review of recent progress and future prospects. *Seminars in Cell & Developmental Biology*, 20(1), 27–33.
- Viswanathan, S., Radecka, H., Radecki, J., 2009. Electrochemical biosensors for food analysis. *Monatshefte für Chemie - Chemical Monthly*, 140(8), 891–899.
- Wang, C., R. Yuan, Y.Q. Chai, S.H. Chen, Y. Zhang, F.X. Hu, M. Zhang, 2012. Non-covalent iron(III)-porphyrin functionalized multi-walled carbon nanotubes for the simultaneous determination of ascorbic acid, dopamine, uric acid and nitrite, *Electrochim. Acta* 62,109–115.
- Wang, H., Barrett, M., Duane, B., Gu, J., Zenhausern, F., 2018. Materials and processing of polymer-based electrochromic devices. *Materials Science and Engineering: B*, 228, 167–174.
- Wang, X.N., & Hu, P.A., 2012. Carbon nanomaterials: controlled growth and field-effect transistor biosensors. *Frontiers of Materials Science*, 6(1), 26–46.
- Wei, J., Huang, F., Wang, S., Zhou, L., Xin, Y., Jin, P., Zhang, J. Z., 2018. Highly stable and efficient hybrid perovskite solar cells improved with conductive polyanilines. *Materials Research Bulletin*, 106, 35–39.
- Wijesuriya, D. C., Rechnitz, G. A., 1993. Biosensors based on plant and animal tissues. *Biosensors & bioelectronics*, 8(3–4), 155–160.
- Yang, C., Denno, M. E., Pyakurel, P., Venton, B. J., 2015. Recent trends in carbon nanomaterial-based electrochemical sensors for biomolecules: A review. *Analytica*

Chimica Acta, 887, 17–37.

Yang, X., Feng, B., He, X., Li, F., Ding, Y., Fei, J., 2013. Carbon nanomaterial based electrochemical sensors for biogenic amines. *Microchimica Acta*, 180(11–12), 935–956.

Zaidi, S. A., 2018. Development of molecular imprinted polymers based strategies for the determination of Dopamine. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 265, 488–497.

Zhang, Y., Lin, F., Zhang, Y., Li, H., Zeng, Y., Tang, H., Yao, S., 2011. Quartz crystal microbalance detection of DNA single-base mutation based on monobase-coded cadmium tellurium nanoprobe. *Analytical Sciences*, 27(12), 1229.

Zhang, R., Olin, H., 2012. Carbon nanomaterials as drug carriers: real time drug release investigation. *Materials Science and Engineering: C*, 32(5), 1247–1252.

Zhang, X., Chen, X., Kai, S., Wang, H.Y., Yang, J., Wu, F.G., Chen, Z., 2015. Highly sensitive and selective detection of dopamine using one-pot synthesized highly photoluminescent silicon nanoparticles. *Analytical Chemistry*, 87(6), 3360–3365.

Zhu, B., Hackett, A. J., Travas-Sejdic, J., 2016. Biosensing applications based on conducting polymers. *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*, 1–34.

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı : Barış Balıkçı
Doğum Yeri ve Yılı : Ümraniye 1991

Fotoğraf

<u>Eğitim Durumu</u>		<u>Yıl</u>
Lise	: Mehmetçik Anadolu Lisesi	(2006-2010)
Lisans	: Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümü	(2011-2015)

<u>Çalıştığı Kurum / Kurumlar</u>	<u>Yıl</u>
1- Arena Sayısal ve Sözel Kurs Merkezi	(2017-)

Ulusal Kongrelerde Yayınlanan Bildiriler

Barış BALIKÇI, Abdülkerim YILDIZ, Songül ŞEN GÜRSOY, Politiyofen/MnO₂ (PTh/MnO₂) Kompozitlerinin Yapısal Özellikleri Üzerine Yüzey Aktif Madde Etkisinin İncelenmesi, VI. Ulusal Anorganik Kimya Kongresi, 18-21 Mayıs 2017, Burdur

Ulusal Kongrelerde Yayınlanan Bildiriler

Barış BALIKÇI, Songül ŞEN GÜRSOY, Characteristics Of Carbon Nanotube/Polypyrrole (CNT/PPy) Nanocomposites Prepared By Electrochemical And Plasma Techniques, The International Joint Science Congress of Materials and Polymers, 25-28 Ağustos 2017, Ohrid

Barış BALIKÇI, Sadık ÇOĞAL, Songül ŞEN GÜRSOY, Development of a Novel Dopamine Biosensor Based on Carbon Nanotube/Polythiophene (CNT/PTh) Composite,

The International Joint Science Congress of Materials and Polymers, 25-28 Ağustos 2017,
Ohrid

Barış BALIKÇI, Abdulkerim YILDIZ, Derya KILIÇ, Songül ŞEN GÜRSOY, Fatih
Mehmet EMEN, Use of MCM-41/Polypyrrole Composite as Glucose Biosensor, The 8th
International Symposium Euroalimnet Mutatis Mutandis on Food, 7-8 Eylül 2017, Galati



