

**GİYİLEBİLİR CİHAZLAR İÇİN DİNAMİK GERİNİM
ARALIĞINDA ÇALIŞAN GRAFEN TABANLI ESNEK
NANOKOMPOZİT SENSÖRLERİN GELİŞTİRİLMESİ**

**DEVELOPMENT OF GRAPHENE-BASED FLEXIBLE
NANOCOMPOSITE SENSORS OPERATING IN THE
DYNAMIC STRAIN RANGE FOR WEARABLE DEVICES**

HANDAN BALIKÇI

DR. ÖĞR. ÜYESİ CEM BAYRAM

Tez Danışmanı

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı için Öngördüğü

YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

2024

Değerli babacığım ve biricik kızım Mila'ya

ÖZET

GİYİLEBİLİR CİHAZLAR İÇİN DİNAMİK GERİNİM ARALIĞINDA ÇALIŞAN GRAFEN TABANLI ESNEK NANOKOMPOZİT SENSÖRLERİN GELİŞTİRİLMESİ

Handan BALIKÇI

Yüksek Lisans, Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Cem BAYRAM

Ocak 2024, 119 sayfa

Bu tez kapsamında aynı bölgede iki farklı gerinime cevap verebilen ya da dinamik aralık içerisinde çalışabilecek bir gerinim sensörünün geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla grafen ve termoplastik poliüretan temelli ve iki katmandan oluşan sensör yüzeylerine rezistif karakterde desen oluşturulmuş ve farklı rezistif nano dolgu malzemesi içeren mürekkeplerin dinamik gerilim altında detaylı elektriksel karakterizasyonları tamamlanmıştır. Bu iki katmanda kullanılan mürekkeplerin rezistif dolgu malzemesi/termoplastik poliüretan oranlarını belirlemek amacıyla öncelikle tek katmanlı bir sensör fabrikasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu sensörlerin tepki süresinin ölçülmesi, ölçüm faktörü, lineer çalışma aralığı ve histeresiz analizleri yapılmıştır. Gerçekleştirilen analizler sonucunda tek katmanlı sensör tasarımında, yüksek ve düşük konsantrasyon değerlerinde sensörlerin verdiği tepkiler belirlenmiştir. Bu tepkilerden yola çıkılarak, aynı bölgede kullanılacak iki farklı değeri aynı anda ölçebilen iki katmanlı bir sensör tasarlanmıştır. Bu sensörde, yüzeyin birinde düşük, (%25 GNP/TPU oranına) diğeri yüzeyinde ise yüksek (%60 GNP/TPU ve %70 GNP/TPU oranlarına) grafen nanomalzeme konsantrasyonuna sahip matris kullanılmıştır ve sensörlerin verdiği tepkiler karakterize edilmiştir. Tez kapsamında aynı anda bir gerinime farklı

özünürlüklerde cevap verebilen, düşük gerinimlerde hassas çalışan bir sensör geliştirilmiştir. Üretilen bu sensörlerin %1-10 gerinime kadar, ölçüm faktörü değerleri 32.96 ile 41.54, %10-50 gerinimlere kadar ölçüm faktörü değerleri 7.85-4.95 arasındadır.

Anahtar Kelimeler: grafen, termoplastik poliüretan, esnek sensör, rezistif mürekkep, nano dolgu kompoziti, dinamik gerinim aralığı

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF GRAPHENE-BASED FLEXIBLE NANOCOMPOSITE SENSORS OPERATING IN THE DYNAMIC STRAIN RANGE FOR WEARABLE DEVICES

Handan BALIKÇI

Master of Science, Department of Nanotechnology and Nanomedicine

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Cem BAYRAM

January 2024, 119 pages

The aim of this thesis is to develop a strain sensor capable of responding to two different strains in the same region or operating within the dynamic range. To achieve this, a resistive pattern was created on the two-layer sensor surfaces using graphene and thermoplastic polyurethane. Detailed electrical characterizations of inks containing different resistive nanofillers under dynamic voltage were completed. To determine the ratios of resistive filler material to thermoplastic polyurethane inks used in the two layers, we first carried out a single-layer sensor fabrication. We then analyzed the response time, measurement factor, linear operating range, and hysteresis of these sensors. The analyses revealed the responses of the sensors at high and low concentration values in the single-layer sensor design. A two-layer sensor was designed based on these reactions, capable of simultaneously measuring two different values in the same area. The sensor uses a matrix with low graphene nanomaterial concentration (25% GNP/TPU ratio) on one surface and high concentration (60% GNP/TPU and 70% GNP/TPU ratios) on the other

surface. The responses of the sensors were characterized. A sensor has been developed within the scope of this thesis that can respond to strain with different resolutions and works sensitively at low strains. The measurement factor values of these sensors range from 32.96 to 41.54 for 1-10% strain and 7.85-4.95 for 10-50% strain.

Keywords: graphene, flexible sensors, conductive ink, nano filler, dynamic strain range

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım süresince yardım ve katkılarını esirgemeyen, her konuda destek veren, beni yönlendiren, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Cem Bayram'a,

Çalışmada ihtiyaç duyduğum laboratuvar imkanları sunan, sensörlerin testleri sürecinde yardımlarını esirgemeyen, engin bilgileri ile yönlendiren Doç. Dr. Dinçer Gökçen'e ve Mikro ve Nano Sistemler Araştırma laboratuvarında malzemelerin kullanımda destek olan Arş. Gör. Kübra Saka Yıldırım'a, elektriksel ölçümler konusunda destek olan elektrik-elektronik mühendisliği son sınıf öğrenci Turgut Toprakçı'ya ve sensör kalıplarımı üretmem konusunda hem laboratuvar imkanlarını hem de bilgilerini paylaşım yol gösteren Doç. Dr. Soner Çakmak'a,

Tez çalışmamda grafen oksit üretimi ve karakterizasyonu konusunda bildiklerini benimle paylaşım, yardım eden Muhammed Zahid Doğan'a ve her çalışmada mutlaka yardım eden, fikirlerini paylaşım sevgili Selinay Özel'e ve çalışmada birlikte aynı laboratuvarı paylaştığımız Bayram Laboratuvarı öğrencilerine,

Çalışmada ihtiyaç duyduğum laboratuvar imkanları ve araç gereçler konusunda yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Memed Duman ve değerli öğrencisi sevgili Elifnur Yükselen'e,

Çalışmada ve her ihtiyaç duyduğumda kendi işlerinden feragat ederek yardıma koşan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, her zaman bütün kararlarımda beni destekleyen, hayatımın vazgeçilmez parçası, sevgili eşim Muhammed Balıkcı'ya ve bu süreçte manevi desteği ile anneliğini hissettiren eşimin annesi Selvi Balıkcı'ya, yüksek lisans süresi boyunca ailemize hediye gibi gelen, enerjimi ve motivasyonumu yüksek tutmamı sağlayan güzel kızım Mila'ya, çalışmada Ansys programı ile her türlü sorularımı yanıtlayan, destek veren Gazi Üniversitesi Makine Mühendisliği Doktora Bölümünde öğrenci olan MSc. İzzet Özcan'a, çalışmada yardımları ile kalıp tasarımında beraber çalıştığımız Sinan Tunalı ve eşi Gökçe Tunalı'ya ve son olarak beni bir yerlerden izlediğini bildiğim, babam Zeynal Kutlu'ya teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Esnek Sensör Nedir?	3
2.1.1 Esnek Sensörlerde Malzeme Seçimi	5
2.1.1.2. Karbon Bazlı Malzemeler	7
2.2. Esnek Sensör Türleri	9
2.3. Nano Dolgu Malzemeleri	11
2.3.1. Karbon Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri	14
2.3.2. Soy Metal Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri.....	15
2.3.3 Polimer Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri	16
2.3.4. Esnek İletken Nanokompozitlerin Uygulamaları	17
2.4. Multimodal Sensörler	19
2.5. Esnek Sensör Uygulamaları	23
2.5.1. Robotik ve Hareket Takip Uygulamaları	24
2.5.2. Sağlık Uygulamaları.....	24
2.5.3. Akıllı Tekstil Uygulamaları	25
2.5.4. Biyomedikal Cihaz Olarak Esnek Sensörler	26
2.5.5. Giyilebilir Cihaz Olarak Esnek Sensörler	26
2.5.6. Yumuşak Robotik Uygulamaları.....	27
2.6. Grafen Tabanlı Esnek Sensörler.....	27

2.7. Grafen Tabanlı Esnek Sensörlerin Karakterize Edilmesi	31
3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	33
3.1. Genişletilmiş Grafit Tozundan Grafen Oksit Üretimi	33
3.1.1. Grafen Oksit Sentezi için Kullanılan Malzemeler	33
3.1.2. Grafen Oksit Sentezi	33
3.1.3. Grafen Oksitin İndirgenmesi	35
3.2. Termoplastik Poliüretan (TPU) Film Üretilmesi	36
3.2.1. Mürekkep Hazırlama Çalışmaları	36
3.3. Tek Katmanlı Sensör Fabrikasyonu ve Tasarımı.....	37
3.4. İki Katmanlı Sensör Fabrikasyonu ve Tasarımı	38
3.5. Grafen Nanomalzemelerin Yapısal Karakterizasyonu	40
3.5.1. Analiz Yapılan Cihazlar.....	40
3.6. Elektriksel Test Düzenliğini Çalışma Prensibi.....	40
3.6.1. Tek Katmanlı Elektriksel Test Düzenliğini Çalışma Prensibi	40
3.6.2. İki Katmanlı Elektriksel Test Düzenliğini Çalışma Prensibi	41
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	43
4.1.1 Grafen nanomalzemelerin yapısal analizleri.....	43
4.1.2. XRD Ölçümleri.....	46
4.1.3. Raman Ölçümleri	49
4.1.4. FT-IR Ölçümleri	51
4.1.5. Grafen Nanomalzemelerin Karakterizasyon Değerlendirmesi	52
4.2. TPU ile Üretilen Tek Katmanlı Sensör Karakterizasyonu.....	53
4.2.1 Tek Katmanlı Sensörlerin Doğrusallık Testleri	54
4.2.2. Tek Katmanlı Sensörlerin Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları.....	55
4.2.2.1. %20 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	55
4.2.2.2 %25 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	57
4.2.2.3 %30 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	58
4.2.2.4 %40 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	59
4.2.2.5 %50 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	60
4.2.2.6 %60 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	63
4.2.2.7 %70 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi	64

4.2.2.8. Tek katmanlı esnek sensörlerin çekme ve geri bırakma testlerinin değerlendirilmesi.....	66
4.2.3. Tek Katmanlı Sensörlerin Tepki Sürelerinin Ölçülmesi	67
4.2.4. Tek Katmanlı Sensörlerin Ölçüm Faktörü	68
4.2.5. Tek katmanlı Sensörlerin Sensörlerin Çalışma Aralığının ve Lineer Aralığın Belirlenmesi	69
4.2.6. Tek katmanlı Sensörlerin Histeresiz Analizi.....	71
4.3. TPU ile Üretilen İki katmanlı Sensör Karakterizasyonu.....	77
4.3.1 İki Katmanlı Sensörlerin Ön Koşullandırma Testleri	77
4.3.1.1 25-60 sensörünün ön koşullandırma testi.....	78
4.3.1.2 25-60-2 sensörünün ön koşullandırma testi	79
4.3.1.3 25-70 sensörünün ön koşullandırma testi.....	80
4.3.1.4 25-70-2 sensörünün ön koşullandırma testi	81
4.3.2 İki Katmanlı Sensörlerin Doğrusallık Testleri	83
4.3.3. İki Katmanlı Sensörlerin Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları	84
4.3.3.1. 25-60 Sensörünün Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları	84
4.3.3.2. 25-60-2 sensörünün çekme testi sonuçları	87
4.3.3.3. 25-70 sensörünün çekme testi sonuçları.....	89
4.3.3.4. 25-70-2 sensörünün çekme testi sonuçları	93
4.3.4. İki Katmanlı Sensörlerin Tepki Sürelerinin Ölçülmesi.....	96
4.3.5. İki Katmanlı Sensörlerin Ölçüm Faktörü	97
4.3.6. İki Katmanlı Sensörlerin Lineer Aralık Belirlenmesi	98
4.3.6.1. 25-60 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi	98
4.3.6.2. 25-60-2 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi.....	99
4.3.6.3. 25-70 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi	99
4.3.6.4. 25-70-2 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi.....	100
4.3.7. İki Katmanlı Sensörlerin Histeresiz Analizi.....	101
4.3.7.1. 25-60 sensörü için histeresiz analizi.....	102
4.3.7.2. 25-60-2 sensörü için histeresiz analizi	103
4.3.7.3. 25-70 sensörü için histeresiz analizi.....	104
4.3.7.4. 25-70-2 sensörü için histeresiz analizi	105
4.3.7.5. İki katmanlı sensörlerin histeresiz grafiklerinin değerlendirilmesi.....	107
5. YORUM.....	108

6. KAYNAKLAR	112
7. EKLER.....	121
EK 1. Lineer regresyon kodu.....	121

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. İletkenliklerine göre malzemelerin sınıflandırılması [43]	13
Şekil 2.2. Nanokompozitlere giriş: malzemeler, nanokompozitlerin üretimi ve uygulama alanları [43]	13
Şekil 2.3. Nikel mikropartikülleri ve supramoleküler bir polimer kullanan, basınca ve bükülmeye duyarlı, kendi kendine iyileşebilen kompozit uygulaması. Şekilde beyaz ile işaretlenmiş alanda gerçekleşen bir bükülme sonrasındaki direnç değişim ile kırmızı alanda yer alan ledler yanmaktadır. [54]	15
Şekil 2.4. PDMS ve karbon nanotüpten geliştirilen nanokompozit [64]	19
Şekil 3.1. Grafen oksit sentez prosedürü.....	34
Şekil 3.2. a) $KMnO_4$ eklenmesi sonrasında cam balon b) H_2O_2 damlatılması ile oluşan renk değişimi c) Filtre kâğıdı yüzeyinden alınan grafen oksit	34
Şekil 3.3. Grafen oksitin indirgeme (rGO) sentez prosedürü.....	35
Şekil 3.4. Termoplastik poliüretan (TPU) film sentez prosedürü	36
Şekil 3.5. Tek katmanlı sensör tasarımı. a) izometrik görünüm, b) üstten görünüm, c) ölçekli teknik çizim	38
Şekil 3.6. İki katmanlı sensör tasarımı. a) izometrik görünüm, b) üstten görünüm, c) ölçekli teknik çizim	39
Şekil 3.7. Kalıpların kürlenmesi.....	39
Şekil 3.8. Mekanik düzenekte kullanılan (a) Sensör çekme düzeneği ve (b) Mekanik sistemin genel görüntüsü.....	41
Şekil 3.9. Mekanik düzenekte kullanılan (a) Mekanik sistemin genel görüntüsü ve (b) Sensör çekme düzeneği	42
Şekil 4.1. a) Grafen oksit, b) hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit nanomalzemelerin görselleri [SEM (sol) ve STEM (sağ)]	44
Şekil 4.2. Grafen oksite ait EDX analizi sonucu.....	45
Şekil 4.3. Hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit (rGO) ait EDX analiz sonucu.....	45
Şekil 4.4. XRD değerlendirmesinde kullanılan parametrelerin gösterimi [98].....	46
Şekil 4.5. Genişletilmiş grafitte ait XRD pikleri	47
Şekil 4.6. GO'ya ait XRD pikleri.....	48

Şekil 4.7. Hidrazin indirgenmiş grafen oksite ait XRD pikleri	48
Şekil 4.8. Genişletilmiş grafitte ait Raman pikleri.....	50
Şekil 4.9. Grafen oksite ait Raman pikleri.....	50
Şekil 4.10. Hidrazin indirgenmiş grafen oksit Raman pikleri	51
Şekil 4.11. FT-IR pikleri (mavi: genişletilmiş toz grafit, mor: grafen nanopartikül, yeşil: grafen oksit, kırmızı: hidrazin indirgenmiş grafen oksit)	52
Şekil 4.12. %20 GNP/TPU olan sensörün a) %1'lik çekme testi, b) % 2'lik çekme testi, c) %5'lik çekme testi, d) %10'luk çekme testi	56
Şekil 4.13. %25 GNP/TPU olan sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme testi	57
Şekil 4.14. %30 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) % 20'lik çekme testi	58
Şekil 4.15. % 40 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi	59
Şekil 4.16. % 50 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) % 20'lik çekme testi f) % 30'luk çekme testi g) % 40'luk çekme testi h) % 50'lik çekme testi.....	61
Şekil 4.17. %60 GNP/TPU olan sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) %20'lik çekme testi f) %30'luk çekme testi g) %40'luk çekme testi h) %50'lik çekme testi ı) %60'luk çekme testi.....	63
Şekil 4.18. % 70 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) % 20'lik çekme testi f) % 40'luk çekme testi	65
Şekil 4.23. % 30 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği	73
Şekil 4.24. % 40 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği	74
Şekil 4.25. % 50 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği	75
Şekil 4.26. % 60 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği	75
Şekil 4.27. %70 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği	76
Şekil 4.28. %25 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi	78
Şekil 4.29. %60 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi	79
Şekil 4.30. %25 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi.....	80
Şekil 4.31. %60 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi.....	80
Şekil 4.32. %25 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi	81

Şekil 4.33. %70 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi.....	81
Şekil 4.35. %70 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi	82
Şekil 4.36. %25 – 60 GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1’lik çekme testi b) %2’lik çekme testi c) %5’lik çekme testi d) %10’luk çekme testi.....	84
Şekil 4.37. %60 GNP/TPU olan sensörün a) %20’lik çekme testi b) %30’luk çekme testi c) %40’luk çekme testi d) %50’lik çekme testi	85
Şekil 4.38. %25 – 60(2) GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1’lik çekme testi b) %2’lik çekme testi c) %5’lik çekme testi d) %10’luk çekme testi.....	87
Şekil 4.39. %60 (2) GNP/TPU olan sensörün a) %20’lik çekme testi b) %30’luk çekme testi c) %40’luk çekme testi d) %50’lik çekme testi.....	88
Şekil 4.40. %25 – 70 GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1’lik çekme testi b) %2’lik çekme testi c) %5’lik çekme testi d) %10’luk çekme testi.....	90
Şekil 4.41. %70 GNP/TPU olan sensörün a) %20’lik çekme testi b) %30’luk çekme testi c) %40’luk çekme testi d) %50’lik çekme testi e) %60’luk çekme testi	91
Şekil 4.42. %25 – 70 (2) GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1’lik çekme testi b) %2’lik çekme testi c) %5’lik çekme testi d) %10’luk çekme testi.....	93
Şekil 4.43. %70 (2) GNP/TPU olan sensörün a) %20’lik çekme testi b) %30’luk çekme testi c) %40’luk çekme testi d) %50’lik çekme testi e) %60’luk çekme testi.....	94
Şekil 4.44. %25-60 GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı	98
Şekil 4.45. %25-60 (2) GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı.....	99
Şekil 4.46. %25-70 GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı	100
Şekil 4.47. %25-70 (2) GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı.....	100
Şekil 4.48. %25 GNP/TPU içeren sensörün %10’luk çekme de histeresiz grafiği	102
Şekil 4.50. %25 GNP/TPU içeren sensörün (2) %10’luk çekme de histeresiz grafiği .	103
Şekil 4.52. %25 GNP/TPU içeren sensörün %10’luk çekme de histeresiz grafiği	104
Şekil 4. 54.%25 GNP/TPU içeren sensörün (2) %10’luk çekme de histeresiz grafiği .	106

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Hazırlanan mürekkeplerin rGO/TPU oranları	37
Çizelge 3.2. Hazırlanan mürekkeplerin GNP/TPU oranları	37
Çizelge 4.1. GO ve rGO örneklerinin EDX Analiz Sonuçları.....	43
Çizelge 4.2. XRD hesaplama sonuçları	47
Çizelge 4.3. Tüm örneklerin Raman piklerine ait veriler	49
Çizelge 4.4. Sensörlerin doğrusallık değerlendirilmesi	54
Çizelge 4.5. Geliştirilen sensör çeşitlerinde çekme oranlarına bağlı olarak tepki süreleri	67
Çizelge 4.6. Geliştirilen sensörlerin ÖF değerleri	68
Çizelge 4.7. İki katmanlı sensörlerin doğrusallığı	83
Çizelge 4.8. İki katmanlı sensör çeşitlerinde çekme oranlarına bağlı olarak tepki süreleri	96
Çizelge 4.9. Geliştirilen sensörlerin ÖF değerleri	97

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

Simgeler

Au	altın
g	gram
k Ω	kiloohm
M	Molarite
mg	Miligram
mL	Mililitre
ms	Milisaniye
mV	Milivolt
nm	Nanometre
ppm	Milyonda bir
s	saniye
S	Siemens
w/v	ağırlık/hacim
w/w	ağırlık/ağırlık
ϵ	Sensörün çekilme oranı

Kısaltmalar

C	Karbon
CNT	Karbon nanotüp
CS	Kitosan
FT-IR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopi
GF (ÖF)	Ölçüm Faktörü
GNP	Grafen nanoplatelet
GO	Grafen oksit

HMI	İnsan-makine etkileşimi
MA	Maleik anhidrit
O	Oksijen
ÖF	Ölçüm faktörü
PANI	Polianilin
PDMS	polidimetilsiloksan
PDS	Pozitif direnç kat sayısı
PEC	Piezoelektrik kompozit
PEDOT	Poli(3,4-etilendioksittiyofen)
PSS	Polistirensülfat
PUA	Poliüretan akrilat
rGO	İndirgenmiş grafen oksit
STEM	Taramalı-Geçirimli Elektron Mikroskopisi
TPU	Termoplastik Poliüretan
XRD	X-Işını Kırınımı
WR	Çalışma aralığı
AD2	Analog Discovery 2

1. GİRİŞ

Sensör, fiziksel ortamdan gelen bazı girdi türlerini algılayan ve elektriksel sinyal olarak ileten cihazdır. Sensörlerin sınıflandırılması incelendiği zaman farklı sensör çeşitleri olduğu görülmektedir. Ancak son yıllarda bu çeşitler içerisinde en dikkat çeken esnek sensör çalışmalarıdır. Esnek sensörler, esnek ve bükülebilir malzemeler temel alınarak geliştirilen algılama teknolojisi olarak tanımlanabilir. Geleneksel olarak tanımlanan sensörlerden farklı olarak, bu sensörler düzensiz yüzeylere uyum sağlayabilen veya çeşitli esnek tabakalara entegre edilmek üzere tasarlanmaktadır. Böylelikle esneklik ve uyum sağlamasına ihtiyaç duyulan çeşitli uygulamalarda kullanılabilirler. Sağlık izleme, yapay zekaya yönelik mühendislik uygulamaları başta olmak üzere çok farklı uygulama alanlarında kullanılmaktadır.

Yüksek iletkenliğe ve gerilebilirliğe sahip iletkenler, yeni yumuşak elektronik cihazların ve sistemlerin geliştirilmesine de imkân sağlamaktadır. Bu geliştirilen cihaz ve sistemlerin performansı da, önemli ölçüde iletken dolgu maddesinin özelliklerine ve dolgu malzemesinin yapısına bağlıdır ve bu yüzden farklı yaklaşımlar ile üretilmektedir.

Gerilebilir iletken nanokompozitlerin çok katmanlı yapılara sahip olacak şekilde üretilebilir. Bu yaklaşım ile farklı işlevlere sahip çeşitli elektronik sistemler ve sensörlerin geliştirilmesiyle geniş ölçekte uygulama alanlarında kullanılabilir. Elektriksel ve mekanik özellikleri değişen birçok iletken nanomalzeme türü, gerilebilir iletken nanokompozitlerin geliştirilmesinde yer almaktadır. Bu tür sistemlerde yer alan nanokompozitlerin özelliklerinin belirlenmesi, yüksek performanslı gerilebilir iletkenlerin ve cihazların geliştirilmesi için kritik öneme sahiptir. İletken dolgu malzemelerinin özellikleri malzemeye ve boyuta bağlı olarak değişmektedir.

Grafen, esnek sensörlerde yüksek mekanik dayanıklılık, iyi iletkenlik, esneklik gibi özelliklere sahip olduğu için en çok tercih edilen malzemelerin başında gelmektedir. Grafen tabanlı esnek sensörler, fiziksel, kimyasal veya biyolojik bir değişimi algılayarak elektriksel sinyallere dönüştürebilmektedir. Bu tür bir sistemi biyolojik verileri incelemek, nabız takibi, bir ortamda bulunan gazların neler olduğunun belirlenmesine kadar çok geniş bir uygulama alanı bulunmaktadır.

Dinamik bir aralıkta hem düşük hem de yüksek gerilimlerde mükemmel hassasiyet, dayanıklılık sergileyen esnek piezodirençli sensörler geliştirmek için grafen tabanlı nano

dolgu malzemeleri kullanılmaktadır. Nano dolgu malzemelerinin değişen konsantrasyonlarda kullanımı ile bu tarz tasarımlara sahip olan çok katmanlı esnek sensörlerin yanıt aralığı ve hassasiyetinin arttığı bilinmektedir.

Bu tez kapsamında, dinamik aralıklarda, yani aynı bölgede iki farklı gerinime aynı anda veya farklı zamanlarda cevap verebilecek bir gerinim sensörü tasarlamak amaçlanmıştır. Bu amaçla, esnek bileşen olarak termoplastik poliüretan, rezistif olarak ise grafen temelli nanomalzemeler kullanılmıştır.

Genişletilmiş grafitten grafen oksit sentezlenmiştir. Sentezlenen malzeme hidrotermal ve hidrazin yöntemleri kullanılarak indirgenmiş grafen oksit elde edilmiştir. SEM, XRD, Raman ve FT-IR karakterizasyon teknikleri kullanılarak yapılar aydınlatılmıştır. Mürekkep olarak ise de hidrazin yöntemi ile indirgenmiş grafen oksit ve grafen nanoplatelet kullanılmıştır. Sentezlenen bu yapılar kullanılarak hem tek katmanlı hem de iki katmanlı esnek sensör fabrikasyonu ve tasarımı yapılmıştır. Tek katmanlı sensörler ile gerçekleştirilen deneylerde GNP ve TPU yüzdece farklı oranlarda karıştırılarak dinamik gerinimlere cevap verebilecek formülasyonlar, elektriksel karakterizasyonlar sonucunda belirlenmiştir. Belirlenen formülasyonlar ile iki katmanlı sensör tasarımlarına geçilmiştir. Doğrusallık testleri, çekme ve bırakma testi, tepki süresinin ölçülmesi, ölçüm faktörü, lineer ve lineer olmayan çalışma aralıkları ile histeresiz analizleri ile çalışma tamamlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Esnek Sensör Nedir?

Esnek sensörlere yönelik anlayışımızı geliştirmek için öncelikle "esneklik" ve "sensörler" terimlerini anlamalıyız. "Sensör" kelimesi, ilgilenilen analiti tespit etmek; analitin tanımlanması ve miktarının belirlenmesi için seçici sinyal sağlamak için kullanılan bir cihaz olarak tanımlanabilir. "Esnek" kelimesi, herhangi bir malzemenin/alt tabakanın herhangi bir yere yerleştirilebilecek kadar önemli miktarda deforme olma özelliği olan özelliği olarak tanımlanabilir. Esnek olduğunda zaman sensör, algılaması gereken yüzeyin şeklini alabilir. Biyomedikal algılama, fiziksel algılama, kimyasal algılama vb. alanlarda gerekli olan çok faydalı bir özelliktir [1].

Sensörler genel olarak esnek ve esnek olmayan olmak üzere iki kategoriye ayrılabilir. Birincisi, özellikleri değişmeden belirli bir dereceye kadar işlenebilen malzemelerden üretilirken, ikincisi sert ve kırılman malzemelerden yapılmıştır. Esnek olmayan sensörler daha önce geliştirilmiştir ve bunların arasında silikon alt tabakalı sensörler en yaygın olanlardır. Bu sensörler geniş bir uygulama alanı bulmasına rağmen sertlik, uyumsuzluk vb. gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar, özellikle algılama sistemi bir kişinin fizyolojik parametrelerinin izlenmesiyle ilişkili olduğunda veya sensör üzerinde belirgin stres içeren ve dolayısıyla sensöre zarar veren herhangi bir uygulamayla ilişkili olduğunda belirgindir. Bunlar, sensörün dinamik olarak kullanılabilirdiği ve böylece kişi için herhangi bir rahatsızlığın ortadan kaldırıldığı veya sensörün bükülebilir bir nesne üzerinde kullanıldığında hasar görmesini önlediği alternatif bir yaklaşımın seçilmesiyle sonuçlanır. Bunun dışında düşük üretim maliyeti, hafiflik, daha iyi mekanik ve termal özellikler, esnek sensörlerin kullanımını daha iyi bir yaklaşım haline getiren avantajlardan bazılarıdır [2].

Esnek sensörler düşük maliyetli, giyilebilir ve hafif olmasının yanı sıra mühendislik uygulamalarının gereksinimlerine göre basit bir yapıya sahiptir. Ayrıca insan sağlığının izlenmesi, robotik, giyilebilir elektronikler ve yapay zekâ gibi birçok potansiyel uygulama için esnek sensörler, yüksek hassasiyete sahip olması gerekmektedir [3]. Çeşitli çevresel veya biyolojik türlerle ilgili çeşitli uyarımları verimli bir şekilde algılayan esnek sensörler, giyilebilir elektronik uygulamalarına yönelik büyük potansiyelleri nedeniyle kapsamlı bir şekilde araştırılmaktadır. Esnek ve giyilebilir elektroniklerin cihaz mühendisliği teknolojilerine uygulanması, ince, hafif, gerilebilir ve katlanabilir

sensörlerin üretilmesini sağlamıştır. Burada biyolojik analitler, iyonlar, ışık ve pH için esnek sensörler üzerine yapılan çalışmalar yapılmıştır [4].

Analitlerin belirlenmesinde yaşanan çeşitli engellerden dolayı, geleneksel sensörler yeterli olmamaktadır. Bunun aksine esnek sensörler, hedef analitleri daha verimli bir şekilde belirlenebilmekte ve daha yüksek kalitede sinyaller elde edilebilmektedir. Esnek sensörlerin üretimi, aktif malzemeler ve iletkenlerin yanı sıra esnek alt tabakaların seçimi veya sentezi de dahil olmak üzere malzeme tasarımında yeni yaklaşımlar gerektirmektedir [4].

Esnek giyilebilir elektroniklerin hızlı gelişimi, sağlık izleme ve yapay zekaya yönelik mühendislik uygulamalarının da genişlemesine yol açmıştır. Sensörler, esnek giyilebilir elektroniklerin önemli unsurları olarak kabul edilmektedir. Eklem bükülmesi, kan basıncı ve kalp atışı dahil olmak üzere sağlığın izlenmesinde fizyolojik sinyalleri elektrik sinyallerine dönüştürmek için kullanılmaktadır. Sınırlı hassasiyet ve esnekliğe sahip olan geleneksel elektronik sensörler bu nedenle fizyolojik sinyallerin izlenmesi için uygun değildirler. Mevcut geleneksel elektronik sensörlerle karşılaştırıldığında esnek sensör, yüksek biyoyumluluk ve gerçek zamanlı izlemenin yanı sıra başka avantajlar da göstermektedir. Basit yapıları nedeniyle insan sağlığının takip edilmesinde ve insan-makine etkileşiminde en yaygın şekilde kullanıldığı görülmektedir [5]. Sıkıştırma, bükme, çekme, kesme, gerilim ve gerinim gibi fiziksel hareketleri elektrik sinyallerine dönüştürerek sinyal elde edilmektedir [6,7]. Bu tür sensörler, eklemler ve kas hareketleri, solunum, nabız vb. gibi günlük insan aktivitelerini tespit edebilir. Bu nedenle, gelecek vaat eden hassasiyet ve mekanik esnekliğe sahip yeni nesil esnek sensörler geliştirmek için önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir [8,9].

Sensörlerin performansının değerlendirilmesinde en önemli faktörler hassasiyet, esneklik ve kullanım ömrüdür. Bir yandan eklem hareketi gibi uygulamalar daha yüksek çekme özelliği gereksinimlerine sahipken ya da darbe izleme yüksek hassasiyet gerektirirken diğer yandan yüksek esneklik ve büyük hassasiyet aynı anda elde edilmesi genellikle zor olan iki parametredir. Bu nedenle, aynı zamanda yüksek mekanik esnekliğe ve yüksek hassasiyete sahip sensörlerin tasarlanması, sağlık izleme ve insan-makine etkileşimlerindeki mühendislik uygulamalarını kısıtlayabilen büyük bir zorluk olmaya devam etmektedir [10,11].

Esnek sensörler, geleneksel sensör yaklaşımlarına göre daha geniş bir malzeme yelpazesine, çok daha kolay üretim prosedürlerine ve çok daha düşük üretim maliyetlerine sahiptir; dolayısıyla hastalıkların önlenmesi, sağlık bakımının izlenmesi ve yapay elektronik dahil olmak üzere çeşitli alanlarda kapsamlı yenilikçi uygulamalar için önemli umut vaat etmektedir. Bu nokta, esnek sensörlerin ve ilgili ürünlerin pazar payı ile de açıklanabilir. IDTechEx, giyilebilir ve basılı sensörlere yönelik pazarların 2025 yılına kadar 5,5 milyar ABD dolarına ulaşmasının beklendiğini bildirmişlerdir [4].

2.1.1 Esnek Sensörlerde Malzeme Seçimi

Esnek sensörlerin üretiminde kullanılan malzemeler öncelikle üç ana kategoriye ayrılır [12]:

- Metalik malzemeler
- Karbon bazlı malzemeler
- Polimerler

2.1.1.1. Metalik malzemeler

Sensörlerin geliştirilmesinde kullanılan en yaygın iletken metaldir. Esnek kuvvet sensörlerinin (FFS) üretiminde kullanılan metaller bakır, altın, titanyum, nikel, magnezyum, krom, molibden, çinko başlıca sayılabilir [13]. Bu metallerin her biri metalik filmler, metalik nanomalzemeler, sıvı metaller, metalik oksitler ve MXenler dahil olmak üzere farklı formlarda kullanılmaktadır.

Metal filmler arasında altın film, gümüş film, bakır film, çinko film, alüminyum film vb. bulunur. İyi iletkenlik dışında bazı metal filmler aynı zamanda korozyon önleyici ve parazit önleyici işlevlere de sahiptir [14]. Hogas ve arkadaşları; elektroçirme ve ince film biriktirme teknolojilerini birleştiren bir gerinim sensörü üretim stratejisini önermişlerdir. Polimer nanolifleri ilk önce elektroçirme yoluyla plastik bir taşıyıcı üzerine biriktirmişlerdir ve daha sonra ince metal lifler elde etmek için metal filmler termal buharlaştırma yoluyla nanoliflerin üzerine biriktirilmiştir. Gerinim sensörünün yüksek hassasiyete sahip olduğu ancak nispeten düşük sinyal gürültü oranına sahip olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle metal filmler genellikle esnek kuvvet sensörlerinin elektrot katmanları olarak kullanılmaktadır [15].

Metal nanomalzemeler arasında metal nanopartiküller, metal nanoteller ve metal nanotabakalar da yer almaktadır. Esneklik, genişletilebilirlik ve şeffaflık gibi

gereksinimleri karşılamak amacıyla farklı geometrilerdeki metal nanomalzemeler test edilmiştir [13]. Bu metal nanomalzemeler arasında metal nanoteller, küçük çapları ve yüksek en-boy oranları nedeniyle büyük ilgi görmektedir. Ayrıca nano ölçekli boyutun etkisi sayesinde mükemmel ışık geçirgenliği ve esneklik de gösterirler. Dolgu maddesi olarak metal nanopartiküllerle karşılaştırıldığında, metal nanotellerin yükleme kapasitesi çok düşüktür ve süzülme (perkolasyon) kanallarını oluşturmaları kolaydır [14,16,17]. Metal nanoteller arasında, bakır nanoteller, altın nanoteller ve gümüş nanoteller yüksek gerilebilirlik ve iletkenlik gibi istenen özellikleri gösterirler. Bununla birlikte, bakır nanoteller ucuzdur ancak kolayca oksitlenebilir; altın nanoteller ise mükemmel özelliklere sahiptir ancak pahalıdır. Gümüş nanoteller mükemmel elektriksel iletkenliğe ve antibakteriyel özelliklere sahip olduğundan yaygın olarak kullanılmaktadır [14].

Sıvı metal, oda sıcaklığında sıvı olan bir tür amorf malzemedir. Ötektik galyum indiyum (EGaIn) ve cıva (Hg) en yaygın kullanılan sıvı metal malzemelerdir [18]. Cıva, yüksek toksisitesi ve insan sağlığına zararları nedeniyle sensör üretimine uygun olmayan doğal elementli bir sıvı metaldir. Bununla birlikte, EGaIn biyouyumluluğu nedeniyle esnek elektronik bileşenlerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır [19]. Ali ve arkadaşları, sensörün elektrot kanallarını oluşturmak için EGaIn sıvı metalini korona deşarj yöntemiyle PDMS ile doldurmuşlardır. Yapılan birkaç test setinden sonra ortalama kapasitans değişiminin doğrusal ilişkisi olduğunu belirlemişlerdir. Kapasitif sensörün hassasiyetini %0,11 MPa ve ölçüm faktörünü 0,9975 olarak bulmuşlardır [20]. Sıvı metal, mükemmel direnci, esnekliği, akışkanlığı ve biyouyumluluğu nedeniyle giyilebilir elektronikler ve biyomedikal alanlarında yaygın olarak kullanılabilir potansiyele sahiptir [3].

Metal oksitler, ayarlanabilir bant aralığı, düşük maliyeti, geniş spesifik alanı ve üretim kolaylığı nedeniyle esnek sensörlerin geliştirilmesinde büyük ilgi görmektedir [21,22]. Aynı zamanda iyi bir biyouyumluluk, yüksek tepki hızı ve farklı çalışma koşullarında dayanıklılık sunarlar. Lee ve arkadaşları, bir tekstil üzerinde çinko oksit nanotelleri (ZnO NW'ler) ile esnek bir gerinim sensörü üretmişlerdir. Esnek sensörün 0,96 civarında bir ölçüm faktörüne sahip olduğu ve kanallara yüksek iletkenlik ve mekanik deformasyona karşı olağanüstü stabilite sağladığı bulmuşlardır. Nanotellerin indirgenmiş grafen oksitte (rGO) 3 saat boyunca serbestçe büyümesine izin verildiğinde ise ölçüm faktörün 7,64'e yükseldiğini belirlemişlerdir. Bu da çinko oksidin duyarlılığa katkıda bulunduğunu kanıtlamaktadır. Bu, insan vücudunun bükülme gerilimini algılayan duyu sistemler

oluşturmak için tekstil sektöründe metalik oksitlerin uygulanmasının önünü açmaktadır [23].

MXenler, karbonyür ve metal karbürlerden oluşan bir inorganik bileşik sınıfıdır. Güçlü asidik veya bazik çözeltilerde 3 boyutlu katmanlı bir bileşimin seçici olarak aşındırılmasıyla elde edilebilirler. MXenler basitçe $M_{n+1}X_n$ ile gösterilir; burada M bir geçiş metalini temsil eder ve X, nitrojen veya karbon olabilir. MXene'ler son zamanlarda esnek kuvvet sensörlerinin üretimi için dikkat çekmektedir. Sobolciak ve arkadaşları; farklı MXene'ler kullanarak elektrosinleme pedlerine sahip bir piezodirençli sensör üretmişlerdir. Sensörün ölçüm faktörün 4,5'e çıktığını belirlemişlerdir. MXene'ler iyi esneklik göstermiştir, oksidasyona karşı dirençlidir ve yüksek iletkenlik gösterdiğini bulmuşlardır. Ancak MXeneler ile yapılan sensörlerin uygulamalarda kullanılabilirliği üzerine hâlâ araştırma aşamasındadır [24].

2.1.1.2. Karbon Bazlı Malzemeler

Karbon bazlı malzemeler, mükemmel elektriksel iletkenlikleri ve iyi biyoyumlulukları nedeniyle esnek kuvvet sensörleri üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Esnek sensörlerinin üretiminde kullanılan karbon bazlı malzemeler esas olarak karbon siyahı, karbon nanotüpler (CNT'ler), grafen ve grafen oksiti (GO) içermektedir. Bunlar genellikle iletken kompozitler oluşturmak için polimerlere eklenmektedir [25].

Karbon siyahı, grafitte benzer amorf yapıya sahip bir karbon formudur [26]. Karbon siyahı, düşük maliyetli oluşu ile dikkat çeken iletken bir nanopartiküldür. Kompozitlerin elastik matrisine eklenerek malzemelerin mukavemetini ve elektrik iletkenliğini arttırmak için kullanılabilir. Silikon elastomer Eco-flex substratın karbon siyahı ile kaplanması ile oluşturulan sensör 3,7'ye kadar yüksek bir ölçüm faktörü, %500 gerilebilirlik ve yüksek tekrarlanabilirlik özelliğine sahip olduğu belirlenmiş, ayrıca histeresizin azaldığı da bulunmuştur [27]. Başka bir çalışmada ise karbon siyahı ve içerisinde sodyum klorür bulunan termoplastik poliüretan kullanılarak oluşturulan gözenekli bir yapı ve onunla ölçülebilen geniş bir basınç aralığına sahip bir sensör oluşturmuşlardır. Giyilebilir sensörler için karbon siyahı, maliyet açısından uygun olması ve yüksek iletkenliği nedeniyle dikkat çeken bir malzemedir [28].

Karbon nanotüpler, karbonun bir allotropudur ve silindirik bir şekle sarılmış tek katmanlı veya çok katmanlı bir grafen tabakası olarak düşünülebilir. Çok duvarlı karbon nanotüpler ve tek duvarlı karbon nanotüpler 1991 ve 1993'te yapılarının aydınlatılması ile karbon

nanotüp üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır [14]. Bu yapılar, maliyet açısından uygun olması, geliştirilebilir sentezleri ve kimyasal stabilitelerinin iyi olması nedeniyle büyük ilgi uyandırmaktadır [29]. Abshirini ve arkadaşları; çok duvarlı karbon nanotüp/PDMS'ye dayalı bir gerinim sensörü üretmişlerdir. Düşük gerinim hızlarında gerinim sensörünün ölçüm faktörü 4,3 olarak bulunmuş ve büyük gerinim katsayısı (%30 maksimum gerinim) ve iyi stabilite (300 yük boşaltma döngüsü) gösterdiği belirlenmiştir. Çok duvarlı karbon nanotüpler ile karşılaştırıldığında tek duvarlı karbon nanotüplerin, daha yüksek spesifik yüzey alanına ve dayanıklılığa sahip olduğu görülmüştür [30].

Grafen, elektriksel, optik, mekanik, termal iletkenlik özelliklerine ve son derece yüksek spesifik yüzey alanına sahip, atom kalınlığına sahip 2 boyutlu bir karbon nanomalzemedir. Bununla birlikte, grafenin üretim için işlenmesi son derece zordur çünkü 2 boyutlu düzlem yapısı üzerinde hidrofilik fonksiyonel gruplara sahip değildir. Grafenden türetilen grafen oksit (GO), çeşitli oksijen içeren fonksiyonel gruplara sahiptir [3]. GO, sulu çözeltide benzersiz bir viskoelastisiteye sahiptir; ultrasonla çözünen yüksek konsantrasyonlu GO çözeltisi, yüksek viskozite göstermektedir.

3 boyutlu iletken ağ yapısına sahip dirençli bir gerinim sensörünü Wang ve arkadaşları geliştirmişlerdir. Sensör yüksek hassasiyet, tekrarlanabilirlik ve yüksek ölçüm faktörü göstermiştir. Wang ve arkadaşları yaptıkları başka bir çalışmada da ayrıca sensörün mikro yapısının kontrol edilebileceğini, ölçüm faktörünün ayarlanabilir değer olduğu bir şekilde olduğunu ifade etmişlerdir. Yapılan çalışma sonucunda gözenekli yapıya sahip bir grafen gerinim sensörü üretmişlerdir. Böyle bir sensör, öncelikle ayarlanabilirliği nedeniyle, sensörün mikro yapısının vücut parçalarının stres koşullarına uyum sağlayabilmesi nedeniyle giyilebilir sağlık izleme cihazlarında kullanılabilirliği yönü ile dikkat çekmiştir [28].

2.1.1.3. Polimerik Malzemeler

Polimer malzemeler genellikle sensörler için destekleyici malzeme olarak kullanılmaktadır. Birçok polimer matris malzemesi örneklenmiştir. Yaygın olarak kullanılan esnek polimer malzemeler arasında polidimetilsiloksan, poliimid, poliüretan, polietilen tereftalat, poliviniliden florür, polietilen naftalat başlıca sayılabilir. Bu esnek matris malzemeleri, yüksek gerilme mukavemetleri, iyi termal iletkenlikleri, kimyasal stabiliteleri ve iletken malzemelerle birleştirilme kolaylığı nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [31].

2.2. Esnek Sensör Türleri

Esnek sensörler, çok farklı uygulama alanları bulunmaktadır. Bu sensörler nem, basınç, gerinim ve sıcaklık gibi başlıklarda toplanabilirler:

Nemi algılayan esnek sensörler; atmosferdeki veya diğer ortamlardaki su buharının varlığını veya miktarını algılayabilen nem sensörleri, gıda izleme, çevre izleme, insan bilgisayar etkileşimleri vb. alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır [32]. İdeal bir nem sensörü, yüksek hassasiyet, hızlı tepkiler, kısa iyileşme süresi, geniş izleme aralığı, mükemmel dayanıklılık, düşük maliyet ve yüksek tekrarlanabilirlik gerektirir [33]. Tasarım ve algılama malzemeleri nem sensörlerinin temel bileşenleridir. Neme duyarlı malzemeler açısından bakıldığında, gözenekli, kıvrımlı ve düzgün istiflenmiş yapılara sahip malzemeler sıklıkla hidrofilik özellikler sergilemektedir [34]. Neme duyarlı malzemeler, yapılarının yanı sıra zengin hidrofilik gruplarından dolayı su moleküllerine kolaylıkla bağlanırlar [35]. Nem sensörünü üretmek için kullanılan popüler malzemeler tipik olarak karbon ailesini, metal oksit (ve sülfid) türlerini veya polimerleri içerir [36].

Esnek nem sensörleri gıda depolama, sağlık izleme, temassız algılama, insan-bilgisayar etkileşimleri ve endüstriyel ve tarımsal üretimde kritik uygulamalara sahiptir [37]. Sağlık hizmetlerinde kullanımlarına bir örnek olarak nem sensörleri, kalp krizi, astım, anksiyete ve epilepsi ile ilişkili hastalıkların teşhisi için kritik sağlık bilgileri sağlayan insan solunum sisteminin incelenmesi için kullanılabilir [38].

Basınç ve gerinim sensörleri, basınç ve gerinimin tespiti fiziksel dünyayı algılamanın ilk adımındır. Son zamanlarda, basıncı, gerilimi ve hatta keyfi deformasyonu istikrarlı bir şekilde algılama kapasitesine sahip esnek sensörler, sağlık bakımı izleme, elektronik cilt, tıbbi teşhis ve insan-makine gibi çeşitli alanlarda büyük ilgi görmüştür. Gelişmiş esnek gerinim/basınç sensörü teknolojisinin çok yönlülüğü ve duyulan talep, bu yapıların daha fazla araştırılmasını ve geliştirilmesini gerektirmiştir [14,39,40].

Gerinim/basınç sensörlerinin performansında yapılan tasarım önemli ölçüde etkilemektedir. Sensör tasarlanmadan önce uygun malzemelerin seçimi çok kritik bir rol oynamaktadır. Karbon temelli malzeme ve metaller genellikle gerinim/basınç sensörlerinde nano dolgu olarak tercih edilmektedir. Örneğin, karbon nanotüpler (CNT'ler) ve grafen nanopartiküller (GNP'ler), sahip olduğu özellikleri ve çeşitli yapıları nedeniyle yoğun ilgi gören iki temsili malzemedir [41].

Esnek gerinim/basınç sensörlerinin de çeşitli uygulama alanları vardır. Sensörlerin insan-makine etkileşimleri (HMI)'nın önemli bir teknolojisi olarak esnek basınç sensörleri, yapay zekayı ve HMI'yı geliştirmek için zorunludur. HMI, elektronik cihazların etkili bir şekilde çalışmasına olanak tanıyan, insanlar ve makineler arasında bir köprü olarak kabul edilebilir. Esnek sensörler, güçlü bilgi toplama yetenekleri nedeniyle giyilebilir HMI sistemlerinin vazgeçilmez algılama unsurlarıdır. Bunun bir örneği, elektronik cilde benzer şekilde davranan, robotların çevrelerini dış uyaranları mekansal olarak algılamasını sağlayan esnek bir sensördür. Uygun devrelerle donatılmış "akıllı" eldivenlere entegre edilen esnek basınç sensörleri (EPS'ler), insan hareketini taklit edebilir ve uzaktan görevleri gerçekleştirebilir. Yan ve ark. gerçek zamanlı hareket izleme yeteneği sergileyen esnek, yüksek çözünürlüklü bir triboelektrik sensör dizisi (TSA) tasarlamak için yeni bir teknoloji olan lazer doğrudan yazma (LDW) kullanmıştır [42]. Kendi kendine güç sağlayan bu versiyonda, bir HMI sisteminin kişisel elektronikleri kablosuz olarak kontrol edebildiği rapor edilmiştir.

Sağlık hizmetleri izleme alanında sensörler, yüksek ölçüm faktörleri ve gerilme nedeniyle sıkıştırma/gerilmedeki hem küçük hem de büyük değişiklikleri tespit etme kapasitesine sahiptir. Örneğin, cilde uygulandığında, boğaz kaslarının titreşimi, parmakların bükülmesi ve dizlerin, bilek nabzının ve hatta yoğun sporların dahil olduğu çeşitli fizyolojik aktiviteler gerçekleştirilebilir. Bu sensörlerin uygulanmasıyla izlenebilir. Tıp alanında tamamlayıcı bir yöntem olarak hastanın nefesini, nabzını, kalp atış hızını veya diğer fizyolojik endeksleri izlemek için umut verici adaylardır. Ayrıca Liu ve arkadaşları, tümörlerin boyutunu tahmin etmek için bir elektronik gerilim sensörü geliştirmişlerdir. Biyoluminesans ve CT gibi toksisite riski, ekonomik sorunlar veya radyoaktivite ile ilgili endişeler taşıyabilen geleneksel tanı yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bir sıçan deneyinde klinik olarak doğrulanan bu tür sensörlerin uygulamalarının, yeni teşhis yöntemlerine giden yol açma potansiyeline sahip olduğu ifade edilmiştir [41].

Sıcaklık sensöründe ise sıcaklık, gıda depolama, iklimlendirme kontrolü ve havacılık dahil olmak üzere birçok endüstride önemli bir göstergedir. Bazı durumlarda sıcaklıktaki hafif sapmalar önemli anlamlara gelebilir, bu nedenle sensörün hassasiyetinin, tepki sürelerinin, doğruluğunun ve güvenilirliğinin yüksek standartlarda olması gerekir. Sıcaklık ölçümleri bir üretim tesisindeki kritik durumu, bir araba motorunun stabilitesini veya bir insanın sağlığını belirtmek için kullanılabilir.

Vücut sıcaklığının ölçüldüğü cihazlarda esnek sıcaklık sensörlerine ihtiyaç vardır. Bunlar özellikle sağlığın izlenmesi için faydalıdır ve akıllı maskelerin ve cilt sıcaklığı sensörlerinin virüsün erken tespiti için kullanıldığı COVID-19 salgını sırasında büyük ilgi görmüştür. Özellikle tıbbi uygulamalarda sıcaklık sensörünün doğruluğu ve hassasiyeti zorunludur [4].

Ancak gelecekteki araştırmalarda daha gelişmiş esnek sensörlerin geliştirilmesinde bazı zorluklar devam etmektedir. İlk olarak, insan derisi veya diğer vücut organlarına yerleştirilen esnek sensörler için malzemelerin biyouyumluluğu ve uygunluğunun kapsamlı bir şekilde analiz edilmesi gerekir; örneğin gaz geçirmeyen veya toksik malzemelerin uzun süreli kullanımı ciltte tahrişe ve iltihaplanmaya neden olabilir. İkincisi, sınırlı bir alanda farklı sensörlerden oluşan tamamen işlevsel esnek elektronikler, çapraz reaksiyonları artırabilir, algılama elemanlarının boyutlarını en aza indirebilir ve bunları transistörler gibi işlevsel bileşenlerle entegre ederek, sinyallerin okunmasını zayıflatmadan yukarıda belirtilen sorunları çözebilir. Son olarak, sert alt tabakalı güç ve dijital iletişim modüllerinin daha yavaş gelişimi, esnek elektroniklerle zayıf uyumluluk oluşturabilir ve bu durum, çok sayıda gelişmiş işlevsel elektronik bileşenin kusursuz entegrasyonundaki zorluklarla da yansıtılmaktadır [42].

2.3. Nano Dolgu Malzemeleri

Yumuşak elektronik, tüketici dostu elektronik cihazlar ve bu cihazlar ile yapılan biyomedikal uygulamalarla farklı alanlarda yapılan çalışmalara yeni seçenekler sunmaktadır. Özellikle transistörler, devreler, sensörler ve aktüatörler, optoelektronik cihazlar ve enerji toplayıcı gibi çeşitli elektronik bileşenlerin bulunduğu gerilebilir elektronik sistemler büyük ilgi görmektedir [43].

Gerilebilirlik kavramı sadece esnekliği yani bükülme, bükülme gibi özellikleri değil, aynı zamanda büyük bir gerinim altında iletken özelliğini göstermesi ve gerininin ortadan kaldırılmasıyla birlikte eski haline geri dönmesi olarak ifade edilmektedir.

Bu nedenle, kullanımları sırasında boyut değişikliklerine daha iyi uyum sağlayabilen gerilebilir elektroniklerin sistem tasarımı, taşınabilirlik/hareketlilik, kullanıcı arayüzleri ve sahip oldukları fonksiyonları açısından avantaj sağlamaktadır. Aslında birçok gerilebilir elektronik sistem, gerilebilir iletken ara bağlantılar kullanılarak birbirine bağlanan esnek/sert aktif bileşenlerden oluşmaktadır. Bu ara bağlantılar, yüksek sinyal

aktarım hızı, gürültü azaltma, düşük güç tüketimi ve geliştirilen sistemlerin dayanıklılığın yüksek olması gibi özelliklere sahip olunmasında önemli bir rol oynamaktadır [44,45].

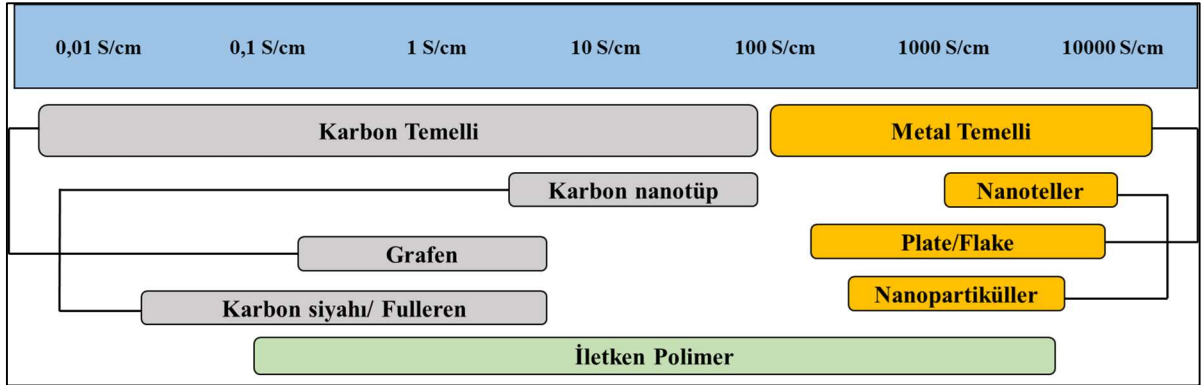
Gerilebilir elektrotların malzeme ve yapısal özelliklerinin optimizasyonuna yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır. Geliştirilen bu stratejilerin sonucunda gerilebilirlik ve deformasyona karşı sağlam olmasına karşın, geleneksel iletken malzemelerin içerisinde çoğu zaman mekanik hasarlar ile karşılaştığı ifade edilmektedir. Bu mekanik hasarlara gerilim kaynaklı mikro çatlaklar ve bağlantı noktalarında kopmaların meydana gelmesi ile elektrotların arızalanması örnek verilebilir [46].

Geleneksel elektrot malzemelerinin yerine alternatif olarak, iletken nanomalzemeler ve elastomerik bir sistemden oluşan gerilebilir iletken nanokompozitler son dönemlerde yapılan çalışmalarda dikkatleri çekmektedir. Bu gerilebilir iletken nanokompozitler, elastomerik bir matris içindeki nano ölçekli iletken dolgu malzemelerinin yer aldığı perkolasyon ağlarından meydana gelmektedir. Örneğin, grafen veya karbon nanotüplere (CNT'ler) dayanan gerilebilir elektrotların, çeşitli gerilebilir elektronik cihazlar ve sensörlerde ara bağlantı olarak kullanılmıştır. İletken polimerler, mekanik ve elektriksel özellikler açısından incelendiğinde esnekliğin yanı sıra sensörün işlenebilirliğini de kolaylaştırmaktadır. Metal bazlı nanomalzemeler daha iyi bir iletkenliğe sahiptir. Bu iki yapı içinde hassas akım tespiti ve düşük güç tüketimi gerektiren cihaz uygulamaları açısından da uygun olarak değerlendirilmektedir.

Gerilebilir iletkenlerin elektriksel iletkenliği cihazların performansıyla doğrudan ilişkili olan kritik parametrelerin başında gelmektedir. Bununla birlikte, özel cihaz uygulamaları için istenen fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip elastomerlerin çoğu da iletken özellik göstermemektedir. Geliştirilen amaç için elektriksel iletkenliğin sağlanması amacıyla genellikle polimer matrisine iletken bir nano dolgu malzemesi eklenmektedir.

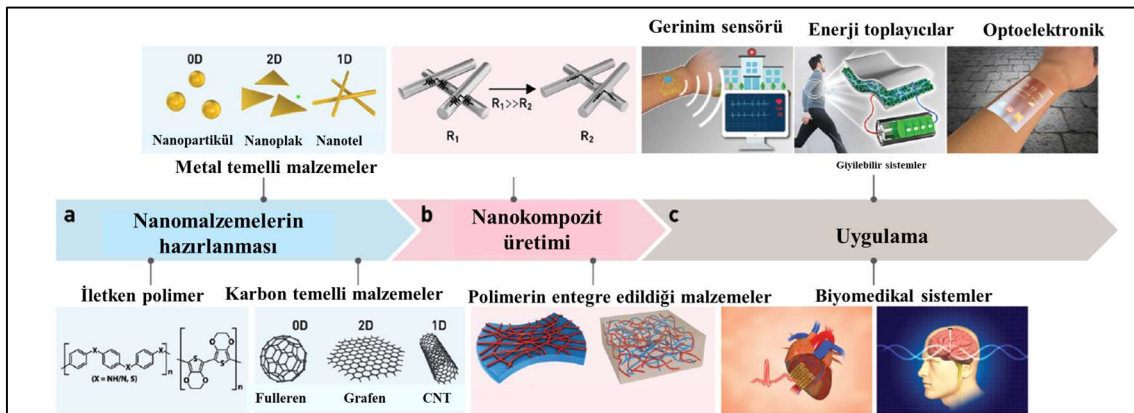
Perkolasyon teorisindeki en önemli nokta, belirli bir kompozit malzeme sürekli elektrik yolları oluşturmak için gereken iletken dolgu maddelerinin en az hacim oranı olarak tanımlanan perkolasyon eşiğidir. Küçük bir değişiklik keskin bir yalıtkandan iletkene geçiş olabilmektedir. Gerilebilir bir kompozitin elektriksel iletkenliği $S \text{ cm}^{-1}$ olarak ölçülmektedir ve temel olarak, eklenen iletken dolgu maddesinin öz iletkenliği belirlenmektedir. Ancak bu aynı zamanda perkolasyon ağındaki dolgu maddesinin boyutu ve şekline de bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Şekil 2.1'de gösterilen iletkenlik akış şemasında, çeşitli malzemelerin iletkenlikleri temel olarak öz iletkenliğe göre

sınıflandırılmıştır. Metal bazlı malzemeler, diğer türdeki malzemelerden daha yüksek iletkenliğe sahip iken bunun yanı sıra iletken dolgu maddesinin boyutuna ve şekline göre sınıflandırılma da yapılabilir. Bir boyutlu malzemeler en yüksek iletkenliği sahip dolgu yapısıdır [47, 48,49].



Şekil 2.1. İletkenliklerine göre malzemelerin sınıflandırılması [43]

İstenilen iletkenliğe ve gerilebilirliğe sahip nanokompozitler geliştirmek için elastomerik matrislere karbon ve soy metal bazlı nanomalzemeler dahil olmak üzere çeşitli iletken dolgu malzemeleri kullanılmıştır. İletken polimerlerin iletkenliklerini ve gerilebilirliklerini arttırmak için fiziksel ve kimyasal modifikasyonlar da yapılabilmektedir. Bu tür yaklaşımlarla geliştirilen malzeme özellikleri, gerilebilir iletken nanokompozitlerin performansını artırmakta ve böylece çeşitli cihaz uygulamalarında yüksek oranda başarı elde edilmesini sağlamaktadır. Özellikle, karbon nanotüpler, gümüş nanoteller gibi malzemeler, elektriksel olarak iletken bir perkolasyon ağının oluşumun kolaylaşması ve dolayısıyla uygulanan büyük gerilim altında bile yüksek performansın korunması açısından büyük potansiyele sahiptir [50,51].



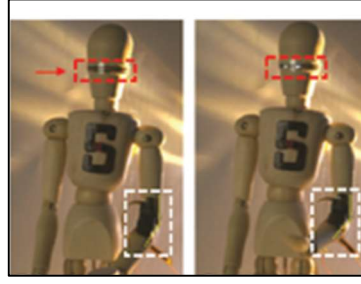
Şekil 2.2. Nanokompozitlere giriş: malzemeler, nanokompozitlerin üretimi ve uygulama alanları [43]

2.3.1. Karbon Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri

Karbon bazlı iletken dolgu malzemelerinin kompozitlerde ve cihazlarda kullanımı son yıllarda akademik ve endüstriyel araştırmaların merkezinde yer almaktadır. Karbon bazlı dolgu malzemelerinin sağladığı avantajlar arasında nispeten düşük üretim maliyetleri ve iyi mekanik özelliklere sahip olmaları yer almaktadır. Şimdiye kadar karbon karası, grafen ve karbon nanotüpler gerilebilir iletken nanokompozitlerin içerisinde en yaygın olarak kullanılan karbon bazlı iletken dolgu malzemeleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Ticari olarak satılan iletken kompozitlerde karbon karasını dolgu malzemesi olarak kullanılmıştır. Örneğin, karbon karası parçacıklarının polidimetilsiloksan (PDMS) ile karıştırılması sonucunda iletken bir kauçuk elde edilmiş; ancak bu tür bir kauçuk kompozitin iletkenliği çok yüksek olmadığı belirlenmiştir [52].

Başka bir örnekte, karbon karası parçacıkları, bir poli(stiren-bütadienstiren) (SBS) elastomeri kullanılarak kompozit geliştirilmiş ve üretilen kompozitin elektrik iletkenliğindeki değişiklik hacimce %11,1 olarak değiştiğini belirlenmiştir [53].

Chen ve arkadaşları, 3 boyutlu bir yapı olacak şekilde tasarlamışlardır ve gözenekli nikel (Ni) köpüğü şablon olarak kullanarak grafen köpük elde etmişlerdir (Şekil 2.3). Araştırmacılar, bu tür grafen köpüğün, çeşitli yaklaşımlar ile geliştirilen grafen levhalar ile kıyaslandığı zaman yüksek yük taşıyıcı hareketliliği ve küçük direnç gibi, daha iyi elektriksel ve mekanik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca, başka bir çalışma da ise nanokompozit elde etmek için grafen köpük içerisine PDMS eklemişlerdir. Dahil edilen PDMS, grafen köpük birbirine bağlı 3 boyutlu yapısını etkilemediğinden, daha iyi elektriksel özelliklerin yanı sıra dış gerilim altında büyük esneklik/gerilebilirlik olduğunu görmüşlerdir. Yüksek derecede viskoelastik bir polimer matris içerisine grafen dolgu maddelerinin eklenmesi, literatürde yapılan çalışmalara kıyasla daha iyi elektromekanik özelliklere sahip olmasını da sağlamıştır [54].



Şekil 2.3. Nikel mikropartikülleri ve supramoleküler bir polimer kullanan, basınca ve bükülmeye duyarlı, kendi kendine iyileşebilen kompozit uygulaması. Şekilde beyaz ile işaretlenmiş alanda gerçekleşen bir bükülme sonrasındaki direnç değişim ile kırmızı alanda yer alan ledler yanmaktadır. [54]

Karbon bazlı iletken dolgu malzemeleri arasında karbon nanotüpler, yüksek en-boy oranlarına sahip olduğu için perkolasyon ağını oluşturmak için en uygun malzeme olarak görülmektedir. Shin ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, poliüretan bir film içerisine dikey konumda olacak şekilde çok duvarlı karbon nanotüpler kullanılarak iletken bir kompozit levha elde edilmiştir [55]. Geliştirilen kompozit yapının 3 boyutlu akordeon benzeri bir yapıya sahip olduğu belirtilmiş ve %30 gerinime kadar dirençte doğrusal bir artış gözlemlenmiştir. Daha yüksek gerinim değerlerinde ise dirençte doğrusal olmayan bir şekilde artış olduğu görülmüştür. Başka bir çalışmada Hu ve arkadaşları, gözenekli yapıya sahip olan tekstil parçasını tek duvarlı karbon nanotüplerden oluşan sulu bir mürekkebe batırmışlardır. Bu işlem sonrasında yapılan ölçümler sonucunda tekstil materyalinin maksimum 125 S/cm iletkenliğe sahip olduğunu belirlemişlerdir. Bunun yanında elde edilen kompozit yapının, daha iyi elektriksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu belirlenmiştir [56].

Someya araştırma grubu, tek duvarlı karbon nanotüpler ile iyonik bir sıvıyı ve florlu bir kopolimer matriksi kullanarak iletken bir kompozit yapı geliştirmişlerdir. İletken filmin esnekliği ise üzerine PDMS kaplanarak delikli ağ şekline benzeyen bir yapı ile elde edilmiştir. Gerilmemiş kompozit filmin maksimum iletkenliği 57 S/cm iken %134 oranında gerildiğinde ise iletkenlik 6 S/cm'e düştüğü ifade [57].

2.3.2. Soy Metal Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri

Karbon bazlı iletken dolgu malzemelerin yaygınlığına rağmen, düşük öz iletkenlikleri birçok uygulama için büyük bir sorun teşkil etmektedir. Bu duruma alternatif olarak,

çeşitli morfolojilere sahip soy metal bazlı dolgu malzemeleri, yüksek elektrik iletkenliklerine sahip olmaları nedeniyle tercih edilmektedir. Yine şekilleri ve en boy oranları, perkolasyon ağlarının iletkenliğini etkileyebilecek önemli faktörlerin başında gelmektedir. Altın ve gümüş nanopartiküller, altın nanoplaka ve gümüş nanoteller, metal bazlı filler olarak çeşitli gerilebilir iletkenlerde kullanılmıştır [43].

Kim ve arkadaşları, altın nanopartiküllerin katman katman olacak şekilde sitrat kaplama yaparak altın nanopartikül yüzeyinin negatif yükünü karşılamak için pozitif yüklü poliüretan kullanmışlardır. Alternatif olarak altın nanopartiküllerin biriktirilmesi için vakum destekli topaklaştırma (VAF) işlemini de kullanmışlardır. Küresel nanopartiküller genellikle bir perkolasyon ağının oluşumu için pek uygun olmasa da, altın nanopartiküller, kendi elektriksel iletken perkolasyon ağlarını oluşturabilirler. Bu iki yöntem arasında, LBL ile biriktirilen altın nanopartiküller daha iyi bir dağılım göstererek daha verimli perkolasyon ağının oluşmasını sağlarken, VAF yöntemiyle biriktirilen partiküller daha fazla toplanma eğilimindedir. Sonuç olarak, LBL ve VAF yöntemleriyle beş katman elde edilmiştir ve sırasıyla 11000 ve 1800 S/cm maksimum iletkenlik göstermişlerdir. Ancak gerilebilirlikleri ters bir eğilim göstermiştir. VAF kompozitlerinde daha büyük bir poliüretan olması nedeniyle sırasıyla %115 ve %486'ya kadar esneyebildikleri belirlenmiştir [58].

Her ne kadar metal bazlı nanopartiküller ve nanoplakalar, yüksek öz elektrik iletkenliğe sahip olsalar da gerilebilir iletkenlerde iletken dolgu malzemesi olarak kullanılmasına karşın, düşük en-boy oranları nedeniyle perkolasyon ağlarında çok sayıda bağlantı noktalarının oluşturulmasını gerektirmektedir. Bu da kompozitin toplam temas direncinin artmasına neden olmaktadır. Bu duruma çözüm olarak da gümüş, altın ve bakır gibi nanoteller son zamanlarda büyük ilgi görmektedir. Çünkü yüksek en boy oranları, yüksek öz iletkenliğe sahip olmaları önemli bir avantaj sağlamaktadır [43].

2.3.3 Polimer Bazlı İletken Dolgu Malzemeleri

İletken alanların yük taşıma kapasitesi ve polimer zincirlerinin mekanik esnekliği nedeniyle gerilebilir iletkenler geliştirilirken iletken polimerler de kullanılmıştır. Gerilebilir iletkenlerde sıklıkla uygulanan iletken polimerlerin örnekleri arasında polianilin, poli(3,4-etilendioksitiyofen): polistiren sülfonat (PEDOT:PSS), polipirol ve benzeri polimerler yer almaktadır. Bununla birlikte, iletken polimerler iletkenlik ve gerilebilirlik açısından çeşitli sınırlamalarla karşı karşıya kalmıştır. Bu nedenle, bu tür

durumlara çözüm olabilmesi amacıyla iyonik sıvıların eklenmesi yaklaşımı geliştirilmiştir. Wang ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, PEDOT: PSS zincir yapıları gerilebilirlik ve elektriksel iletkenliğin artması amacıyla eklediklerini ifade etmişlerdir. Yapılan analizler sonucunda da %100 gerinim altında 3390 S/cm, %600 gerinime kadar 4100 S/cm ve %600 gerinim altında 56 S/cm iletkenlik değerlerini elde etmişlerdir [59].

İletken polimerlerin iletkenliğini ve gerilebilirliğini geliştirmeye yönelik başka bir yaklaşım ise blok kopolimerlerin oluşturulmasıdır. Örneğin, PANI, yumuşak bir triblok kopolimer SEBS-g-MA'ya (poli(stiren-ko-etilenbütülen) aşılanmıştır. Kopolimerin gerilebilirliği, maleik anhidrit (MA) ve SEBS in karıştırılması ile de geliştirilmesi mümkündür. 20/80 SEBS-g-MA/SEBS oranında, %20 (v/v) PANI 'nin eklenmesi ile $1,5 \times 10^4$ S/cm ve kompozit %40'a kadar esneyebilmektedir. %15 (v/v) PANI'ye sahip yapının, minimum 100 S/cm iletkenliği değerini korurken %180 gerinime sahip bir elastik özellik sergilediği de belirlenmiştir [60].

2.3.4. Esnek İletken Nanokompozitlerin Uygulamaları

Yüksek iletkenliğe ve gerilebilirliğe sahip nanokompozitlerin geliştirilmesi, gerilebilir iletken elektrotların transistörler, sensörler, aktüatörler, optoelektronik cihazlar, enerji toplayıcılar ve bu tür yapılardan oluşan sistemler gibi çeşitli elektronik cihazlarla ve/veya bunlara entegre edilebilmesini sağlamıştır. Esnek ve gerilebilir elektroniklere kadar nanokompozit uygulama alanları oldukça geniştir. Farklı uygulama alanlarında aktif cihaz bileşenleri arasında ara bağlantı olarak veya bağımsız cihazlar olarak kullanılacak iletkenler, gerilebilir ekranlar, giyilebilir enerji toplayıcılar, giyilebilir gerilim sensörleri ve yumuşak biyoelektronikler olarak başlıca sayılabilir. Gerilebilir ışık yayan diyotlar (LED'ler) ve fotodedektörler gibi deforme olabilen optoelektronik cihazlar, giyilebilir ekranlar, optoelektronik cihazları kapsayan gelecekteki çeşitli uygulamaların temel bileşenleridir. Bu tür sistemlerde, gerilebilir iletken nanokompozitler, tamamen gerilebilir bir elektronik sistem içerisinde sert veya bazen esnek aktif cihazların veya ince film tipi gerilebilir elektrot katmanında ara bağlantıları olarak kullanılabilir [43].

Tek duvarlı karbon nanotüp bazlı gerilebilir nanokompozit elektrotlar, 16X16 çerçeve hücrelerinin ve OLED'lerin her birini bir PDMS substratı üzerinde birbirlerine bağlanmışlardır. Tek duvarlı karbon nanotüp bazlı gerilebilir nanokompozitin 50 S/cm

iletkenlik değerine sahip iken ticari olarak temin edilebilen karbon siyahı bazlı iletken kauçuklardan (0,1 S/cm) daha yüksek iletkenliğe sahip olduğu belirlenmiştir. Bunun yanında ekranda, bükülme ve buruşma gibi mekanik deformasyonlar altında güvenilir performans gösterebildiği de ifade edilmektedir [61].

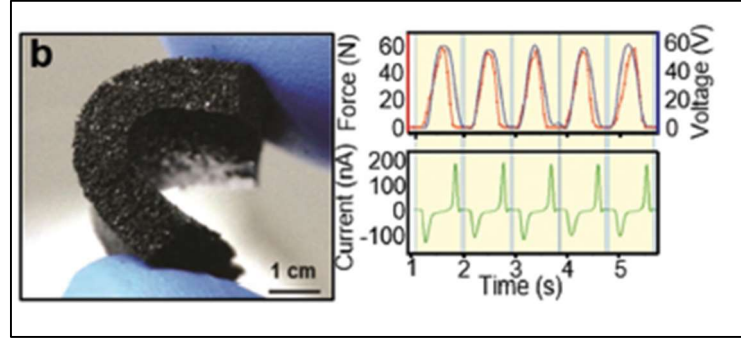
Gerilebilir iletken nanomalzeme katmanlarına sahip olan bir ince gerilebilir nanokompozit, optoelektronikte şeffaf elektrotlar olarak kullanılabilir. Liang ve arkadaşları, ince gümüş nanotelleri, bir poli(üretan akrilat) (PUA) matriksinin yüzeyine yerleştirmişlerdir. Sonuç olarak gerilebilir ve şeffaf bir elektrot geliştirilmiştir ve bunu elastomerik polimer LED (ELED) için kullanmışlardır. Üretilen ELED, sabit ışık yayma özelliği de göstermiştir. Üstelik, PUA matrisindeki gümüş nanotellerin şeritler halinde elektrot olarak kullanılmıştır. 3x4 cm² pikseli monolitik bir ELED üretilmiştir. Ortaya çıkan şeffaf ve gerilebilir ELED ekran, iki eksenli gerilme altında da iyi bir şekilde çalıştığı ifade edilmektedir [62].

Kendi kendine sürdürülebilir güç kaynağı, tüm giyilebilir elektronik sistemler için oldukça arzu edilen bir özelliktir. Gerilebilir enerji toplayıcıların teknolojik ilerlemeleri sayesinde, yakın gelecekte giyilebilir elektronik ve biyoelektronik sistemlerine yönelik böyle bir özelliğin hayata geçirilmesi ve enerji ihtiyacını ortadan kaldırması hedeflenmektedir. Bu tür cihazlarda, gerilebilir iletken bir nanokompozit, üretilen elektrik enerjisini toplamak için elektrot olarak veya kendi kendine elektrik üreten aktif bir katman olarak kullanılabilir [63].

Esnek kompozit malzemeler deformasyon altında enerji toplamak için elektrot olarak kullanılabilir. Fan ve ark., bir piezoelektrik elastik kompozit (PEC) ve gümüş nanotellerden oluşan gerilebilir elektrotlar kullanılarak gerilebilir bir enerji toplayıcı geliştirilmiştir. PEC tarafından üretilen elektrik, gerilebilir gümüş nanotel kompozit elektrotlar aracılığıyla toplanabilmektedir. Bu piezoelektrik gerilebilir enerji toplayıcının, günlük yaşamda diz fleksiyon hareketinden elektrik enerjisi üretmek için giyilebilir bir cihaz biçimi olarak çoraplara entegre edilmiş bir uygulaması da bulunmaktadır [63].

Deformasyon altında güç üretimi aktif katmanlar üzerinde de olabilmektedir. Mekanik deformasyondan elektrik enerjisi üretebilen bir triboelektrik nanojeneratörde temel yapı bir karbon nanotüp (CNT) nanokompozitidir. Bu nanokompozit yapı, CNT'lerden ve PDMS'den oluşmaktadır. Burada gözenekler, yapı içerisinde bulunan sodyum klorürün nanokompozitten çözülmesiyle oluşturulmuştur. Nanokompozit sıkıştırıldığında

gözeneklerde açığa çıkan CNT'ler PDMS ile temas ettirilmekte ve bu da temas elektriklenmenin olmasına yol açmıştır. Elektriklenme sonucunda üretilen negatif ve pozitif yükler, sırasıyla PDMS ve CNT'lerin yüzeylerinde ayrılırlar ve nanokompozit üzerine uygulanan basıncın serbest bırakılması üzerine yüksek bir potansiyel farkın oluşmasına sebebiyet vermektedir. Oluşan yükler, CNT'lerin iletken perkolasyon ağı aracılığıyla aktarılabilir. Bu triboelektrik yükler ayrıca gerilme, bükülme ve eğilme gibi diğer mekanik deformasyon türleri tarafından da üretilebilir [64].



Şekil 2.4. PDMS ve karbon nanotüpten geliştirilen nanokompozit [64]

Gerilebilir enerji jeneratörü, kendi kendine güç sağlayan giyilebilir bir gerilim sensörü olarak da kullanılabilir. Böyle bir sistem oluşturmak için, gümüş nanoteller, PEDOT ve poliüretandan oluşan çok fonksiyonlu nanokompozitler, hassas bir gerinim sensörü tasarlamak için kullanılmıştır. Bu sistemde, güç, triboelektrik nanojeneratörün ürettiği enerjiyi depolayan süper kapasitör tarafından sağlandığından, gerinim sensörü olarak düşünülmüştür ve herhangi bir harici enerji kaynağı gerektirmediği belirtilmektedir. Bu giyilebilir cihaz, insan yemek borusu/trakeal kas hareketlerini başarılı bir şekilde izlemek için kullanılabilir. Başka bir çalışmada fotovoltaiik hücreler ve enerji depolama cihazları, fiber şekilli kompozit elektrotlarla entegre edilmiştir. Bu tür enerji cihazları, gelişmiş enerji üretimi/depolama verimliliği için yüksek elektrot yüzey alanlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle, bu cihazlarda popüler olarak yüksek yüzey alanı/hacim oranına sahip malzemeler (örneğin, CNT'ler, grafen vb.) kullanılmaktadır. Örneğin, giyilebilir dokuma süper kapasitör tekstilleri, grafen-Ni kompozit iplik şeklindeki elektrotlardan üretilmiştir [65,66,67].

2.4. Multimodal Sensörler

Derinin altındaki çok sayıda duyu reseptörü (örneğin sıcaklık reseptörleri, ağrı reseptörleri ve dört tip mekanoreseptör), insanların dış ortamı algılamasına yardımcı olabilir. İnsan derisinin işlevlerinden ilham alan esnek elektronik cihazlar, diğerlerinin

yanı sıra kuvveti, sıcaklığı, nemi tespit etmek için tek modlu bir işleyle tasarlanmıştır. Farklı giriş sinyallerine karşı algılama performansları nedeniyle bu cihazlar, insan-makine arayüzlerinde, robotikte, protezlerde ve sağlık bakım cihazlarında uygulama alanı bulur. Geniş bir mekanik özellik yelpazesine ve çoklu algılamaya sahip insan derisini taklit edilerek esnek sensörlerin geliştirilmesi de mümkündür. Sahip olduğu özellikleri nedeniyle, çok modlu esnek ve gerilebilir sensörler, elektrik sinyalleriyle (örneğin kapasitans, direnç, akım veya voltaj) birden fazla harici uyararı ölçmek için önerilmektedir. Esnek sensörlerin çoklu uyarılara karşı multimodal algılaması, çoklu fiziksel uyarılara yanıt veren aktif malzemeler veya farklı mekanik uyarıların algılanmasında çeşitli deformasyonlar gösteren hassas yapılar ile gerçekleştirilmiştir. Örneğin, grafen oksit (GO) veya indirgenmiş grafen oksit (rGO), hidroksil, karboksil ve epoksi grupları dahil olmak üzere bol miktarda yüzey fonksiyonel gruplarından dolayı neme, kimyasallara ve sıcaklığa karşı çok hassastır. Diğer taraftan dirençli sensörlerdeki aktif katmanın kuvvetle indüklenen yapıları, kilitleme ve helis gibi, iletken yollarda değişikliklere ve ardından mekanik uyarılar altında dirençlere neden olur. Çok modlu sensörlerin geliştirilmesi, çeşitli malzeme ve yapılar tarafından mümkün kılınırken, sinyal tanıma, çok sayıda uyarı iletildiğinde kullanılabilirliği belirleyebilmektedir. Multimodal sensörler hassas olduğundan ve çeşitli giriş sinyallerine yanıt verdiği için, çapraz hassasiyetten etkilenmeden hedef sinyali tespit etmek için bunlardan ayrıştırılmış algılama mekanizmalarıyla yararlanmak hayati önem taşımaktadır. Sinyal işleme bazen parazitinin etkisini en aza indirmeye yardımcı olsa da ayrıştırılmış algılama mekanizmalarına sahip çok modlu sensörler aynı zamanda sinyal sürecinin karmaşıklığını da azaltabilir [68].

Mekanik kuvvetler, insan fizyolojisinde önemli bir yere sahiptir ve bu nedenle biyomekanik deformasyonun tespit edilmesi ve klinikte kritik öneme sahiptir. Bu ihtiyacı karşılamak için birçok grup, çeşitli malzemelerden oluşan ve çeşitli mekanizmalarla çalışan gerinim ölçerler geliştirmiştir. Özellikle nanomateryal bazlı gerinim sensörleri dikkat çekmektedir [69].

Metal ve alaşımlara dayalı gerinim ölçerlerle karşılaştırıldığında hassasiyetleri daha yüksek olduğu için ilgi konusu haline gelmiştir. Örneğin, bulk üzerine kesit boyutlarının daralması nedeniyle elektrik direncindeki değişikliklerin saptanması yoluyla bulk gerilimini algılamak için toplu metalik izler kullanılabilir. Buna karşılık, nanomateryal bazlı gerinim ölçerlerin hassasiyeti, mekanik deformasyonun aslında malzemenin öz

direncinde bir değişme meydana geldiğinde piezodirenç etkilerinden kaynaklanır [70]. Nanomalzeme destekli gerinim ölçerlerin yüksek hassasiyetinin yanı sıra, çeşitli yüzeylere (sertten elastomeriklere kadar) uygun olmaları, bu malzemelerin in vitro ve giyilebilir uygulamalar için olası kullanımını genişletir. Yüksek hassasiyete sahip gerinim ölçerler alanındaki son gelişmeler, ince çatlaklar içeren ince metalik filmlerin geliştirilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu sistemlerde, mekanik gerilime tepki, mekanik deformasyon üzerine bu çatlakların yayılması, açılması ve kapanması aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu sınıftaki malzemelerin sunduğu yüksek hassasiyet ve mekanik stabilite, giyilebilir sensörlerden çeşitli uygulamalara yönelik cihazların geliştirilmesi üzerine çalışmalar yoğunlaşmıştır [71].

Lipomi ve arkadaşları son beş yıldır hem hücrelerden hem de fizyolojik süreçlerden kaynaklanan biyomekanik deformasyonu ölçmek için bir tür ultra duyarlı gerinim ölçer sensörler üzerine çalışmaktadırlar. Bu gerinim ölçerler, tek katmanlı grafen tarafından desteklenen metalik nanopartikül temelli bir yaklaşım üzerinden gerinim ölçerler tasarlanmaktadır. Birleştirildiğinde bu kompozit malzemeler ne toplu metal filmlerde ne de tek katmanlı grafende bulunmayan özelliklere sahip olduğu ifade edilmektedir. Örneğin, piezo dirençli gerinim ölçerler olarak kullanıldığında, %0,0001 gerinim tespit limiti (1 ppm veya 1 mikrogerilim çözünürlüğü) mümkündür. Bu malzemenin uygulamaları, insan biyosinyallerinin (örneğin yutma aktivitesi, solunum ve kalp nabız hızı) mekanik olarak algılanmasından ve mikroakışkan kanallardaki elastohidrodinamik deformasyondan miyoplast hücrelerinin mekanik kasılmalarının optik olarak izlenmesine kadar uzanır [69].

Bir gerinim ölçerin hassasiyeti, elektrik direncindeki normalleştirilmiş değişimin uygulanan gerinime oranı olarak tanımlanan gösterge faktörü ile ölçülür. Metalik filmdeki geometrik değişiklikler aracılığıyla gerinimi tespit eden ticari gerinim ölçerler, orta düzeyde gerinimler için (~%1–5) ~2'lik ölçüm faktörlerine sahiptir. Karşılaştırma için, grafen/metal filmlerin ultra düşük gerinim rejiminde (~%0,001) 10'un üzerinde ayar faktörlerine sahip olduğunu ve bu nedenle çok küçük biyomekanik sinyallerin tespit edilmesini sağlayabildiği bulunmuştur. Örneğin, tek katmanlı grafen üzerindeki altın adalar (gold islands), altın-grafen kompozitinin elektrik direncindeki bir değişiklikle sıçan kardiyomiyositlerinin kasılmalarını tespit etme kapasitesine sahip olduğu belirlenmiştir. Tepki süresi $0,8 \pm 0,2$ ms olarak ölçülen sensörün ilk vücut üstü uygulamasında, bir insan deneğın bileğinin yüzeyindeki radyal arterin nabız ölçülmüştür.

Grafen üzerindeki paladyum için, tespit edilebilir en küçük gerilim, yani gerilimsiz bir durumda başlayan çözünürlük, o sırada %0,001 olarak ölçülmüştür. Dahası, sensörler yararlı derecede dinamik aralık sergilemişlerdir. Bir silikon elastomer üzerine yerleştirildiğinde, bu sensörler mekanik dengede temel dirence geri dönerken döngüsel olarak %9'a kadar (destekleyici alt tabaka yırtılmadan önce test edilen en büyük gerinim) kadar gerilebildiği ifade edilmektedir.

Lipomi ve arkadaşları yaptıkları çalışma da filmlerin piezodirenç mekanizmalarını belirlemeye odaklandıklarını ifade ediyorlar. En başında analizlerde hem metalik filmlerin hem de grafenin tek başına kullanıldığında gerilim altında dirençte bir değişiklik gösterdiği belirlenmiştir. Yığın yapıdaki metalik folyo için bağlantısız metalik parçacıklardaki piezo direncin, parçacıklar arasındaki aralığın özellikle küçük olduğu sistemlerde tünellemeden kaynaklandığı gösterilmiştir. Tek katmanlı grafenin elektronik özelliklerine ilişkin teorik hesaplamalar, mekanik gerilim nedeniyle elektrik direncindeki artışın, filmdeki rastgele gerilim dalgalanmalarından kaynaklanan saçılma etkilerinden kaynaklandığını gösterdiği ifade edilmektedir. Diğer simülasyon temelli çalışmalarda da bantta bir açılma gözlemlenmiştir. C-C bağları uzatıldığında alt örgü simetrisindeki kırılma nedeniyle grafen boşluğu oluştuğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, bu tür hesaplamalar, yüzlerce mikrometreden daha büyük ölçeklerde elde edilmesi zor olan, bozulmamış, tek kristalli bir grafen olduğu varsayılmaktadır. Gerinim ölçen sensörlerin sahip olduğu hassasiyeti ve çözünürlüğü biyomekanik uygulamalarda kullanılabileceğini ortaya çıkarmıştır. %0,0001 kadar düşük gerinimlere karşı piezodirenç etkisi gösteren bu filmlerin, bildirilen en hassas ve en yüksek çözünürlüklü gerinim ölçerler arasında yer aldığını göstermişlerdir. Biyomekanik sensörler bağlamında, makine öğreniminin ham çıktıyı eyleme dönüştürülebilir verilere dönüştürme potansiyeline sahip olduğunu ifade etmişlerdir [69].

2.4.1. Giyilebilir multimodal gerinim sensörleri

Gerilebilir iletken nanokompozitlere dayalı gerinim sensörleri için çeşitli çalışma mekanizmaları (örneğin, kapasitif bağlantı ve piezoelektriklik) mevcut olmasına rağmen, direncin uygulanan basınç ve gerinime göre değiştiği piezodirençli gerinim sensörleri, cilt için en yaygın olarak araştırılan sensör türü olmuştur. Bu tür giyilebilir sensörler, yüksek hassasiyetleri sayesinde vücut hareketlerinin yanı sıra dokunma ve basınç değişikliklerini de izleyebiliyor. Örneğin, yüzeylerinde nanoyapılara sahip Ni mikropartikülleri kullanılarak ve bükülmeye duyarlı olması, kendi kendini onaran bir kompozit

geliştirilmiştir ve bu mikropartikülleri içine alan supramoleküler bir polimer yardımıyla Ni mikropartikülleri üzerindeki nanoyapılar, partiküller arası kuantum tünellemeyi güçlendirerek kompozitin iletkenliğini arttırmıştır. Ni mikropartiküllerinin konsantrasyonunun, Ni mikropartiküllerinin perkolasyon eşiğine (%15 hacim) yakın olmasıyla, Ni kompoziti, dış kuvvetler altındaki direncindeki büyük değişiklik nedeniyle oldukça hassastır ve bir piezo dirençli sensör olarak etkili bir şekilde kullanılabilmiştir. Böylelikle sensör dizileri dirsek eklemlerine takıldığında ve LED göstergeli bir devreye bağlandığında, eklemlerin bükülme hareketleri giyilebilir gerilim sensörü tarafından tespit edilebiliyor ve algılama verileri LED emisyon yoğunluğu ile görüntülenebilmektedir [64].

Altın nanoteller aynı zamanda giyilebilir gerilim sensörlerinin geliştirilmesine yönelik iletken filler olarak kullanılacak yapılar arasında yer almaktadır. Altın nanoteller, Langmuir-Blodgett transfer yöntemi kullanılarak Ag NW kaplı PDMS substratı üzerine biriktirilmiştir. Birçok altın nanotel katmanı aktarıldıktan sonra, gerilim sensörünün hassasiyeti ve şeffaflığı azalırken hem gerilebilirlik hem de iletkenlik özelliklerinin daha iyi olduğu belirlenmiştir. Bu konfigürasyon, dirseklerin ve parmakların esnemesi gibi insan hareketlerini tespit etmek için kullanılabilmesi mümkündür. Bunun yanında içerisinde altın nanotellerin bulunduğu bir sensör geliştirilmiştir. Bu sensör ciltte görünmeyecek şeffaflık olduğu ifade edilmektedir ve ağlama, gülümseme, öksürme ve yutkunma gibi küçük vücut hareketlerini algılayacak kadar hassas bir sensör olduğu belirlenmiştir [69].

You ve arkadaşları, kardiyak apeks kardiyogramlarını (ACG'ler) ölçerek kalbin zamana bağlı olarak hacmini ve basınç değişikliklerini izlemek için gerilime duyarlı başka bir gerilebilir iletken nanokompozit geliştirmişlerdir. ACG sensörü, PDMS kauçuk alt tabaka üzerinde 2 boyutlu bir perkolasyon ağı oluşturan altın nanopartikülden tek katmanından oluştuğunu belirtmişlerdir. Hassasiyet ise PDMS substratının modülüne bağlı olarak değişmektedir. Örneğin, düşük modüllü bir PDMS substratı kullanılarak hazırlanan bir sensör, yüksek gerilim duyarlılığı ve harici gerilim altında hızlı bir elektriksel tepki gösterdiği ifade edilmiştir [72].

2.5. Esnek Sensör Uygulamaları

Bugüne kadar geliştirilen esnek sensörlerin çeşitliliği, yumuşak robotik, hareket izleme ve giyilebilir teknolojilerden sağlık izleme ve güvenliğe kadar birçok uygulamaya olanak

sağlamaktadır. Robotik, sağlık ve güvenlik alanındaki yeni uygulamalar esnek sensörlerin büyük önemini vurgulamaktadır. Özellikle biyolojik olarak absorbe olabilen sensörler insan vücuduna yerleştirilebilir ve biyo-izleme uygulamalarında önemli bir rol oynayabilir. Benzer şekilde esnek sensörler, akıllı tekstiller ve yapay elektronik kaplamalar oluşturmak için fiber yapılara ve son derece uyumlu alt katmanlara entegre edilebilir. Kullanılan malzemeler, algılama mekanizmaları, hazırlama yöntemleri ve esnek sensörlerin sağlık izleme ve yumuşak robot bilimindeki uygulamaları dahil olmak üzere çok geniş bir uygulama alanına sahiptir [3].

2.5.1. Robotik ve Hareket Takip Uygulamaları

Esnek sensörlerin robotik ve yapay zekadaki ilerlemeler için potansiyel itici güçler olduğu öngörülmektedir. Bu cihazlar ya robotun yapımı sırasında doğrudan entegre edilmiş ya da yapıştırılmış sarılmış, ekran baskısı ya da bir robotun yüzeyine lamine edilmiştir. Perovskit güneş pilleri, piroelektrik nanojeneratörler, triboelektrik nanojeneratörler, piezoelektrik nanojeneratörler gibi çeşitli yöntemler, robotikteki esnek sensörlere güç sağlamak için araştırılmaktadır [3].

2.5.2. Sağlık Uygulamaları

Esnek sensörler, sağlıkla ilgili çeşitli gerçek zamanlı ölçümler sağlamak için canlı dokulara kolayca entegre edilebilmektedir. Vücut sensörleri genellikle bant yapıştırıcıları kullanılarak cilde tutturulmuştur. Bazı araştırmacılar, transfer dövmeleri yoluyla sensörlerin cilde yapıştırılmasını da araştırmaktadır [73]. Araştırmacılar, farklı türdeki biyomedikal sensörleri entegre ederek e-derileri geliştirmişlerdir. Biyomedikal sensörler de doğrudan vücuda implante edilmiştir. İmplantlar ve dövmelerle iletişim, radyo iletişim, bluetooth ve yakın alan iletişimi (NFC) kullanılarak sağlanabilmektedir. Bu esnek biyomedikal sensörlerin bağlantıları genellikle serpantin ara bağlantıları, sıvı metaller, nanotel/nanoparçacık ağları, dalgalı yapılar, sert ada yapıları veya ağ şekilli yapılar kullanılarak muhafaza edilmektedir. Bu sensörlerin gücü, lityum iyon pilleri, perovskit güneş pilleri, piroelektrik nanojeneratörler, triboelektrik nanojeneratörler, plazmonik nanojeneratörler ve piezoelektrik nanojeneratörler kullanılarak elde edilebilmektedir.

Biyomedikal uygulamalar, teşhis için akıllı araçlar sunarak klinik tıbbı desteklemektedir. Mekanik basıncın mekansal dağılımının ölçümlerini gerçekleştirmek için sensörler tasarlanmıştır. Esnek elektroniklerin biyo izleme uygulamaları, kalp atışı ve kas hareketi

ve haritacılığın yanı sıra nefes alma, yutma, öksürme ve yemek yeme gibi daha karmaşık kaslı insan aktivitelerinin hassas bir şekilde algılanmasını sağlayabilmektedir. Son derece esnek ve düşük maliyetli bir yama, küçük cilt gerilmesinden (radyal arter, kan nabızları) insan vücudunun hareketleriyle ilişkili büyük ölçekli kas hareketlerine kadar sinyalleri izlemek için kullanılmıştır. Bu cihazlar basınç, cilt sıcaklığı, kalp atışı ve kan basıncı ölçümlerini gerçekleştirmek için kullanılabilir. Giyilebilir tekstiller, hastanın vücut sıcaklığının izlenmesine yönelik potansiyel bir çözüm olarak nitelendirilmektedir [13].

Esnek sensörün biyomedikal uygulamaları aynı zamanda organlarda bulunan biyolojik analitlerin tespitini de içermektedir. Bir optoelektronik akıllı tekstil ve bir optoelektronik deri, kan oksijenasyonunun biyolojik olarak izlenmesini gerçekleştirmek üzere üretilmiştir. Kim ve arkadaşları, yerleşik bir sistem aracılığıyla harici bir sinyal işleme donanımına iletim yapan bir NFC okuyucuya bağlı bir algılama grubu içeren bir yama kullanarak doku oksijenlenmesini, kalp atış hızını, arteriyel kan akışının zamansal dinamiklerini izleyebilen kablosuz bir epidermal sistem geliştirmiştir [74]. Rai ve arkadaşları, amonyak gazını tespit ederek karaciğer fonksiyon bozukluklarını teşhis edebilen bir algılama cihazı geliştirmişlerdir [75]. Başka bir esnek cihaz, insan idrarındaki ürik asit seviyelerini seçici olarak tespit etme kapasitesine sahip olduğunu ifade etmişlerdir [76].

2.5.3. Akıllı Tekstil Uygulamaları

Esnek sensörlerin, gerilebilir ve bükülebilir özellikleri, onları tekstillerle entegrasyon için tercih edilir hale getirmektedir. Tekstil yapıları, kumaşın dökümlü ve transparan olma özelliğinden dolayı vücut şekillerine uyum sağlamaktadır. Ancak bu esnek sensörlerin çoğu bu özellikleri göstermemektedir. Sensörleri tekstil ürünlerine entegre ederken bu durumun dikkate alınması gerekmektedir. Aksi takdirde bu durum sensörün tekstil yapısından ayrılmasına neden olur. Uygulamaların büyük bir kısmında esnek sensörler doğrudan tekstil yüzeyine tutturulmuştur. Daha bütünleştirici bir yaklaşım, fonksiyonel sensör şeritlerinin tekstil yapılarına iplik olarak dahil edilmesine yönelik olduğu görülmektedir.

Pamuk gibi fonksiyonel ipliklerin imalatı, kimyasalları tespit edebilen giysilerin üretilmesini mümkün kılmaktadır [77]. Akıllı tekstillerin oluşturulması için yalnızca pamuklu kumaşın işlevselleştirilmesi araştırılmamaktadır [78]. Aynı zamanda ticari olarak temin edilebilen geniş bir kumaş yelpazesi (%100 Polyester, %65 Polyester ve %35 pamuk, %100 pamuk) basınca duyarlı olacak şekilde işlenmiştir. Hem nemi ve

sıcaklığı algılanması sensörler eklenmekte, hem de tekstile yıkanabilirlik, toksik olmama, konfor ve imalat kolaylığı gibi temel özellikler kazandıran algılama elemanlarının tekstile işlenmesiyle elde edildiği görülmektedir [13].

2.5.4. Biyomedikal Cihaz Olarak Esnek Sensörler

Genel olarak, geleneksel biyomedikal cihazların kullanım kuralları bellidir ve hastanın cihazı takarken rahatsız olmasına neden olabilmektedir. Esnek sensörler, sahip oldukları esneklik özelliği nedeniyle insan derisine kolayca takılabilmektedir. Bu sensörler yüksek hassasiyete, gerilebilirliğe ve hızlı yanıt süresine sahiptir; bu nedenle biyomedikal alanda basınç algılama, ses değişimi, yaşamsal belirti izleme ve nabız izleme gibi gelecekteki uygulamalar için sürdürülebilir ve ideal bir tercih olarak nitelendirilmektedir [79,80]. Birbirine benzemeyen iki yüzey bir araya geldiğinde belli bir süre sonra sorun ile karşılaşılabilir. Sensörün ciltten ayrılmasından sonra sinyal iletiminde sorun yaşanmaktadır. Geleneksel sensörlerde kullanılan yapıştırıcılar cilt enfeksiyonlarına yol açabilir [81]. Geleneksel sensörlerle karşılaştırıldığında esnek sensörler yapıştırıcısız bir şekilde kullanılabilir ve esnek polimer molekülleri ile cilt arasında kurulacak Van der Waals kuvvetleri aracılığıyla kuru temas sağlama yeteneğine sahip olabilirler. Örneğin yapışkanlık özelliğini geliştirmek için esnek sensörlerin üretiminde kendinden yapışkanlı malzemeler ve ultra ince elektrotlar kullanılmaktadır. Yapılan bir çalışmada parilen kapsüllü Au elektrot, bükülme sertliğini azaltarak cilt yapışmasını iyileştirmek için oluşturulmuş, bu da fizyolojik sinyallerin gerçek zamanlı doğru hareketinin oluşturmuştur [82].

2.5.5. Giyilebilir Cihaz Olarak Esnek Sensörler

İnsan vücudunun çeşitli sinyallerini izlemek ve bunlarla iletişim kurmak için esnek sensörler çoraplara, eldivenlere veya cilde entegre edilebilir [83]. Yaşam standartlarındaki gelişme ve ilerlemeler nedeniyle bu tür giyilebilir cihazların pazar büyüklüğü artmaktadır. Esnek sensörlerin esneklik ve gerilme özellikleri, geleneksel giyilebilir cihazların dezavantajlarının üstesinden gelir. Esnek sensörler biyouyumlulukları, taşınabilirlikleri ve küçük hacimleri nedeniyle giyilebilir cihazların ayrılmaz bir parçası olma potansiyeline sahiptir. İnsan hareketinin gerçek zamanlı izlenmesi için giyilebilir cihazlar, iyi esnekliğe ve hassasiyete sahip olması açısından hayati öneme sahiptir. Park ve arkadaşları, gerilebilir iplikler ve PVA katmanı kullanılarak grafen bazlı esnek bir sensör üretilmiştir. Bu sensör mükemmel hassasiyet

ve gerilebilirlik (%150 'ye kadar) sergilemiştir [84]. Aynı zamanda fonasyon, eklem hareketi, nefes alma ve yutma dahil olmak üzere büyük ve küçük ölçekte insan hareketlerinin tespit edilmesini sağlar. Dirseğe esnek sensörler takıldığında çeşitli bükülme açıları ölçülebilir, sensör boğaza yapılandırıldığında ise birden fazla fonasyon hassas bir şekilde izlenebilmektedir. Ryu ve arkadaşları; esnek bir sensör üretmek için karbon nanotüpleri kullanmıştır. Sonuçlar, sensörün büyük bir esnemeye (%900'den fazla), hızlı tepkiye, yüksek hassasiyete ve uzun süre dayanıklılığa sahip olduğunu göstermiştir [85].

2.5.6. Yumuşak Robotik Uygulamaları

Geleneksel robotların hassasiyeti ve esnekliği yoktur. Esnek sensörlerin gelişimiyle birlikte yazılım robotu geliştirmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Eppner ve arkadaşları, belirli darbelerle dayanabilen ve farklı şekillerdeki nesnelere alabilen robotik bir el üretmek için esnek malzemeler kullanılmıştır [86]. Wang ve arkadaşları, yumuşak robotun çok modlu algısı için oldukça gerilebilir bir hidrojel dirençli sensör oluşturmak üzere basit ve uygun maliyetli bir üretim yöntemi geliştirmişlerdir. Hidrojel dirençli sensör yüzde 1200'e kadar çekme gerilimine dayanabilir, bu da pnömatik aktüatörün büyük deformasyonlarının tolere edebildiğini ifade etmişlerdir [87].

2.6. Grafen Tabanlı Esnek Sensörler

Grafen tabanlı esnek sensörlerde, grafen, yüksek mekanik dayanıklılık, iyi iletkenlik, esneklik gibi özelliklere sahiptir. Bu nedenle, grafen esnek sensörlerin yapısının temel bir bileşeni haline gelmiştir. Grafen tabanlı esnek sensörler, fiziksel, kimyasal veya biyolojik değişiklikleri algılayabilir ve bu değişiklikleri elektriksel sinyallere dönüştürebilir. Grafenin uygulama alanları, EKG gibi biyolojik verileri incelemek, giysi ve tekstil alanlarında entegre bir şekilde kullanılarak kullanıcının hem hareketini hem de vücut sıcaklığını takipte, yapay deri yapımında ya da robotlar için yapılan yapay derilerde kullanılarak dokunmaların hassaslaştırılmasında, yenilenebilir enerji üretiminde örneğin güneş panellerinde kullanılarak enerji üretimini artırmaya yardımcı olarak ve hava kalitesi dahil gaz sensörü olarak da sensörler kullanılmaktadır. Grafenlerin sensörlerde ve birçok sanayileşmiş ya da yenilikçi olabilecek teknolojilerde tercih edilmesinin avantajlarından bazıları, grafenlerin yüksek hassasiyet ve hızlı tepki süresinin, esnek yapısı ile farklı yüzeylere uyum sağlaması, yüksek iletkenliğidir. Fakat üretiminin zorluğu ve maliyeti ile büyük ölçekte üretim -ticarileşmesi- yapılması oldukça güçtür.

İletken dolgu malzemeleri, esnek sensörlerin önemli bileşenleridir ve grafen malzemeleri, performansları açısından diğer malzemelere göre avantajlar sunar. Grafen, özel gereksinimlere veya hazırlama yöntemlerine bağlı olarak değişebilen, yaklaşık 0,335 nm kalınlığa sahip tek katmanlı grafen ile grafen oksit ve indirgenmiş grafen oksit formunda mevcut olabilir. Nanometre ölçeğindeki bu grafen malzemeler, gerilebilirlik, Young modülü, yüzey alanı, termal iletkenlik ve elektriksel iletkenlik gibi özelliklere sahiptir. Grafen, tek başına veya kompozitlerdeki diğer nanomalzemelerle birlikte kullanıldığında ise farklı amaçlarla ve uygulama alanlarına yönelik esnek sensörlerin geliştirilmesi de mümkündür [88].

Grafen Tabanlı Esnek Sensör Uygulamaları: Esnek sensörlerin incelenmesi dikkatli bir değerlendirme gerektirir. Performans, kalite, biyouyumluluk ve ekonomi gibi çeşitli faktörlerden etkilenir. Esnek alt tabakaların ve iletken malzemelerinin seçimi de dahil olmak üzere, malzemelerin seçimi ve bunların hazırlanması, yüksek kaliteli esnek sensörler üretmek için çok önemlidir. Esnek sensörlerin geliştirilmesinde en önemli adımlardan biri de iletken malzemenin seçimidir. Bunun yanında da bu malzemenin sensörde kullanılması için yapılan işlemlerde etkilidir. Yüksek iletkenlik, esneklik ve dayanıklılık gibi sahip olduğu bu özellikler grafen nanomalzemelerden esnek sensörlerin geliştirilmesinde tercih edilmektedir [88].

Grafen, lifli, ince film ve üç boyutlu yapılar gibi çeşitli şekillerde şekillendirilebilir. Lifli yapılar, çapları onlarca ila yüzlerce mikron arasında değişen, tekstil işlemleri kullanılarak dokunmuş sürekli veya süreksiz nano ölçekli filamentlerdir [89].

Grafen Bazlı Esnek Gerinim Sensörleri: Grafen fiberinden yapılan esnek sensörler, hafif yapı, güçlü uyarlanabilirlik, esneklik ve dayanıklılık gibi çeşitli avantaj sağlamaktadır. Bu nedenle araştırmacılar grafen fiberlerin fonksiyonelleştirerek yeni sensörlerin geliştirilebilmesi için farklı yaklaşımlar üzerine çalışmalar yapmaktadırlar. Fiber malzemeler, grafen nanomalzemelerle kolayca bağlanabilen ince bir yapıya sahiptir ve bu da sensörlerin iyi performans göstermesini sağladığı görülmektedir. Örneğin Zhang ve arkadaşları, çekirdek olarak ipek elyafları ve grafit kullanarak, çekirdekli bir yapıya sahip esnek bir gerinim sensörü üretmiştir. Binlerce yıldır kullanılan, esnekliği, yumuşaklığı ve biyouyumluluğuyla bilinen ipek fiberler, doğal çekirdek malzemesi olarak kullanılmıştır. İpek ve grafitin birlikte kullanıldığı sensörün çalışma aralığı %0 - %15 ve hassasiyeti 14,5 ortalama, ancak kararlılığı iyi bir kararlılık göstermektedir (3000 döngü). Sensörün ana avantajları düşük maliyeti ve çevre dostu olması ile de dikkat çekmektedir [40].

Wang ve arkadaşları, polidimetilsiloksan (PDMS) ve grafenden oluşan optik fiber yapısını kullanarak daha spesifik, esnek bir gerinim sensörü tasarlamışlardır. Optik fiber, gerinim algılama özelliklerine sahiptir. Mükemmel ışık geçirgenliği, suya dayanıklılığın yanı sıra olağanüstü gerilme özellikleri (%150) ve stabilite ile fiberden geçen ışık ışınının optik kaybına dayalı olarak gerinim ölçülmüştür. Soft robotlarda, elektronik kaplamalarda ve giyilebilir cihazlarda uygulama konusunda büyük umutlar vadetmektedir [90].

Lu ve arkadaşları, kitosan'ın (CS) elektrostatik kendiliğinden birleşmesi yoluyla ilk kez indirgenmiş grafen oksit iletken kumaş hazırlamışlardır. Esnek sensör, çalışma aralığı, tepki süresi, dayanıklılık ve spesifik özellikler açısından iyi bir performans sergilemiştir. Sensör, konfor ve hareket takibini sağlamak için kış spor kıyafetlerinde kullanılabileceği ifade edilmiştir [91].

Grafen Bazlı Esnek Basınç Sensörleri: Grafen bazlı esnek basınç sensörü tasarımları çok çeşitli yaklaşımlar mevcuttur. Doğadan gelen pamuk elyafları, iyi parçalanabilirlikleri ve biyoyumumluluklarıyla bilinir ve geniş bir algılama aralığında yüksek hassasiyete sahip esnek sensörler oluşturmak için indirgenmiş grafen oksitli pamuk elyafları kullanılmıştır. Grafen elyaflı tekstiller, yönsüz ve serpiştirilmiş elyaflardan oluşan, yüzeyde karmaşık geçmeli ve mikro kıvrımlı lifli bir makroskobik yapı oluşturan, ayrıca iç kısımda gevşek üç boyutlu bir yapı oluşturan ve sensör oluşturma için bir platform sağlayan yeni geliştirilmiş bir yapıdır.

Bu tür tekstiller, hem düşük hem de yüksek gerilimlerde mükemmel hassasiyeti, dayanıklılığı ve tepkiyi koruyan esnek piezodirençli sensörler geliştirmek için kullanılmıştır. Grafen kağıt bazlı basınç sensörleri, gözeneklilikleri ve esneklikleri ile fizyolojik ihtiyaçları karşılamaya yönelik gerçek hayattaki uygulamalara yönelik potansiyelleri nedeniyle de önemli bir araştırma değeridir. Çok katmanlı grafen filmlerin dinamik yanıtın aralığını ve hassasiyetini arttırdığı gösterilmiştir. Chen ve arkadaşları; ayak tabanı basıncı tespiti ve yürüyüş analizi için bir basınç sensörü tasarlamışlardır. Bu esnek sensör, 800 kPa'ya kadar algılama aralığı, 0,12 kPa⁻¹ hassasiyet, 50 ms tepki süresi ve ayak patolojisi analizi sağlama yeteneği göstermiştir. Çok katmanlı grafenin performansını daha da artırmak için tasarıma mikro yapılar eklenmiştir. Cheng ve arkadaşları; çift katmanlı grafene konik mikroyapılar ekleyerek esnek basınç sensörleri oluşturmuşlardır. Bununla birlikte, bu tür sensörlerin performansı genellikle yalnızca 20 kPa'lık daha dar bir çalışma aralığına, yaklaşık 0,077 kPa⁻¹ ve 0,122 kPa⁻¹ hassasiyete ve

70 ms yanıt süresine sahip, çok katmanlı grafen filmlerden yapılmış sensörlerin performansının altına düşmüştür. Esnek basınç sensörlerinin performansını etkileyen, grafen tabakasının boyutu gibi çok sayıda faktör vardır; daha küçük tabakalar daha yüksek hassasiyet sağlar; mikro yapının aralığını ayarlayarak hassasiyeti etkileyebilen iletken malzemenin mikro yapış ve farklı grafen konsantrasyonları da sensör performansını etkileyebilir [14].

Grafen Tabanlı Çok İşlevli Esnek Sensörler: Çok işlevli algılama, giyilebilirlik açısından önemli avantajlar sunmaktadır. Çünkü basınç, gerinim, sıcaklık, nem ve gaz algılama kombinasyonu sensör tasarımı, üretimi ve geliştirilmesi için yeni olanaklar sunar. Biyobozunma, elektronik sensörlerin neden olduğu çevresel hasarı azaltmak için umut verici bir yaklaşımdır.

Liu ve arkadaşları, CB parçacıklarını ve rGO'yu bir kağıt substrat üzerine biriktirerek çok modlu esnek bir sensör üretmişlerdir. Substrat üzerinde CB/rGO karışımının oluşturduğu hiyerarşik yapı, birden fazla uyarının (basınç, gerinim, sıcaklık ve nem) eşzamanlı olarak algılanmasını sağlamıştır. Sensör, bireysel uyarınlar için iyi bir algılama performansı sergilemiştir. Ayrıca, biyolojik olarak parçalanabilen kağıt malzemenin kullanımı, sensörün su içinde doğal olarak bozunmasına olanak tanır ve bu da onun gelecek vaat eden uygulamalarını vurgular. Biyolojik olarak parçalanabilirliğe ek olarak, çok işlevli esnek sensörlerin, suda kararlı çalışma gibi diğer gereksinimleri de karşılaması gerekir. Performanslarını ve gerçek hayattaki uygulamalarla uygunluklarını artıran asidik ve alkali koşullar gibi aşırı ortamlarda hassasiyetini koruyabilmeli ve doğru sinyal alabilmelidir [92,93].

Li ve arkadaşları, gerinim, nem ve değerleri entegre ederek tamamen karbon malzemeleri kullanan çok işlevli bir sensör tasarlamışlardır. Esnek sensör, ultra yüksek bir gerinim katsayısı 352,085, %1,88/K sıcaklık hassasiyeti ve %100 gerinim, 7-400 K sıcaklık ve %10-80 nemden oluşan geniş bir çalışma aralığı sergilemiştir. Sensör, bağlantı veya karşılıklı etkileşim sorunları olmadan aynı anda üç uyarını başarılı bir şekilde algılanmıştır [93].

Zu ve arkadaşları, sıcaklığı, gerilimi ve basıncı tespit edebilen çok işlevli sensörler üretmek için rGO/poliorganosiloksan aerogelleri kullanmışlardır. Aerogel, süperhidrofobik, oldukça elastik ve sıkıştırılabilir özelliklere sahip mercan benzeri bir nano yapı sergilemişlerdir. Ortaya çıkan esnek sensör matrisi, sırasıyla %0,1 ila % 80 ve

10 Pa ila 110 kPa arasında bir gerinim ve basınç aralığı ve 20 ila 100 °C arasında bir sıcaklık aralığı göstermiştir [94].

2.7. Grafen Tabanlı Esnek Sensörlerin Karakterize Edilmesi

Grafen temelli esnek gerinim sensörlerin yapısal ve işlevsel olarak karakterize edilmesinde kullanılan çeşitli testler ve hesaplamalar bulunmaktadır. Bunlardan başlıcaları, gerinim sensörleri için genellikle tensile (çekme) testi, compression (basma) testi, bending (bükme) testleridir. Bu testlerde sensörün direncindeki değişimler ölçülmektedir. Bu testlerden alınan ölçümlerle sensörün hangi aralıklarda çalıştığını karakterize edebilmek için yapılan hesaplamalar aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

Strain sensitivity (Deformasyon hassasiyeti); sensörün direncindeki birim gerilme değişiminin direnç değişimine oranını ifade eder.

- Matematiksel olarak: Deformasyon Hassasiyeti = $(\Delta R / R_0) / \epsilon$ Burada ΔR , direnç değişimi; R_0 , başlangıç direnci; ϵ , uygulanan gerilme. Uygulanan gerilme değeri (ϵ), sensörün üzerine uygulanan deformasyonun oranını ifade eder. Bu değeri hesaplamak için şu formül kullanılmaktadır;

$\epsilon = (\Delta L / L_0)$ Burada ΔL , uygulanan gerilme sonucu meydana gelen uzama veya sıkışma miktarını temsil eder. Başlangıç uzunluğuna (L_0) göre farklılık olarak ifade edilmektedir.

Ölçüm faktörü (Gauge factor); sensörün direncindeki gerilme ile direnç değişimi arasındaki oranı ifade eder.

- Matematiksel olarak: Çoklayıcı Faktörü = $(\Delta R / R_0) / \epsilon$ Bu formül, deformasyon hassasiyeti ile aynıdır.

Piezoresistive Coefficient (Piezoresistif Katsayı): Piezoresistif katsayı, sensörün direncinin gerilme ile nasıl değiştiğini ifade eder.

- Matematiksel olarak: Piezoresistif Katsayı = $(\Delta R / R_0) / \epsilon$ Yine, deformasyon hassasiyeti formülü ile aynıdır.

Doğrusallık (Linearity): Sensörün gerilme ve direnç değişimi arasındaki ilişkinin ne kadar doğrusal olduğunu ifade eder. Sensör, uygulanan gerilme arttıkça dirençteki değişimin lineer olması arzu edilir.

Sensitivite (Sensitivity): Sensörün uygulanan gerilme değişikliklerine ne kadar duyarlı olduğunu ifade eder. Sensörün direncindeki küçük değişikliklerin küçük gerilme değişikliklerine nasıl tepki verdiğini belirtir.

Histeresis: Sensörün gerilme arttığında ve azaldığında aynı değeri vermeyebileceği durumu ifade eder. Gerilme döngülerindeki farklı davranışları anlamak için önemlidir.

Stabilite: Sensörün zamanla nasıl değiştiğini belirlemek için kullanılır. Uzun süreli kullanımda performansın nasıl etkilenebileceğini anlamak için önemlidir.

Çalışma Aralığı (Operating Range): Sensörün doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar verdiği gerilme aralığını ifade eder. Sensörün uygulanabilirliğini belirlemek için önemlidir.

Çözünürlük (Resolution): Sensörün en küçük gerilme değişikliklerini ne kadar iyi algılayabildiğini ifade eder. Yüksek çözünürlük, daha küçük değişiklikleri algılama yeteneği anlamına gelir.

Tekrarlanabilirlik (Repeatability): Sensörün aynı gerilme değerlerine tekrar tekrar maruz bırakıldığında aynı sonuçları verme yeteneğini ifade eder.

Tepki Süresi (Response Time): Tepki süresi, sensörün gerilme veya deformasyon değişikliklerine ne kadar hızlı tepki verdiğini ifade eder. Tepki süresi, sensörün sinyal çıkışının % 90 seviyesine ulaşması için ne kadar zaman gerektiğini belirtir.

3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

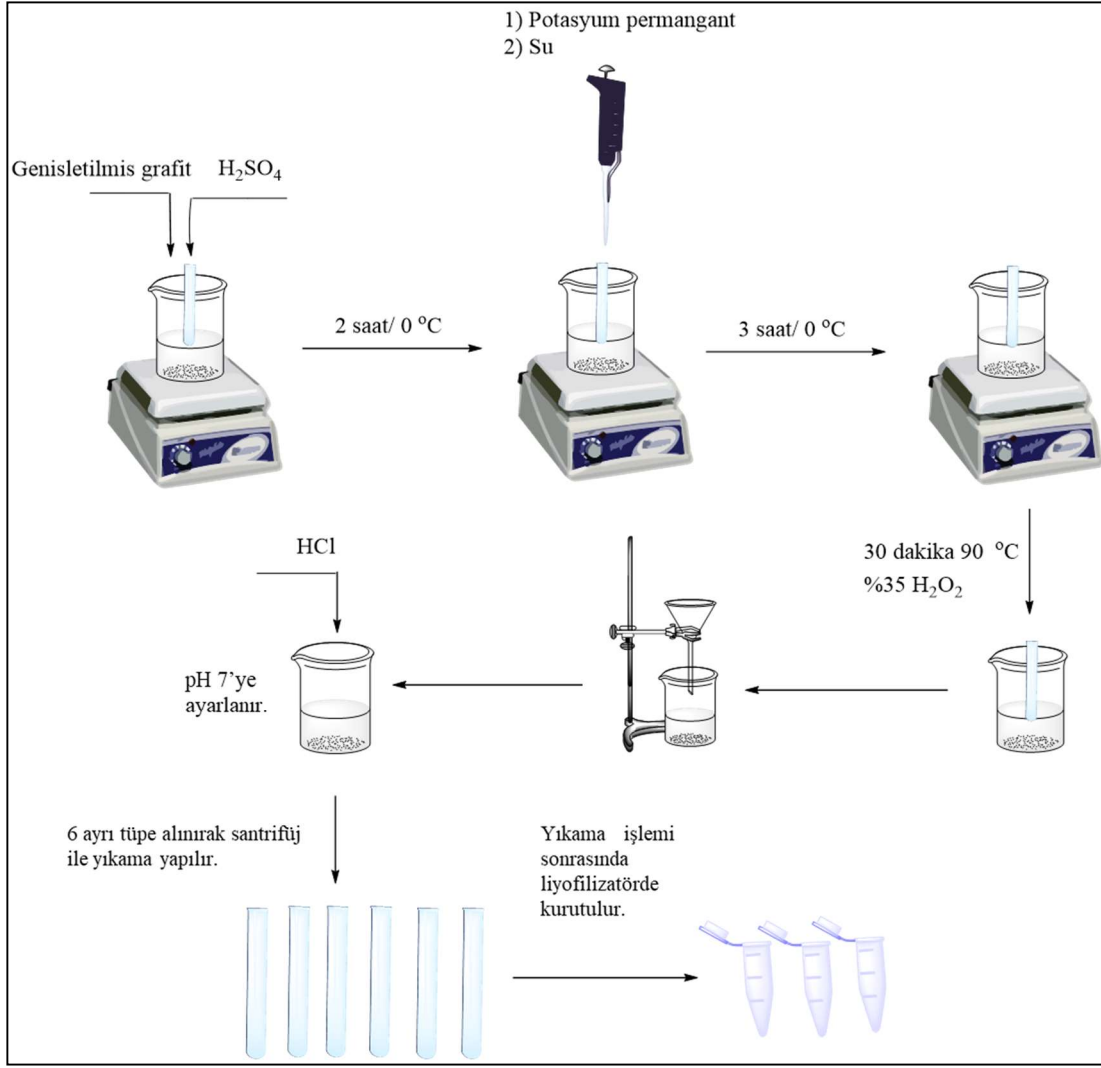
3.1. Genişletilmiş Grafit Tozundan Grafen Oksit Üretimi

3.1.1. Grafen Oksit Sentezi için Kullanılan Malzemeler

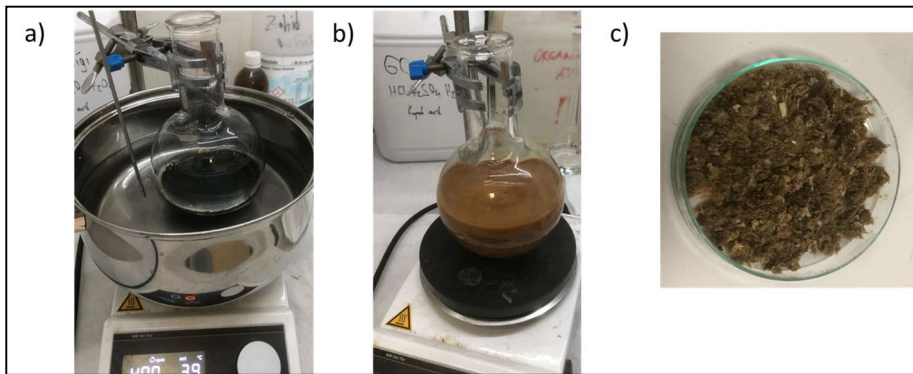
Modifiye Hummers yönteminde grafen oksit üretimi için kullanılan malzemeler; 50 mL sülfirik asit (H_2SO_4 , %98(w/v)), 2 gram genişletilmiş grafit tozu, 300 mL saf su (DIW), 6 gram potasyum permanganat ($KMnO_4$), hidrojen peroksit (H_2O_2 , %35(w/w)), hidroklorik asit (HCl, 37%(w/v)).

3.1.2. Grafen Oksit Sentezi

50 mL sülfirik asit buz banyosundaki cam behere eklendi, Ardından 2 g genişletilmiş grafit tozu eklenerek 2 saat boyunca manyetik karıştırıcı ile 400 rpm’de karıştırılmıştır. 2 saatlik karıştırmanın ardında 6 g potasyum permanganat çok yavaş şekilde eklendi. Macun kıvamına geldikten sonra 4 eşit parçada (25 mL’lik) 100 mL saf su eklenmiştir. Manyetik karıştırıcı kademeli olarak 1000 rpm’e çıkarıldı ve 3 saat daha karıştırıldı. 3 saatin sonunda beher buz banyosundan alınarak, içerisine yavaş yavaş 200 mL saf su eklenmiştir ve manyetik karıştırıcı üzerine alınmıştır. Beher su banyosu içinde 90 °C’ de 30 dakika boyunca tutulmuştur. Sonrasında oda sıcaklığına gelebilmesi için yavaş yavaş su banyosu yardımı ile soğutulmuştur. Oda sıcaklığına düştükten sonra behere oksidasyon sürecini durdurmak için hidrojen peroksit (H_2O_2 , %35) 1,8 mL eklenmiştir. Beherdeki pH’ı yüksek olan grafen oksit selüloz filtre kağıtları ile süzümüştür. Grafen oksit içerisindeki potasyum, manganat ve yabancı maddeleri uzaklaştırmak için 130 mL suya 26 mL hidroklorik asit (1:5 HCl) eklenmiştir. Hidroklorik asit ile pH’ı 1’e düşen grafen oksit, saf su ile santrifüj edilerek pH 7’ye ayarlanmıştır ve liyofilize edilmiştir. Liyofilizasyondan çıkan Grafen oksiti 2 gün etüvde 40 °C’de daha iyi kuruması için bırakılmıştır.



Şekil 3.1. Grafen oksit sentez prosedürü



Şekil 3.2. a) $KMnO_4$ eklenmesi sonrasında cam balon b) H_2O_2 damlatılması ile oluşan renk değişimi c) Filtre kâğıdı yüzeyinden alınan grafen oksit

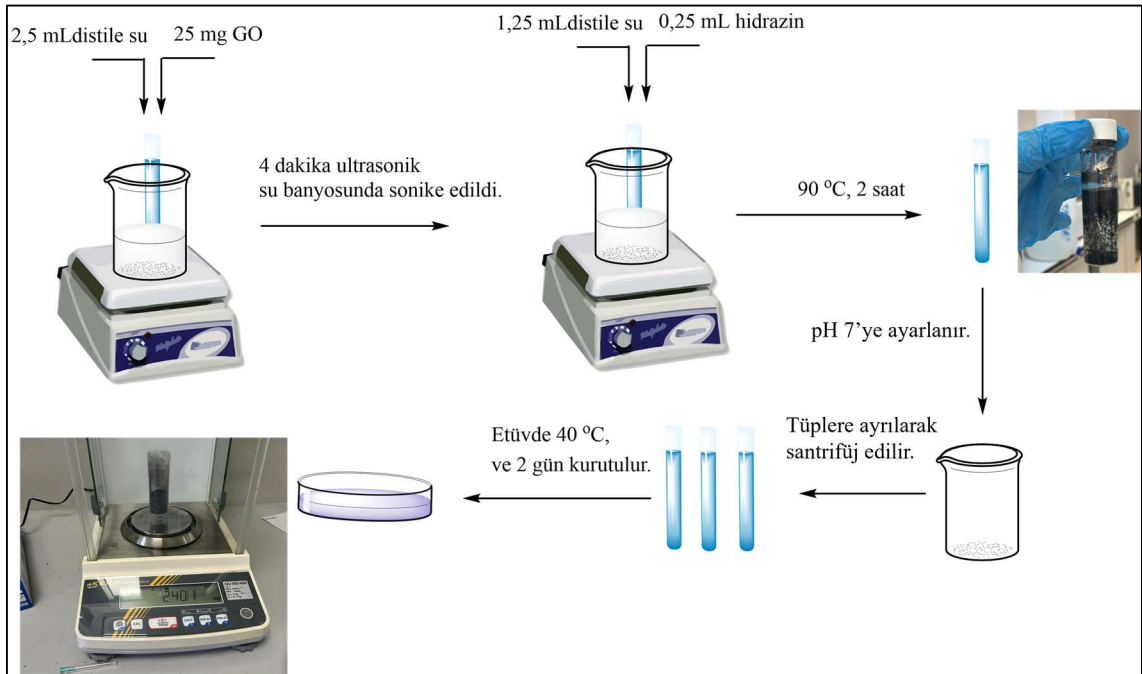
3.1.3. Grafen Oksitin İndirgenmesi

3.1.3.1. Hidrotermal Yöntemi ile Grafen Oksitin İndirgenmesi

Hidrotermal sentezi ile rGO üretebilmek için önce 9,5 mL saf su içerisine 18,1 mg GO eklenmiştir. İyiye karışması için ultrasonik su banyosunda 20 dakika karıştırılmıştır. Hidrotermal sentez reaktörü içerisine önce 6,5 mL saf su eklenerek ultrasonik su banyosunda karışan saf su ve GO karışımı da reaktöre eklenmiştir. 17 saat boyunca 170 °C'de hidrotermal fırında tutulmuştur ve reaktörden alınmıştır. Reaktörden çıkan tüp içerisindeki rGO 40 °C olan etüv içerisinde 4 gün tutulmuştur.

3.1.3.2. Hidrazin Yöntemi ile Grafen Oksitin İndirgenmesi

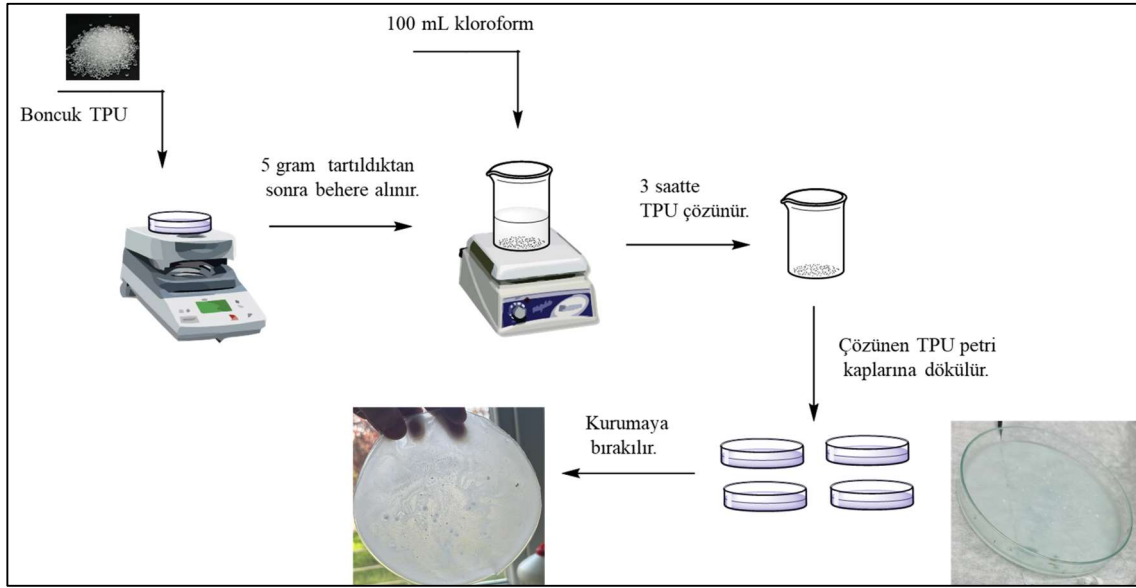
25 mg GO ve 2,5 mL saf su (DIW) cam tüp içerisinde ultrasonik banyoda 4 dakika tutularak bir süspansiyon haline getirilmiştir. 1,25 mL saf su içerisine 0,25 mL hidrazin eklenmiştir ve sonrasında sonike edilen GO süspansiyonu eklenmiştir. Isıticılı manyetik karıştırıcı ile sıcak su banyosunda 90 °C' de 2 saat bırakılmıştır. Hidrazin güçlü bir baz olduğu için banyo sonrasında tüp içerisindeki rGO hidrazinden arındırmak ve pH'ını düşürmek için saf su ile pH'ı 7'ye ayarlanmıştır. Plastik tüplerde saf su üzerinde biriken rGO pipet yardımıyla toplanıp, 40 °C' de etüvde 2 gün boyunca kurumaya bırakılmıştır.



Şekil 3.3. Grafen oksitin indirgeme (rGO) sentez prosedürü

3.2. Termoplastik Poliüretan (TPU) Film Üretimi

Termoplastik poliüretan boncuk filament (TPU SDT, Sundow Polymer, Çin) çözücüsü kloroform içerisinde çözülmüş ve cam petri yüzeyine yayılmış ve çözücünün uçurulması ile film halinde üretilmiştir. 5 gram TPU 100 mL kloroform (CHCl_3) eklenerek cam beher içinde 3 saat boyunca çözülmeye bırakılmıştır. Çözünen TPU cam petri kabına damlatılmış ve çeker ocakta kurutulup, metal spatül ile yüzeyden ayrılmıştır.



Şekil 3.4. Termoplastik poliüretan (TPU) film sentez prosedürü

3.2.1. Mürekkep Hazırlama Çalışmaları

3.2.1.1 rGO Temelli Mürekkeplerin Hazırlanması

Genişletilmiş grafit tozundan üretilen grafen oksit hidrazin yöntemiyle indirgenmesi sonucu oluşan indirgenmiş grafen oksit (rGO) ile sensör desenini oluşturmada kullanılacak mürekkep hazırlanmıştır. İki katmanlı olarak üretilecek olan sensörler için aşağıdaki Çizelge 3.1'deki oranlar ile TPU, kloroform ile içerisinde 2 mL küçük cam tüpler içerisinde çözüldürülerek mürekkep elde edilmiştir.

Çizelge 3.1.Hazırlanan mürekkeplerin rGO/TPU oranları

rGO/TPU %(w/w)	rGO (mg)	TPU (mg)	CHCl ₃ (mL)
25	12,5	50	1
60	30	50	1

3.2.1.2 GNP temelli mürekkeplerin hazırlanması

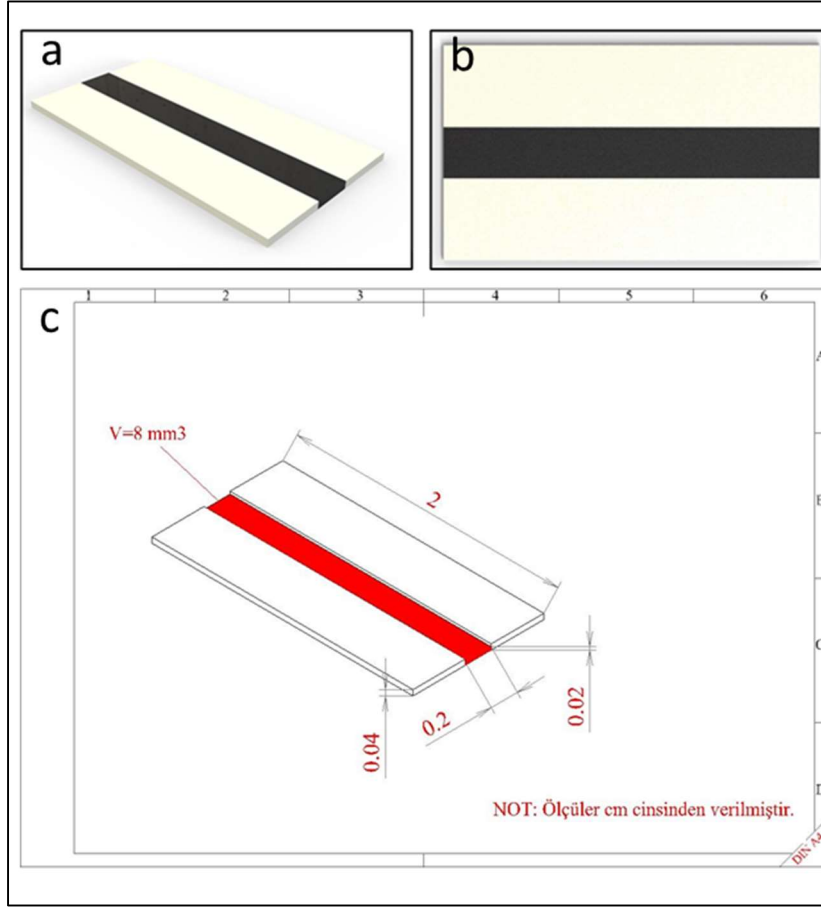
Ticari olarak satılan grafen nanoplatelet (GNP, 3 nm kalınlık- 1.5 µm genişlik, Nanografi, Türkiye) ile TPU kloroform içerisinde çözülerek GNP temelli mürekkepler elde edilmiştir. Elde edilen GNP/TPU ait bilgiler Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Hazırlanan mürekkeplerin GNP/TPU oranları

GNP/TPU % (w/w)	GNP (mg)	TPU (mg)	CHCl ₃ (mL)
20	10	50	1
25	12,5	50	1
30	15	50	1
40	20	50	1
50	25	50	1
60	30	50	1
70	35	50	1

3.3. Tek Katmanlı Sensör Fabrikasyonu ve Tasarımı

2 gram TPU, 40 mL kloroform (CHCl₃) eklenerek cam behere içinde yaklaşık 1,5 saat boyunca çözünmeye bırakılmıştır. 500 mm cam petripler içinde kalınlığı yaklaşık 0,2 mm olan film şeklinde üretilen TPU’lar lazer tezgahında SolidWorks’teki çizime göre kesilmiştir. Tekrar SolidWorks’teki çizimdeki ölçülerde, bantlar kesilmiştir. Birebir ölçülerde kesilen bantlar ve TPU filmler yapıştırılmıştır. Mürekkebi yüzeye aktarma aşamasında iki yöntem denenmiştir. Birisi bıçakla sıyırma yöntemi, diğeri pipetleme tekniğidir. Pipetleme tekniği ile devam edilmiştir.

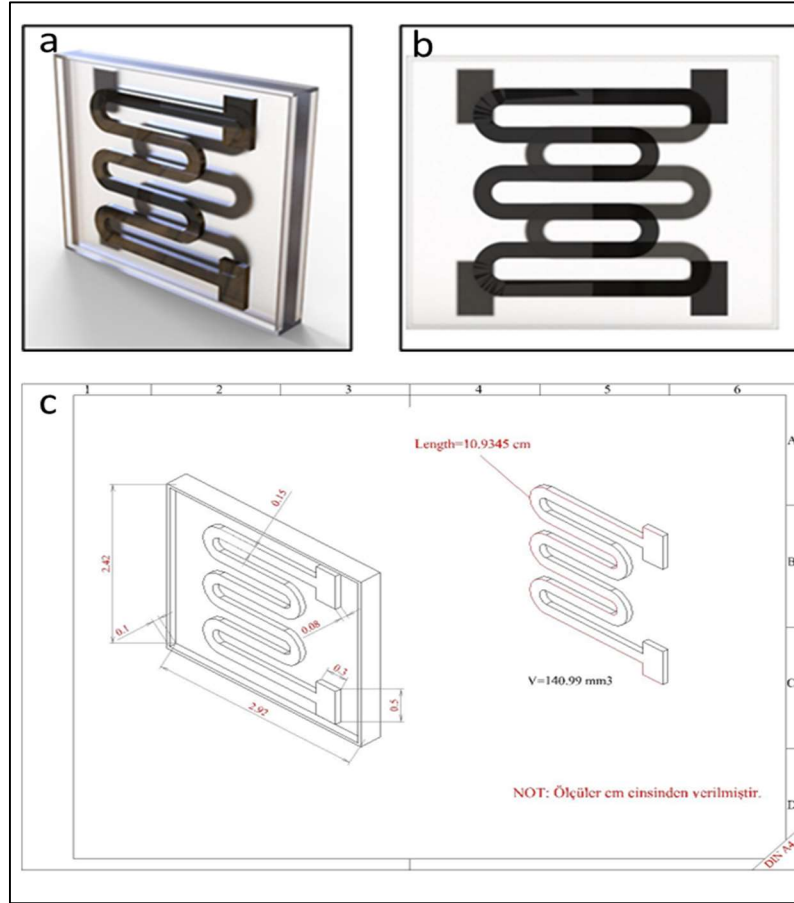


Şekil 3.5. Tek katmanlı sensör tasarımı. a) izometrik görünüm, b) üstten görünüm, c) ölçekli teknik çizim

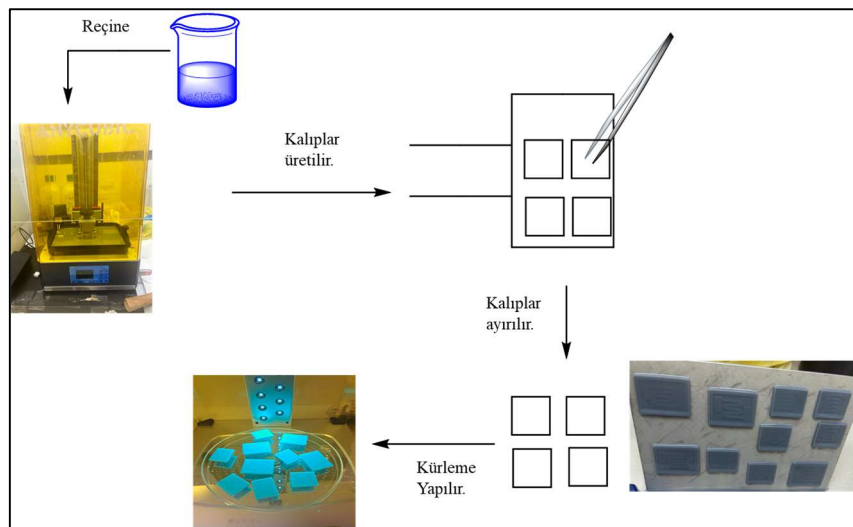
3.4. İki Katmanlı Sensör Fabrikasyonu ve Tasarımı

İki katmanlı sensör üretimi için kalıp tasarımı yapıldı. Tasarımı yapılan kalıplar AnyCubic 3D yazıcısında basıldı. Basılan kalıp izopropanol alkol ile ultrasonik banyoda 20 dakika tutularak içerisindeki reçinenin akması ve yıkanması sağlandı. Yıkaması biten kalıplar Anycubic kurlama makinesinde 8 dakika tutularak kalıpların sertleşmesi sağlandı. Aşağıdaki Şekil 3.7.'de kalıpların kurlaması bulunmaktadır.

150 mg boncuk TPU 30 mL kloroformda çözülerek kalıplara döküldü. TPU filmler, kalıplardan çıkarılarak desen olmayan tarafları çözücü tamamen uçmadan önce sırt sırtta birleştirildi. Böylece iki katmanlı sensörün polimer alt tabanları üretildi.



Şekil 3.6. İki katmanlı sensör tasarımı. a) izometrik görünüm, b) üstten görünüm, c) ölçekli teknik çizim



Şekil 3.7. Kalıpların kürlenmesi

3.5. Grafen Nanomalzemelerin Yapısal Karakterizasyonu

3.5.1. Analiz Yapılan Cihazlar

Enerji Dağılımı X- Işını Analizleri (EDX) ve Geçirimli Elektron Mikroskopisi (SEM)

Yüzey topolojisinin görüntülenmesi amacı ile SEM ve elementel yapısının analiz edildiği EDX ölçümleri TESCAN GAIA3 model elektron mikroskobu ve OXFORD X-MAX 150 EDX dedektörü ile elde edilmiştir.

X- ışını kırınım spektroskopisi (XRD)

Sentezlenen yapıların kristal yapısının analizinde yararlanılan XRD ölçümleri Rigaku marka D/max 2200 PC difraktometresinde Cu-K α radyasyonu kullanılarak elde edilmiştir.

Raman Spektroskopisi

Grafen temelli yapıların kimyasal yapısı, kristal yapısı ve moleküler etkileşimleri hakkında bilgi sağlayan önemli bir teknik olan Raman spektroskopisi ölçümleri 780 nm kullanılarak Thermo Fisher marka DXR model cihaz aracılığıyla elde edilmiştir.

Fourier Dönüşümlü Kızılötesi (FT-IR) Spektroskopisi

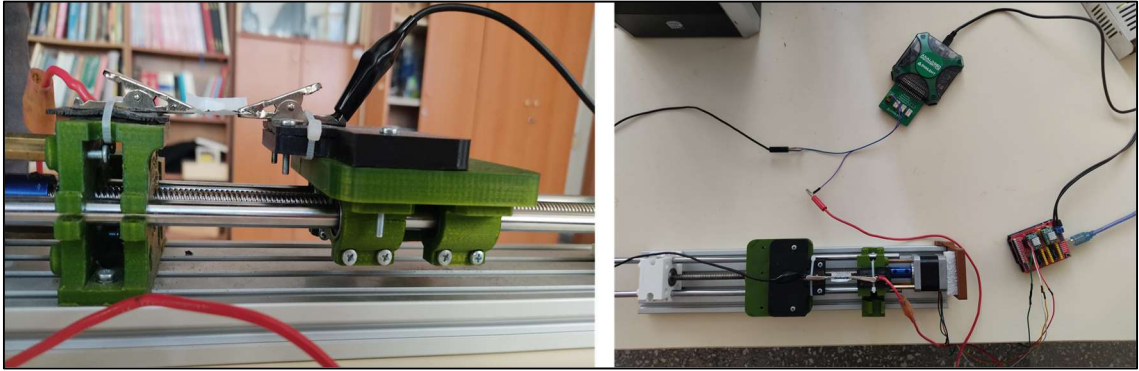
Sentezlerdeki fonksiyonel grupların belirlendiği FT-IR spektroskopisi ölçümleri Thermo Fisher Nicolet is50 model cihaz kullanılarak 550- 4000 cm^{-1} dalga sayısı aralığında alınmıştır.

3.6. Elektriksel Test Düzeneginin Çalışma Prensibi

3.6.1. Tek Katmanlı Elektriksel Test Düzenegini Çalışma Prensibi

Tek katman olarak tasarlanan sensörün düzenegi Şekil 3.8.'de verilmiştir. Düzenekte iki noktadan kontak alınmaktadır. Bu düzenegin mekanik tasarım kısmında, sensör çekme düzenegi, bir adet step motor, bir adet mikrodenetleyici, bir adet motor sürücü kartı, bir adet Digilent Analog Discovery 2 ve düzenekten daha hassas ve veri alma çözünürlüğü daha yüksek olan Analog Discovery Empedans dönüştürücü kullanılmıştır. Mikrodenetleyici ile motor sürücü kartı üzerinden mekanik sistemin hareket planının yazılımı yapılmıştır. Test düzeneginde kullanılan motorda her 100 adımda 4 mm mesafe kat etmekte, olup test düzeneginde bir adım 40 μm 'ye denk gelmektedir. Oldukça hassas olan bu çekme düzeneginde, 40 μm 'lik bir uzamada bile veri alınabilmekle birlikte her 4

mm'lik bir çekmede motor hareketinden kaynaklanan 0.16 s kayıp süre olarak hesaplanmıştır. Bu yüzden çekme kısmında çekme uzunluğu arttıkça kaybedilen saniye de artmaktadır. Sistemin yazılım kısmında ise mekanik kısımda ölçümleri almak için kullanılan Analog Discovery 'nin kendi yazılımı olan WaveForms yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılımın içinde yüksek çözünürlükte ve kararlılıkta, doğru ölçüm yapabilmek adına bir fonksiyon yazılmıştır. Ölçüm yapılan cihaz "AD2" içerisindeki osiloskoptan test örneğine gerilim uygulanmakta ve üzerinden geçen akım ölçülmekte ve anlık olarak kaydedilmektedir. Bu sayede test örneğinin direnç değeri hesaplanmaktadır. WaveForms yazılımından hem çekme- geri bırakma döngülerinin resimleri hem de Excel formatında ham verileri kaydedilmiştir.

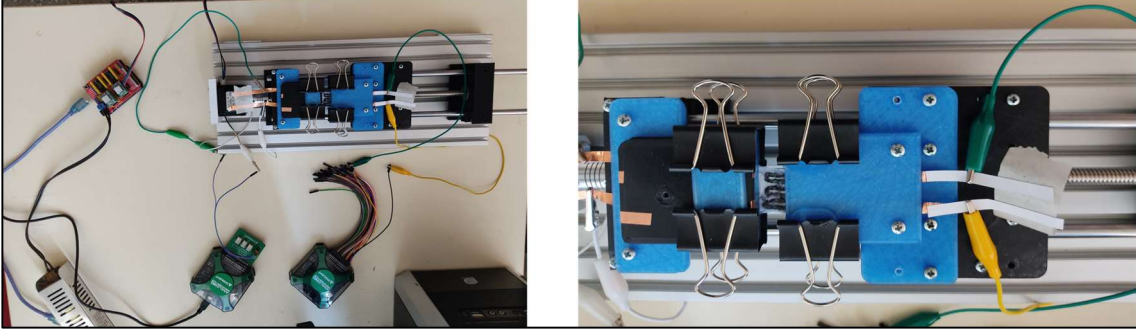


Şekil 3.8. Mekanik düzenekte kullanılan (a) Sensör çekme düzeneği ve (b) Mekanik sistemin genel görüntüsü

3.6.2. İki Katmanlı Elektriksel Test Düzeneğini Çalışma Prensipleri

İki katman olarak tasarlanan sensörün düzeneği şekil 3.9'da verilmiştir. Düzenekte dört noktadan kontak alınmıştır. Bu düzeneğin mekanik tasarım kısmında, sensör çekme düzeneği, bir adet step motor, bir adet Arduino Uno, bir adet motor sürücü kartı, iki adet Analog Discovery 2 ve düzenekten daha hassas ve veri alma çözünürlüğü daha yüksek olan iki adet Analog Discovery Empedans dönüştürücü kullanılmıştır. Arduino UNO ile motor sürücü kartı üzerinden mekanik sistemin hareket planının yazılımı yapılmıştır. Test düzeneğinde kullanılan motor da her 100 adımda 1 mm mesafe kat etmektedir. Yani bu test düzeneğinde bir adım 10 μm 'ye denk gelmektedir. Bir önceki test düzeneğinde de olduğu gibi yine kayıp bir süre olmakla birlikte bu kez her 1 mm'lik çekmede 0.16 s kaybedilmektedir. Yine bu düzenekte de çekme uzunluğu arttıkça kaybedilen saniye de artmaktadır. Sistemin yazılım kısmında ise mekanik kısımda ölçümleri almak için kullanılan Analog Discovery 'nin kendi yazılımı olan WaveForms yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılımın içinde yüksek çözünürlükte ve kararlılıkta, doğru ölçüm yapabilmek adına

bir fonksiyon yazılmıştır. Ölçüm yapılan cihaz "AD2" içerisindeki osiloskoptan test örneğine gerilim uygulanmakta ve üzerinden geçen akım ölçülmekte ve anlık olarak kaydedilmektedir. Bu sayede test örneğinin direnç değeri hesaplanmaktadır. WaveForms yazılımından hem çekme- geri bırakma döngülerinin resimleri hem de Excel formatında ham verileri kaydedilmiştir.



Şekil 3.9. (a) Mekanik sistemin genel görüntüsü ve (b) Sensörün düzeneğe yerleştirilmiş görüntüsü

4.SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda üretilen farklı malzemelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri değerlendirilerek birlikte yorumlanmıştır. Örnekler öncelikle EDX ölçümü ile analiz edilerek katkı durumları C/O oranları üzerinden değerlendirilmiştir. EDX ölçümlerinde uygun bulunan malzemeler XRD kırınımları üzerinden kristalit katman sayıları bakımından değerlendirilmiştir. XRD ölçümünün yanında malzemelerin parçacık büyüklüğü ve morfolojisinin öğrenilmesi amacıyla SEM görüntülemeleri yapılmıştır. Grafen örgü yapısının yorumlanması için Raman spektroskopisi ve grafene bağlı fonksiyonel grupların analizine yönelik olarak FT-IR analizleri gerçekleştirilmiştir.

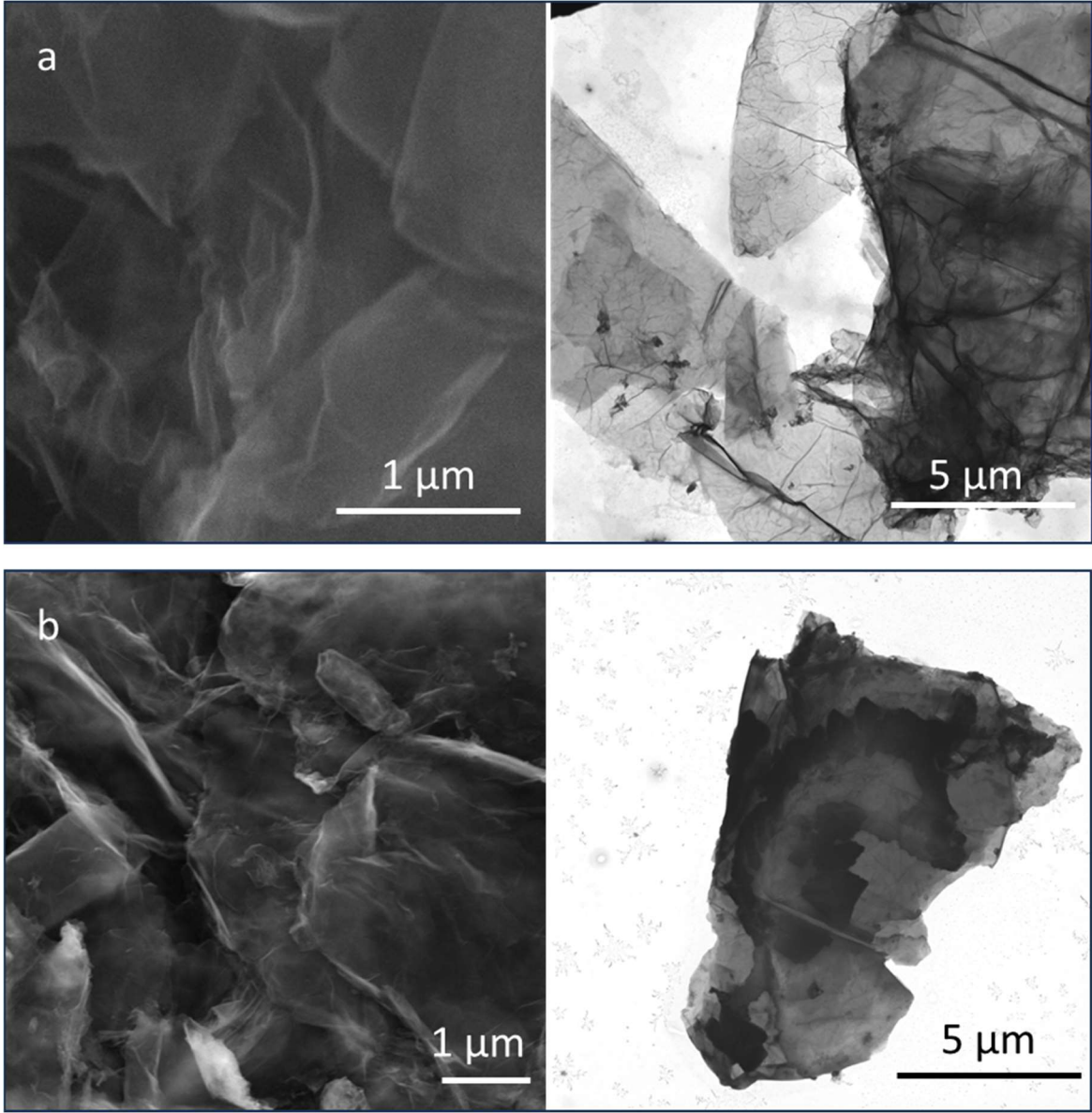
4.1. Grafen Nanomalzemelerin Karakterizasyonu

4.1.1 Grafen nanomalzemelerin yapısal analizleri

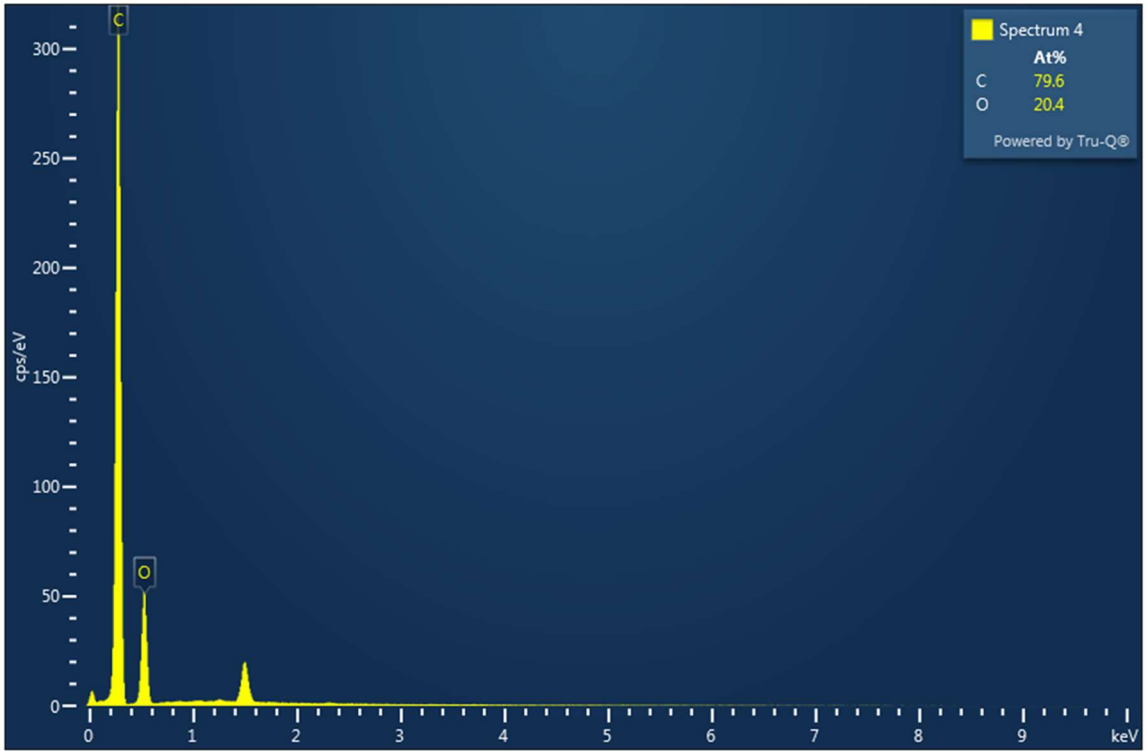
Örneklerin karbon ve oksijen oranlarının belirlenmesi amacıyla gerçekleştirilen elementel analiz EDX ile gerçekleştirilmiştir. EDX ölçümlerinin alındığı bölgelerin görüntüleri de alınmış ve grafen nanomalzemelerin farklı bölgelerinden alınan EDX ölçümleri karşılaştırılmıştır. Grafen oksit ve hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit için elde edilen sonuçlar incelendiğinde Çizelge 4.1’de yer alan C/O oranlarının literatürdeki örneklere benzer seviyelerde olduğu görülmektedir [95]. Şekil 4.1.’ de grafen oksit ve hidrazin ile indirgenmiş grafen oksitin SEM ve STEM görüntüleri yer almaktadır. Şekil 4.2 ve Şekil 4.3’te GO ve rGO’ya ait EDX analizi sonuçları yer almaktadır.

Çizelge 4.1.GO ve rGO örneklerinin EDX analiz sonuçları

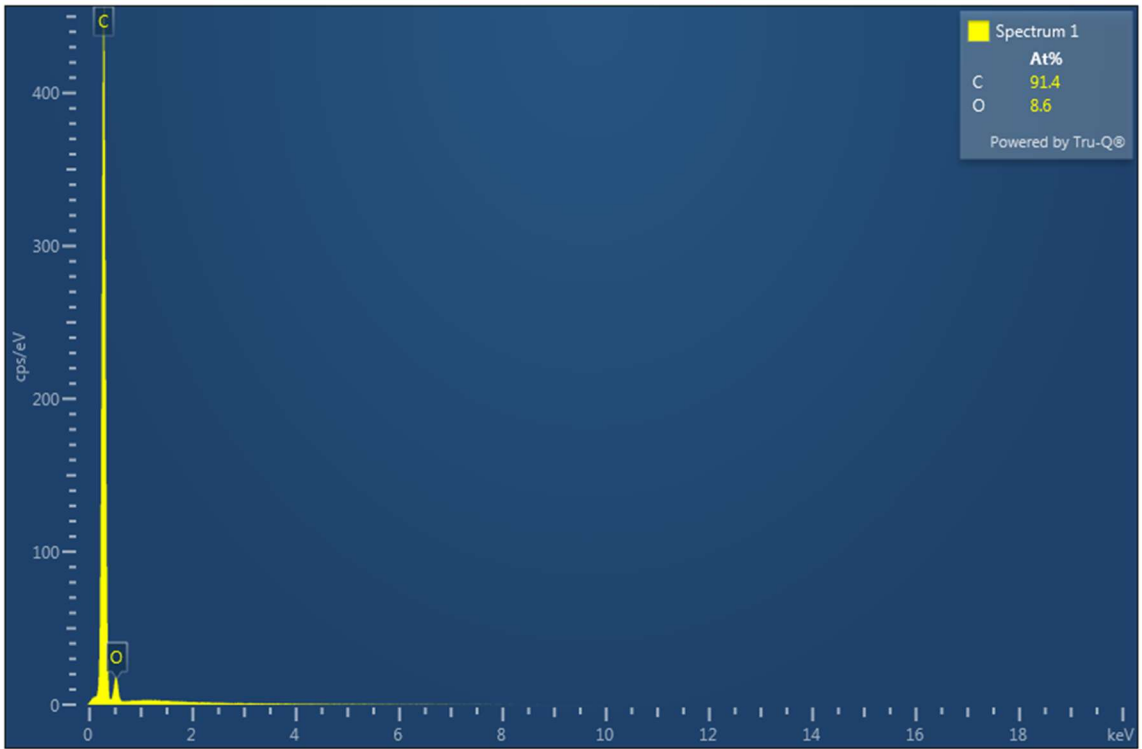
Grafen oksit (GO)					
EDX Ölçüm Sonuçları	Karbon (%)	Oksijen (%)	Fosfor (%)	Azot (%)	C/O Oranı
	79,6	20,4	-	-	3,9
Hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit (rGO)					
EDX Ölçüm Sonuçları	Karbon (%)	Oksijen (%)	Fosfor (%)	Azot (%)	C/O Oranı
	91,4	8,6	-	-	10,6



Şekil 4.1. a) Grafen oksit, b) hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit nanomalzemelerin görselleri [SEM (sol) ve STEM (sağ)]



Şekil 4.2. Grafen oksite ait EDX analizi sonucu



Şekil 4.3. Hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit (rGO) ait EDX analiz sonucu

4.1.2. XRD Ölçümleri

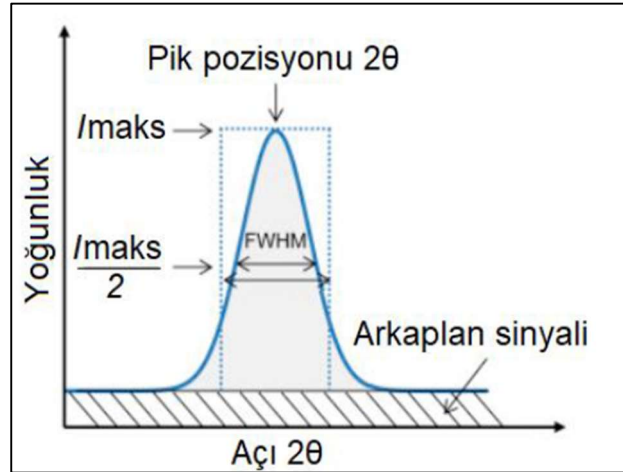
XRD değerlendirmelerinde genişletilmiş toz grafit ile grafen nanopartiküller ve sentezlenen grafen oksit ve hidrazin ile indirgenmiş grafen oksite ait kristalit katmanları arası mesafe Bragg eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır. (Eşitlik 4.1)

Bağıntıda, n : kırılmanın derecesi, λ : X-ray dalga boyu, d : katmanlar arası mesafe, θ : gelen ışın-yüzey arası açıdır [96].

$$2d \sin\theta = n\lambda \quad (\text{Eşitlik 4.1})$$

GO ve rGO'nun piklerinin ortalama kristalit boyutunun belirlenmesinde ise Scherrer eşitliğinden yararlanılmaktadır [96,97] (Eşitlik 4.2). Böylece ortalama katman sayısı, Scherrer ile hesaplanan kalınlığın, katman aralığı değerine bölünmesi ile elde edilmiş olur [83]. Eşitlikte, D ortalama kristalit büyüklüğü, k kristalit şekil sabiti, $FWHM$ radyan cinsinden yarı-doruk genişliğidir.

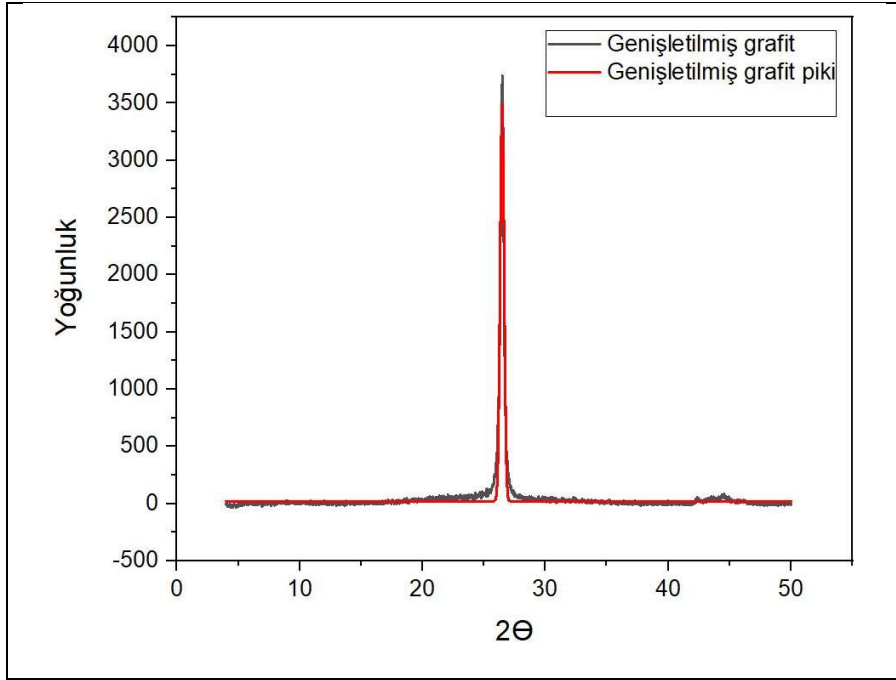
$$D = \frac{k \times \lambda}{\cos\theta \times FWHM} \quad (\text{Eşitlik 4.2})$$



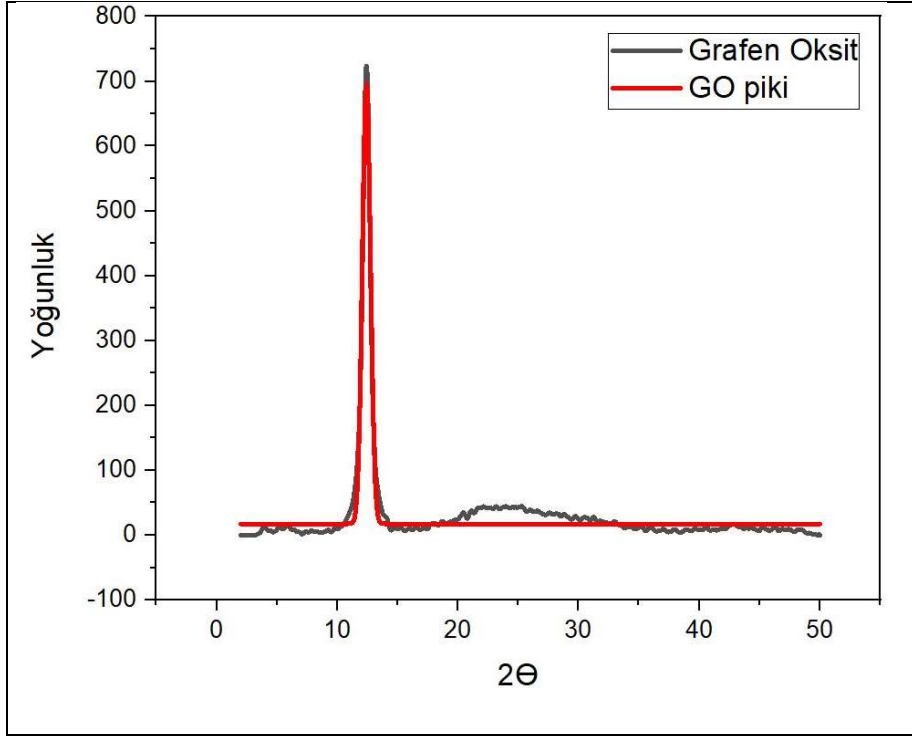
Şekil 4.4. XRD değerlendirmesinde kullanılan parametrelerin gösterimi [98]

Çizelge 4.2. XRD hesaplama sonuçları

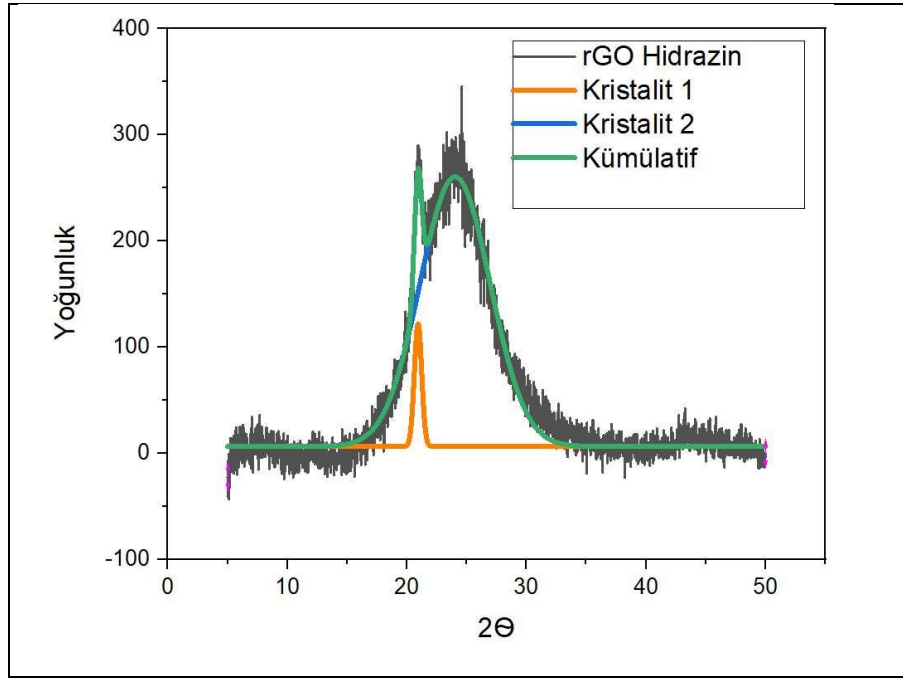
	Katmanlar arası mesafe (nm)		Kristalit Çapı (nm²)	
Genişletilmiş grafit	0,3362		-	
GO	0,7118		17,1	
rGO hidrazin	Kristalit 1 Turuncu	0,4234	Kristalit 1 Turuncu	9,91
	Kristalit 2 Mavi	0,36	Kristalit 2 Mavi	1,11s



Şekil 4.5. Genişletilmiş grafitte ait XRD pikleri



Şekil 4.6. GO'ya ait XRD pikleri



Şekil 4.7. Hidrazin indirgenmiş grafen oksite ait XRD pikleri

Genişletilmiş grafit, grafen oksit ve hidrazin ile indirgenmiş grafen oksite ait XRD spektrumları Şekil 4.5., 4.6. ve 4.7.' de yer almaktadır. Grafen oksite ait karakteristik kırınım tepe noktaları, Şekil 4.6.' da görüldüğü gibi, yaklaşık 0,72 nm'lik bir ortalama d-aralığı ile $2\theta = 10^\circ - 11^\circ$ 'de gözlenmiştir. Sonuçlar, oksijen içeren fonksiyonel grupların katmanlara girmesi nedeniyle katmanlar arası aralığın genişlediğini ve doğal grafit

kristallerine zarar verdiğini göstermektedir. Ayrıca, $2\theta = 26^\circ$ grafitin o yansıma düzlemleri için gözlemlenen karakteristik pik şiddetinin yoğunluğu azalmaktadır.

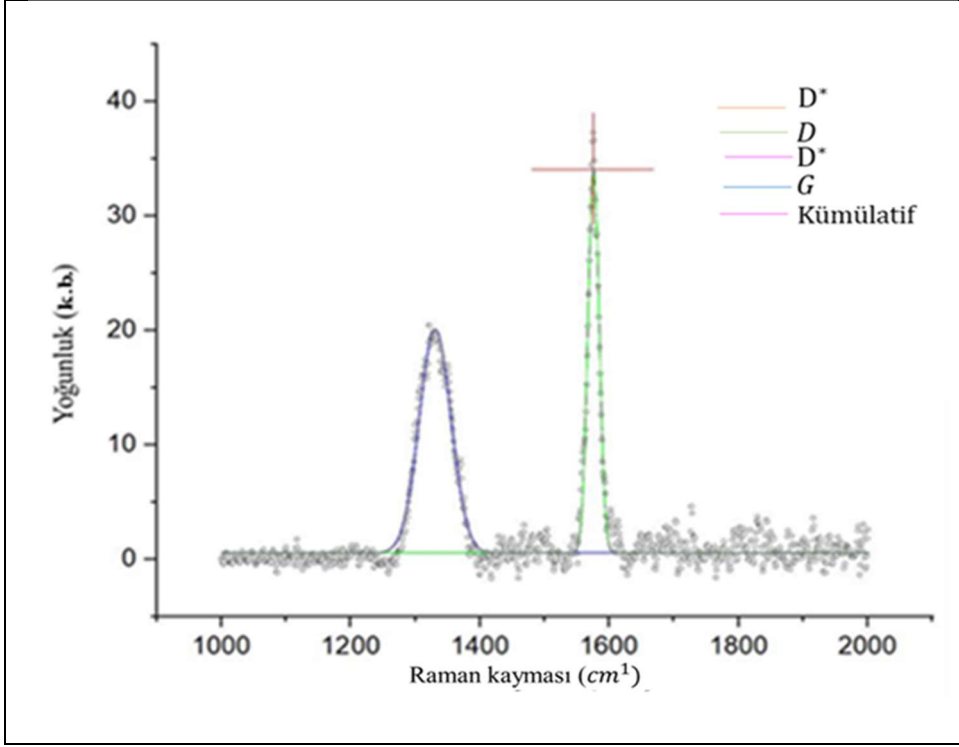
Şekil 4.7' de gösterilen hidrazin ile indirgenmiş grafen oksite ait XRD desenli, yaklaşık $2\theta_{ss} = 23^\circ-24^\circ$ 'de baskın ve geniş tepe noktaları, yaklaşık 0,42 nm'lik bir d aralığı ile gözlenmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde sentezin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiği söylenebilir.

4.1.3. Raman Ölçümleri

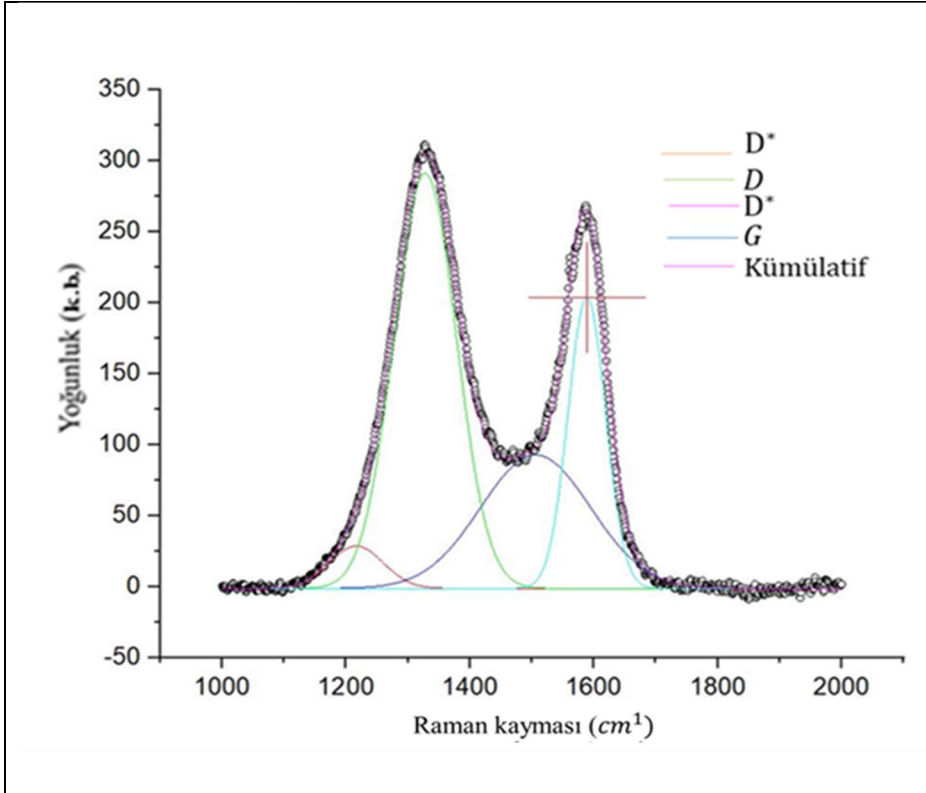
Sentezlenen malzemelere ait Raman ölçümlerinin değerlendirilmesi D ve G piklerini içeren 1000-2000 cm^{-1} 'de kayma aralığında gerçekleşmiştir. Sentezlenen yapılar için Raman spektrum sonuçları verilmiştir (Çizelge 4.3) [99].

Çizelge 4.3. Tüm örneklerin Raman piklerine ait veriler

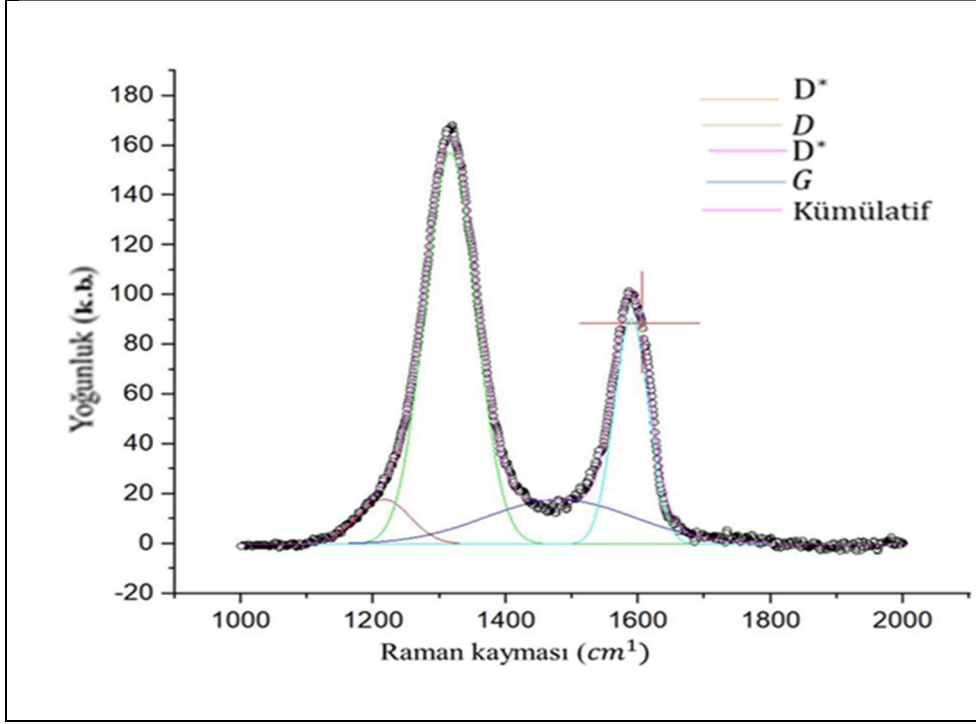
Örnekler	G piki pozisyonu (cm^{-1})	G piki genişliği (cm^{-1})	D piki pozisyonu (cm^{-1})	D piki genişliği (cm^{-1})	ID/IG oranı
Genişletilmiş grafit tozu	1578,17	54,3	1334,65	43,4	0,8
Grafen oksit	1587,70	72,2	1328,24	86,6	1,2
Hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit	1585,39	55,6	1327,46	122,8	2,2



Şekil 4.8. Genişletilmiş grafitte ait Raman pikleri



Şekil 4.9. Grafen oksite ait Raman pikleri

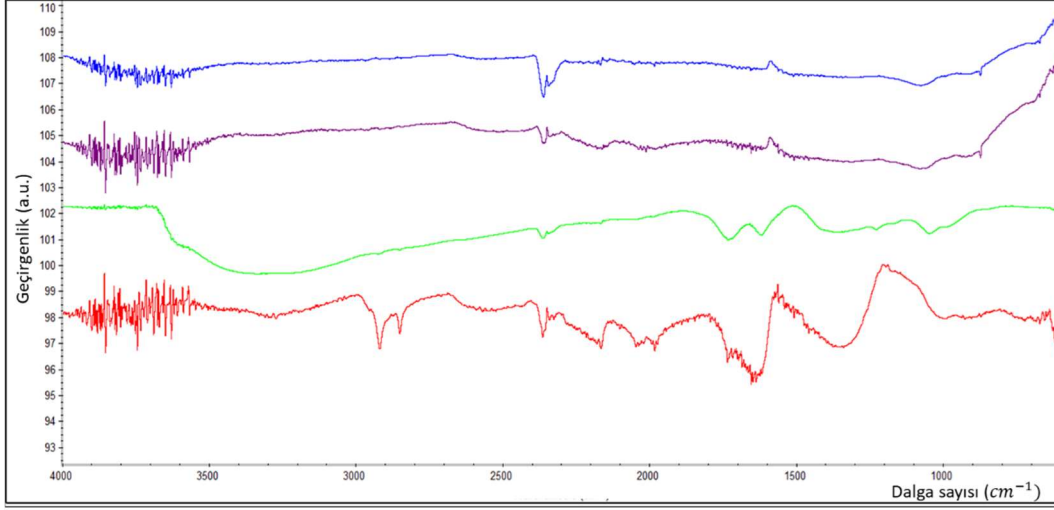


Şekil 4.10. Hidrazin indirgenmiş grafen oksit Raman pikleri

Grafen, grafen oksit ve hidrazin ile indirgenmiş grafen oksite ait Raman spektrumları Şekil 4.8, 4.9 ve 4.10'da gösterilmiştir. Hidrazin ile indirgenmiş grafen oksit için elde edilen Raman spektrumlarında, D bantlarının şiddetleri güçlenirken, G bantlarının yoğunlukları zayıflamıştır. İki bantın konumları, kimyasal indirgeme işlemi sırasında bazı kusurların onarıldığını gösterebilen bir kayma olarak da yorumlanabilir. Literatürde yer alan 2D piki net olarak görülmediği için hesaplamaya ve yoruma katılmamıştır. Raman verileri literatür incelemesi sonucunda uyumlu olduğu görülmektedir.

4.1.4. FT-IR Ölçümleri

Sentezlenen grafen oksit, indirgenmiş grafen oksit ve genişletilmiş grafen oksit tozu, grafen nanoplatete ait FT-IR ölçümleri ve pik konumları Şekil 4.11'de görülmektedir. Spektrumlarda beklendiği şekilde indirgeme aşamalarında oksijenli fonksiyonel grupların artış ve azalışı gerçekleşmiştir. Fonksiyonel grupların yapıda yüksek miktarda bulunmasıyla C=C bağı IR aktivitelerinin artarak daha belirgin hale geldiği gözlemlenmiştir. Kırmızı ile gösterilen hidrazin ile indirgenmiş grafit oksit FT-IR sonuçlarına bakıldığında karbonil grubu gibi grafende meydana gelen defektlerin arttığı 1300-1600 dalga sayısı aralığında görülmektedir. [100].



Şekil 4.11. FT-IR pikleri (mavi: genişletilmiş toz grafit, mor: grafen nanopartikül, yeşil: grafen oksit, kırmızı: hidrazin indirgenmiş grafen oksit)

4.1.5. Grafen Nanomalzemelerin Karakterizasyon Değerlendirmesi

Modifiye Hummers yöntemi ile genişletilmiş grafit tozundan grafen oksit üretimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.2.' de üretilen grafen oksitin renginin açık kahve olduğu gözlemlenmektedir ve 2 gram genişletilmiş grafit ile 557 mg GO üretildi. Grafen oksit için malzeme karakterizasyonu; Çizelge 4.1.' de yer aldığı gibi Grafen Oksit EDX sonuçlarında C/O oranı 3,9 olarak ölçülmüştür. Grafen oksitin XRD sonuçları değerlendirildiğinde GO'ya ait karakteristik kırınım noktaları Şekil 4.3.' te görülmüştür. Ayrıca Çizelge 4.2.'de malzemelerin katmanlar arası mesafesi ve kristalit çapı karşılaştırması verildiği gibi yapıya oksijen içeren fonksiyonel gruplar girmesi sebebiyle katmanlar arası mesafe genişlemiş ve grafitin doğal kristalit yapısına zarar verdiği sonuçlardan anlaşılmaktadır. Grafen oksitin Raman ölçüm sonuçlarında ise I_D/I_G oranının Çizelge 4.3. 'te yer aldığı gibi D pikinin sola kayması ve D pikinin genişliğinin arttığı anlaşılmaktadır. Sentezlenen GO 'ya ait FT-IR ölçümünde ise oksijenli fonksiyonel gruplarının artışı gözlemlenmektedir. Grafen Oksit yapısından rGO üretebilmek için iki farklı indirgeme tekniği denenmiştir. Bunlar hidrotermal ile indirgeme ve hidrazin ile indirgeme yöntemidir. Hidrotermal ile indirgeme işlemi sonrasında 18,1 mg GO ile başlayan indirgeme işlemi sonucunda 1,7 mg rGO üretilmiştir. Hidrazin ile grafen oksit indirgeme yöntemi ile 25 mg grafen oksitten, 17,8 mg rGO üretilmiştir. Hidrazin yöntemiyle daha az kayıp oranıyla rGO üretilmiştir. Bu yüzden GO indirgenmesi aşamasında hidrazin yöntemi seçilmiştir. Sentezlenen rGO'nun EDX

sonuçlarına Çizelge 4.1.' de bakıldığında C/O oranı 10,6 olarak ölçülmüştür. Bu da yapıda oksijenli fonksiyonel grupların azaldığını göstermektedir. Yine rGO için XRD sonuçlarına bakıldığında Çizelge 4.2' de malzemelerin katmanlar arası mesafesi ve kristalit çapı karşılaştırması verildiği gibi yapıya oksijen içeren fonksiyonel grupların azalması sebebiyle katmanlar arası mesafe küçülmüş ve kristalit çapının azaldığı yapıdaki düzelme hesaplama sonuçlarından anlaşılmaktadır. Raman ölçümlerine bakıldığında ise Çizelge 4.3.' te rGO için I_D/I_G oranı D pikinin sola kayması ve D pikinin genişliğinin arttığı anlaşılmaktadır. Yani D bandının şiddeti güçlenirken, G bantlarının yoğunluğu zayıflamıştır. Bu da yapıdaki kusurların onarıldığını rGO sentezinin başarıyla sonuçlandığını göstermektedir. FT-IR ölçümlerinde ise rGO oksijenli fonksiyonel grupların yapıda azalışı gerçekleşmiştir.

4.2. TPU ile Üretilen Tek Katmanlı Sensör Karakterizasyonu

Yukarıda üretiminden bahsedilen TPU ile mürekkep çalışmasının (sensör çalışması) sonuçları aşağıdaki başlıklarda verilmiştir. Buradaki asıl amaç TPU ile yapılan sensörlerin çekme ve geri bırakma testleri ile sensörü karakterize edebilmektir. GNP oranına göre yine çekme ve geri bırakma testlerinde direnç değişimleri araştırılmaktadır. Bu bağlamda, histeresiz ve döngü testleri yapılmıştır. GNP/TPU oranına göre deney grubundan ortalama 3' er adet örneklerle testler yapılmıştır. Burada karakterizasyon datalarının sonuçları üzerinden nihai sensör tasarımı çalışılacaktır.

4.2.1 Tek Katmanlı Sensörlerin Doğrusallık Testleri

Sensörlerin doğrusallık değerlendirilmesi yaparken hepsinde aynı oranda çekme kuvvetleri uygulandı. $\varepsilon = (\Delta L / L_0)$, [$\Delta L=L_1- L_0$]. Bütün sensörlerin uzunlukları 2 cm olarak tasarlandı. ε değerleri sırayla yüzdeler biçimde;

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,02/2)=0,01 \text{ veya } \%1,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,04/2)=0,02 \text{ veya } \%2,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,1/2)=0,05 \text{ veya } \%5,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,2/2)=0,1 \text{ veya } \%10,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,4/2)=0,2 \text{ veya } \%20,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,6/2)=0,3 \text{ veya } \%30,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,8/2)=0,4 \text{ veya } \%40,$$

$$\cdot \varepsilon = (\Delta L / L_0) = (1/2)=0,5 \text{ veya } \%50,$$

Çizelge 4.4. Sensörlerin doğrusallık değerlendirilmesi

B		C							
		%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40	%50
A	%20	%29	%45	%83	%159	-	-	-	-
	%25	%20	%64	%121	%304	-	-	-	-
	%30	%47	%62	%334	%656	%1743	-	-	-
	%40	%14	%31	%35	%168	-	-	-	-
	%50	%12	%30	%48	%93	%133	%167	%197	%216
	%60	%11	%29	%78	%82	%217	%308	%410	%452
	%70	%24	%25	%42	%79	%132	%182	%246	%508

Tablo A: Mürekkep GNP/TPU yüzdeler oranı

Tablo B: Sensörün Çekilme Oranı (ε) Yüzdeler

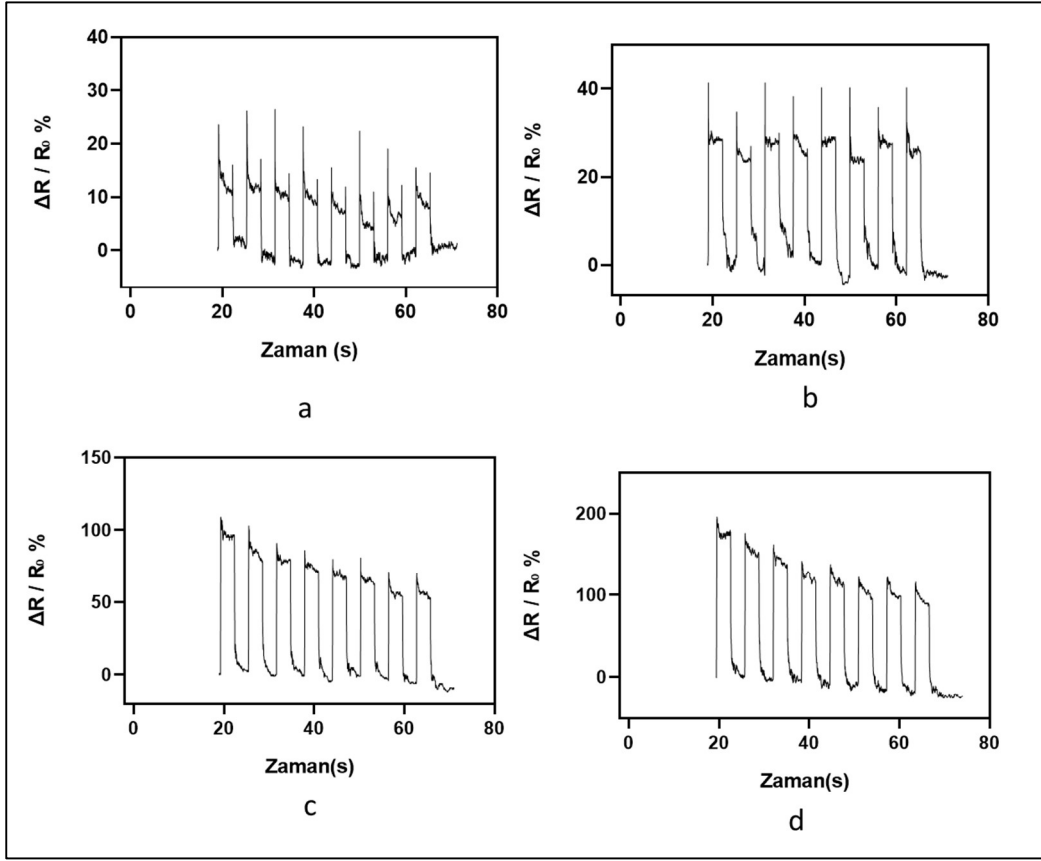
Tablo C: Ölçülen Değer (%'lik değişimi)

Tek katmanlı üretilen GNP/TPU oranı %20-25-30-40-50-60-70 olan sensörlerden 3'er adet sensör üretilmekle birlikte bazı örneklerde yüksek çekmelerde kopma gerçekleşmiştir. Sonuç olarak Çizelge 4.4 'e baktığımızda her mürekkep oranı için yapılan çekmelerde %1-2-5-10-20-30-40-50 bütün sensörlerde direnç değişiminde artış gözlemlenmiştir. Bu da sensörlerin çekmelere karşı doğrusal bir artış ile cevap verdiğini göstermektedir. Düşük konsantrasyonda yapılan sensörler ile yüksek konsantrasyonda yapılan sensörler karşılaştırıldığında, düşük konsantrasyonda üretilen sensörlerin düşük çekmelere verdiği direnç değişimi tepkileri arasındaki fark çok büyüktür. Bu da küçük çekmeleri düşük konsantrasyonda hazırlanan sensörlerde daha hassas ölçebildiğimizi göstermektedir. Literatürde sensörlerin hassasiyeti araştırılırken direnç değişim oranına bakılmaktadır [101,102,103,104]. Ayrıca yine düşük konsantrasyonda üretilen sensörler yaklaşık olarak sensörün boyunun %10 üzerine çekilmesi durumunda doyuma ulaşmış ve sensörlerin direnç değeri çok yükseldiği için sensör yalıtkan olup herhangi bir direnç değeri okunamamıştır. Yüksek konsantrasyonda üretilen sensörler ise düşük çekmelere verdiği direnç değişimi yüzdelere bakıldığında ortalama %5-10'dan sonrasında ciddi artışlar görülmektedir. Bu da yüksek konsantrasyonda üretilen sensörlerin daha hassas çalışma aralığının yüksek çekmelerde olduğunu göstermektedir. Ayrıca üretilen sensörlerin daha yüksek çekmelere maruz bırakılmamasının sebebi ise malzemenin yırtılması riskidir.

4.2.2. Tek Katmanlı Sensörlerin Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları

4.2.2.1. %20 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 20 olarak tasarlanan sensörün %1-10 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.12'de farklı çekme oranlarında alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.12. %20 GNP/TPU olan sensörün a) %1’lik çekme testi, b) % 2’lik çekme testi, c) %5’lik çekme testi, d) %10’luk çekme testi

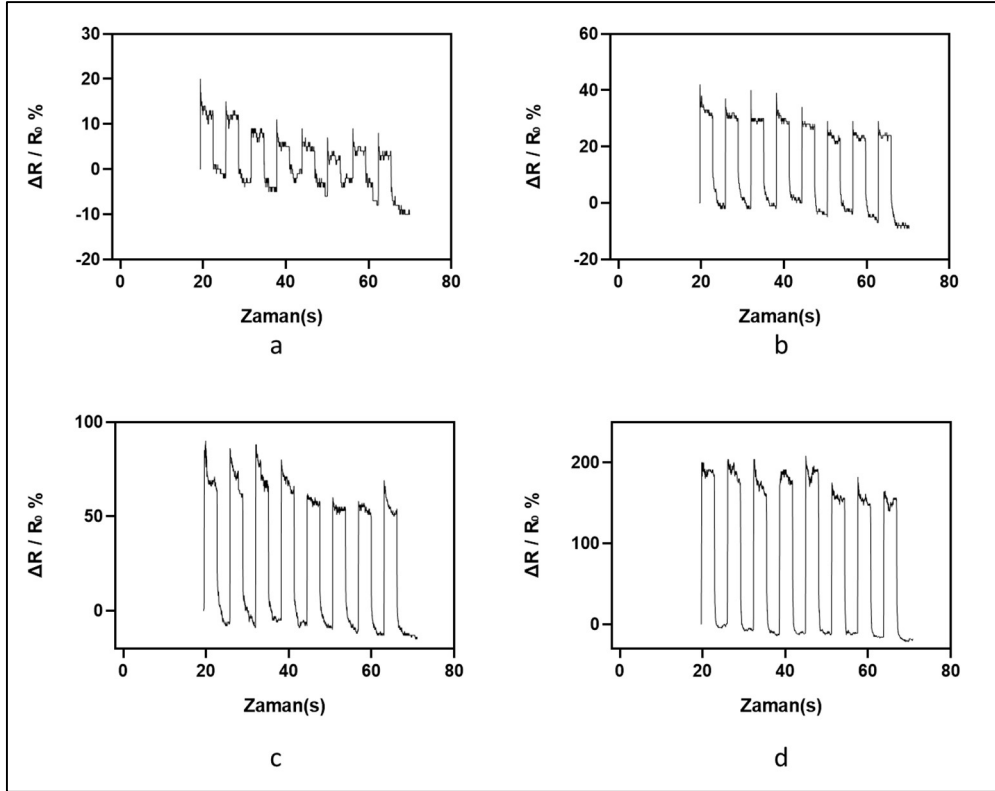
%20 GNP/TPU olan sensörün;

- %1’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $143.214 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $144.735 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %1,06 olarak hesaplanmıştır.
- %2’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $181 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $177 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-2,3 olarak hesaplanmıştır.
- %5’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri $257,952 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci $235,725 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-9 olarak hesaplanmıştır.
- %10’luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $342,42 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $263 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-23 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme ve geri bırakma testleri tamamlanınca sensörün direnç değişim farkı %89 olarak hesaplanmıştır.

4.2.2.2 %25 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 25 olarak tasarlanan sensörün %1-10 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.13'te farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.13. %25 GNP/TPU olan sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme testi

%25 GNP/TPU olan sensörün;

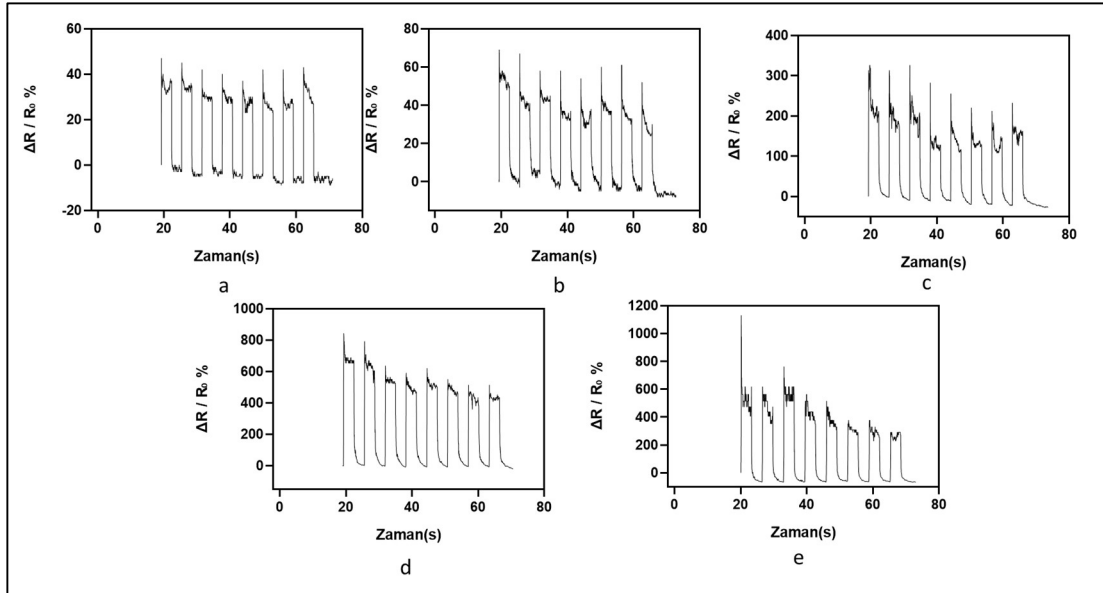
- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $183 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $164 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-10 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $178 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $163 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-9 olarak hesaplanmıştır.
- % %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $160 \text{ k}\Omega$ ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $171 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %7 olarak hesaplanmıştır.

- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 168 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 173 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %3,3 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme ve geri bırakma testleri tamamlanınca sensörün direnç değişim farkı %-9 olduğu belirlenmiştir.

4.2.2.3 %30 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 30 olarak tasarlanan sensörün %1-20 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.14.'te farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.14. %30 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) % 20'lik çekme testi

%30 GNP/TPU olan sensörün;

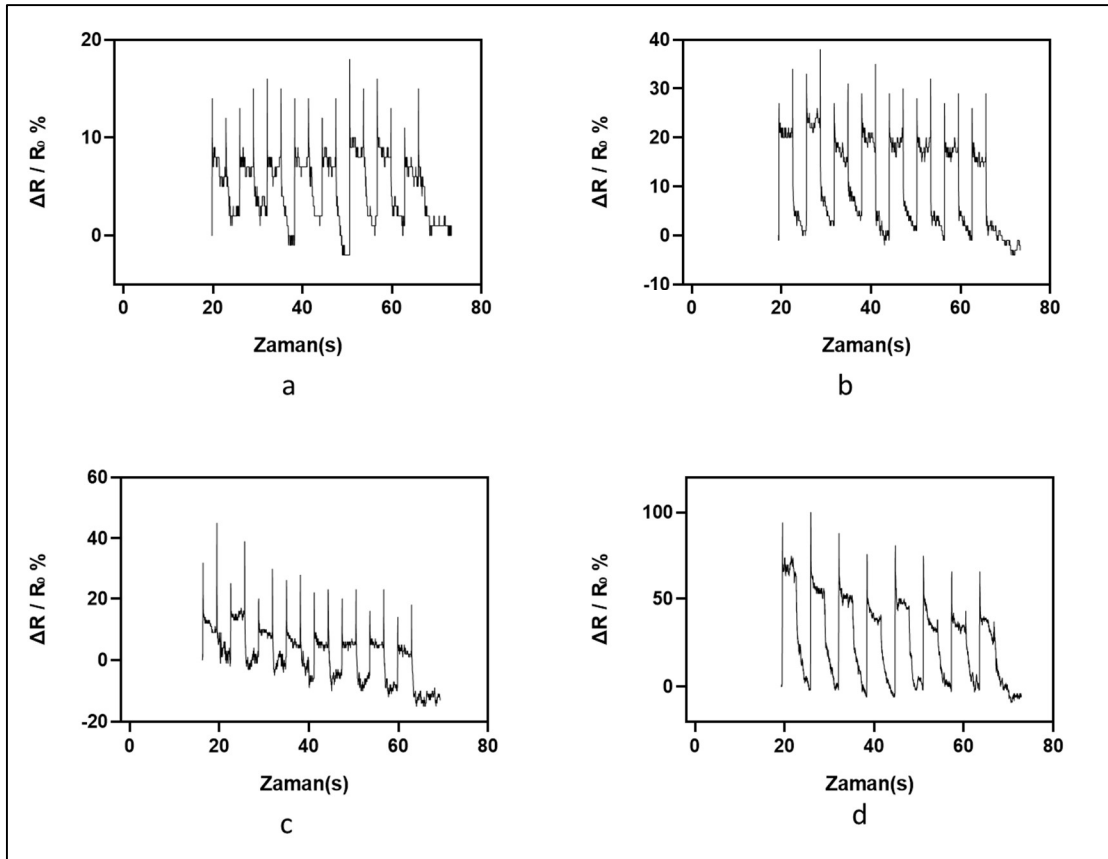
- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 431 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 389 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-9,8 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 376 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 381 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %1,4 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 366 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 345 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,9 olarak hesaplanmıştır.

- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 243 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 297 ölçülmüştür. Aradaki fark %22,3 olarak hesaplanmıştır.
- %20'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 312 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 482 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %54,8 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlandıncı sensörün direnç değışim farkı %12 olarak hesaplanmıştır.

4.2.2.4 %40 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 40 olarak tasarlanan sensörün %1-10 çekme aralığında dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.15.' te farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.15. % 40 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi

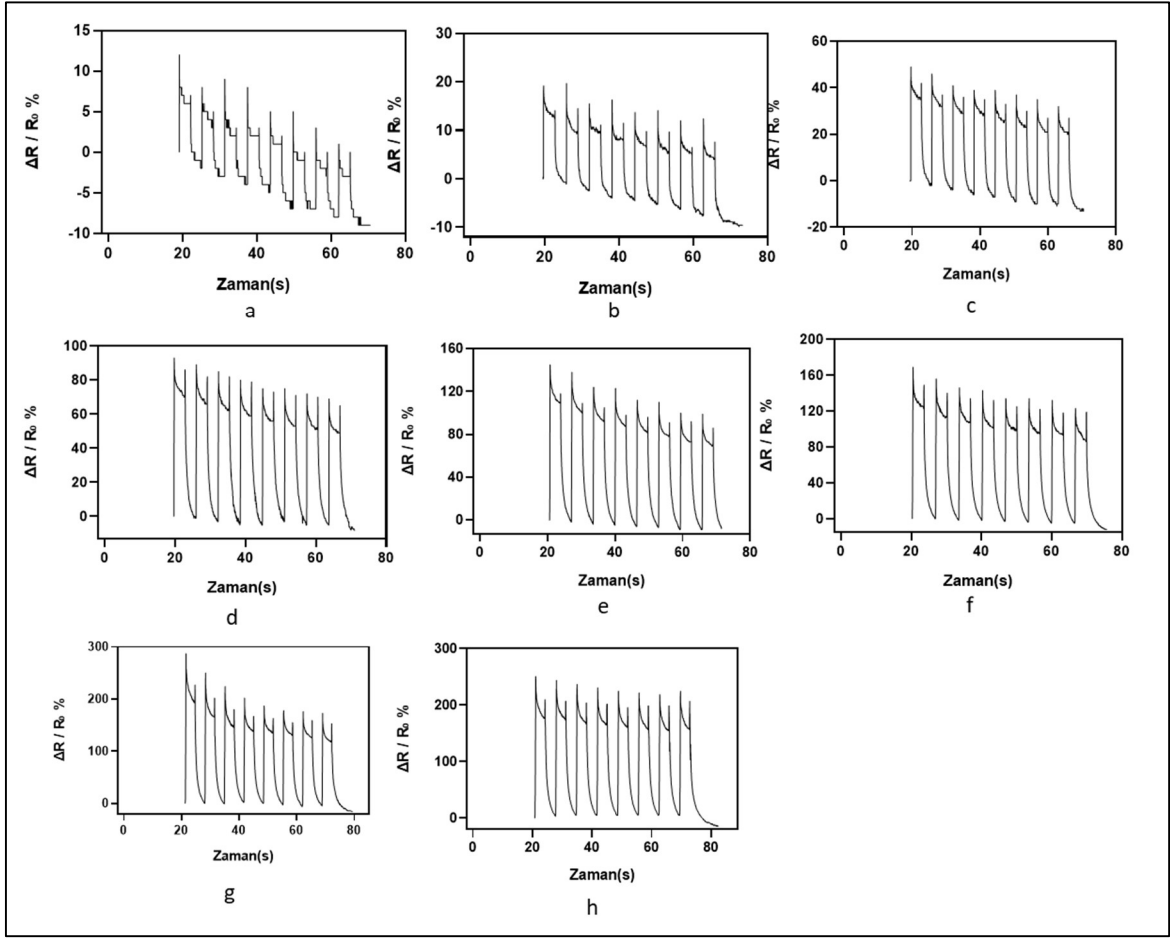
% 40 GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 76 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 78 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %2,5 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 75 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 91 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %21 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 160 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 139 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %13 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 136 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 152 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %11,8 olarak hesaplanmıştır.

Döngü çekme-germe testleri tamamlanınca sensörün direnç değişim farkı %8 olarak hesaplanmıştır.

4.2.2.5 %50 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 50 olarak tasarlanan sensörün %1-50 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.16' da farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.16. % 50 GNP/TPU olan sensörün a) % 1'lik çekme testi b) % 2'lik çekme testi c) % 5'lik çekme testi d) % 10'luk çekme testi e) % 20'lik çekme testi f) % 30'luk çekme testi g) % 40'lik çekme testi h) % 50'lik çekme testi

% 50 GNP/TPU olan sensörün;

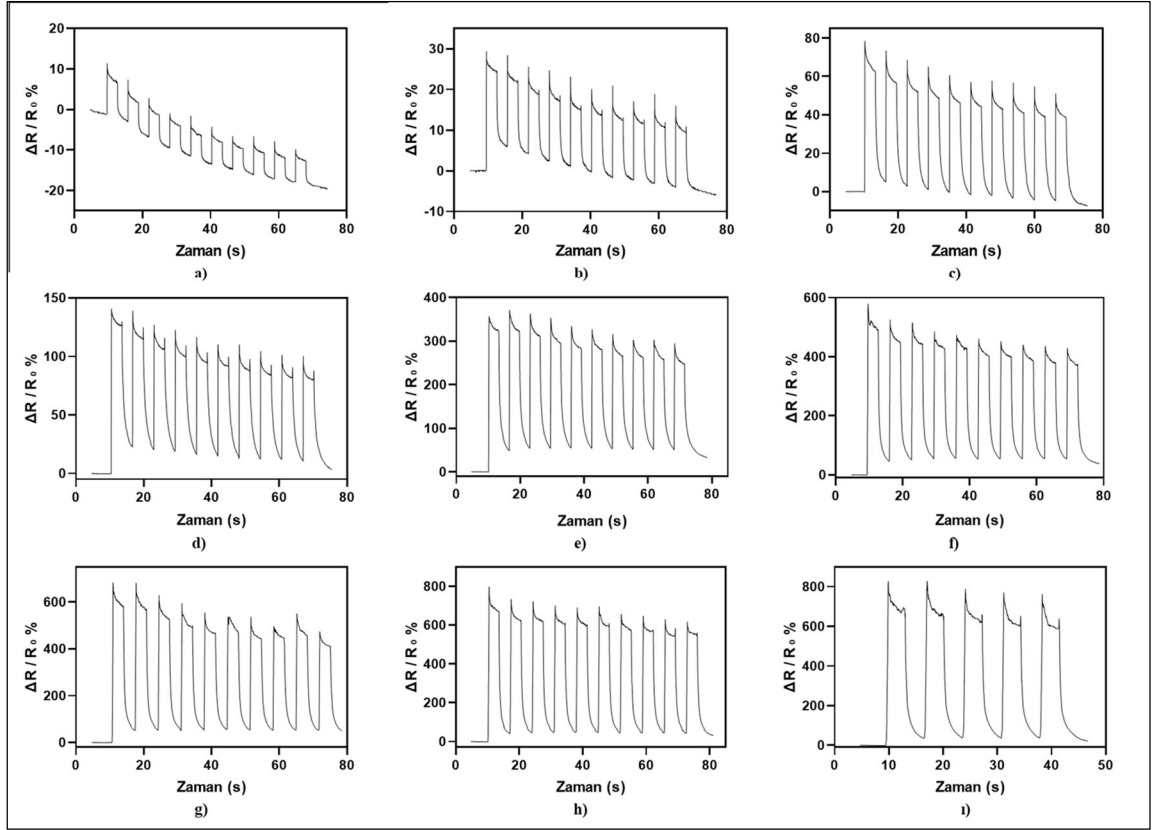
- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 26 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 23 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark % -11,5 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 23 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 22 k Ω ölçülmüştür. Aradaki olarak %-1 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 21 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %1,7 olarak hesaplanmıştır.

- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 23 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %11,8 olarak hesaplanmıştır.
- %20'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 19 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 21 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %7 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 17 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 23 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %28,1 olarak hesaplanmıştır.
- %40'lık çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 23 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 26 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %13 olarak hesaplanmıştır.
- %50'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20 k Ω ve 8 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 28 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %38,3 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme ve geri bırakma testleri tamamlanınca sensörün direnç değişim farkı %8 olduğu belirlenmiştir.

4.2.2.6 %60 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 60 olarak tasarlanan sensörün %1-60 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.17' de farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.17. %60 GNP/TPU olan sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme testi e) %20'lik çekme testi f) %30'luk çekme testi g) %40'lık çekme testi h) %50'lik çekme testi i) %60'lık çekme testi

%60 GNP/TPU olan sensörün;

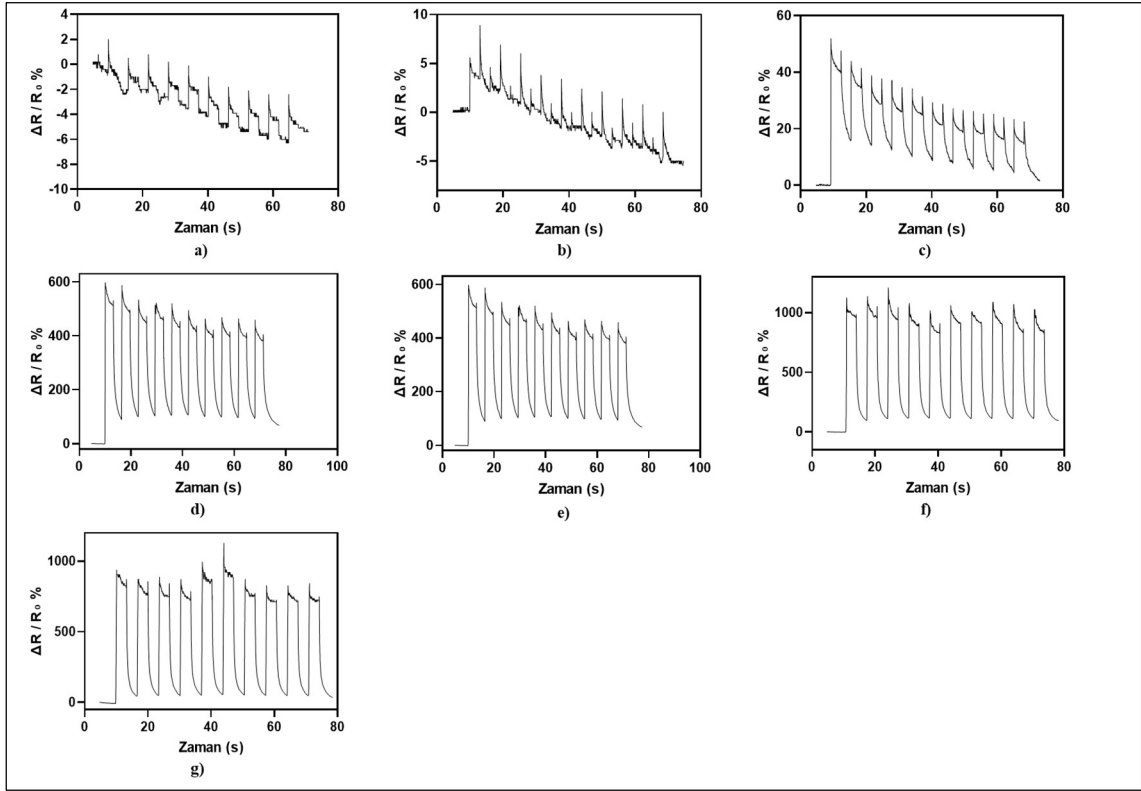
- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 13 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 10 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-19,5 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 11 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 9 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5 olarak hesaplanmıştır.

- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 9 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 8 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 9 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 10 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %3 olarak hesaplanmıştır.
- %20'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 7 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 10 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %32 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 8 k Ω 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 12 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %38 olarak hesaplanmıştır.
- %40'lık çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 7 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 11 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %48 olarak hesaplanmıştır.
- %50'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 8 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 10 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %30 olarak hesaplanmıştır.
- %60'lık çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 13 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 16 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %20 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme ve geri bırakma testleri tamamlandıca sensörün direnç değişim farkı %23 olduğu belirlenmiştir.

4.2.2.7 %70 GNP/TPU içeren esnek sensörün çekme ve geri bırakma testi

GNP/TPU oranı yüzde 70 olarak tasarlanan sensörün %1-50 çekme aralığındaki dirençleri ölçülmüştür. Şekil 4.18' de farklı çekme yüzlerinde alınan ölçümler sonucunda elde edilen grafikler yer almaktadır.



Şekil 4.18. % 70 GNP/TPU olan sensörün a) % 1’lik çekme testi b) % 2’lik çekme testi c) % 5’lik çekme testi d) % 10’luk çekme testi e) % 20’lik çekme testi f) % 40’lık çekme testi

% 70 GNP/TPU olan sensörün;

- %1’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $7 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $6 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %5 olarak hesaplanmıştır.
- %2’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $6,8 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $6,2 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %5 olarak hesaplanmıştır.
- %5’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $6 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $6 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %1,6 olarak hesaplanmıştır.
- %10’luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $6 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $8 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark % 36 olarak hesaplanmıştır.
- %20’lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $6 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $10 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %67 olarak hesaplanmıştır.

- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 7 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 13 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %91 olarak hesaplanmıştır.
- %40'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 27 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %35 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme ve geri bırakma testleri tamamlanınca sensörün direnç değişim farkı % 286 olduğu belirlenmiştir.

4.2.2.8. Tek katmanlı esnek sensörlerin çekme ve geri bırakma testlerinin değerlendirilmesi

Yukarıda 4.2.2.1.-4.2.2.7 başlıkları arasında sonuçları verilen ve çekme bırakma testlerinin amacı, sensörün aynı çekmelerde belirli döngü sürecinde nasıl direnç değişimi gösterdiğinin ölçülmesidir. Burada GNP/TPU oranına göre yapılan sensörlerin %1-50 oranları arasındaki çekmelerde genellikle sensörlerin ilk çekmeleri yüksek olup sonrasında yavaş yavaş direnç değişim değerinin azaldığı gözlenmektedir. Bu da nanokompozit yapısının (TPU ve GNP karışımı yapı) daha düzenli hale geldiğini göstermektedir [102,103,104,106]. Bu da aslında sensörün belirli çekme ve geri bırakma oranında 1000 ve üzeri döngüler oluşturarak sensörün yapısını daha düzenli hale getirildiğinde bu kadar ani azalmaların olmayacağına işaret etmektedir. Yüksek GNP konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin nano dolgu yapısının daha sıkı istiflenmiş düzende olmasından dolayı, düşük oranda çekmeler haricinde, yüksek çekmelerde döngü boyunca daha düzenli direnç değişimleri gözükmemektedir. Her sensör için döngüdeki bütün %1-2-5-10-20-30-40-50 çekmeleri sonucunda; sensörlerin gerinim uygulanmadan önce okunan direnç değerleri ile bütün testler sonucunda okunan direnç değerleri karşılaştırılmıştır ve başlangıç ve bitiş dirençleri arasındaki fark hesaplanmıştır. Burada yapılan değerlendirmede; düşük konsantrasyonda üretilen sensörler zaten çok büyük çekmelere maruz kalamadığı için değişim değerleri düşüktür. Fakat çok yüksek çekmelere maruz bırakılan yüksek GNP konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin direnç değişim değerleri çok yüksek çıkmıştır. Bu da üretilen sensörlerin hassaslığına ve nano dolgu yapıya, kullanılan malzemenin karakterine vurgu yapmaktadır [105].

4.2.3. Tek Katmanlı Sensörlerin Tepki Sürelerinin Ölçülmesi

Bir sensörün tepki süresini hesaplariken başlangıç direnç değerinin (R_0) %10 fazlasının, yine başlangıç direnç değerinin %90 fazlasına ulaşana kadar geçen saniye cinsinden süredir. Aşağıdaki Çizelge 4.5.'te üretilen sensörlerin belirli çekmelere karşı hesaplanan tepki süreleri bulunmaktadır. Tepki süresi, bir sensörün uygulanan gerilimdeki bir değişikliği tespit etmesi ve buna yanıt vermesi için geçen süreyi ifade eder. Hassasiyet değerlendirmesi tepki süresi göz önünde bulundurularak değerlendirilir, tepki süresi üzerinden değerlendirilmemektedir.

Çizelge 4.5. Geliştirilen sensör çeşitlerinde çekme oranlarına bağlı olarak tepki süreleri

B		C							
		%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40	%50
A	%20	0,0999 s	0,0656 s	0,070 s	0,0460 s	-	-	-	-
	%25	0,222 s	0,0454 s	0,0484 s	0,028 s	-	-	-	-
	%30	0,0625 s	0,0470 s	0,131 s	0,011 s	0,0075 s			
	%40	0,309 s	0,143 s	0,126 s	0,043 s	-	-	-	-
	%50	0,234 s	0,146 s	0,0907 s	0,0783 s	0,110s	0,105s	0,126s	0,101s
	%60	0,262s	0,100s	0,0747s	0,0717s	0,0607s	0,0804s	0,0572s	0,0647s
	%70	1,87s	1,56s	0,241s	0,0926s	0,066s	0,033s	0,045s	

Tablo A: Mürekkep GNP/TPU yüzdeler oranı

Tablo B: Sensörün Çekilme Oranı (ϵ) Yüzdeler

Tablo C: Tepki Süresi saniye (s) cinsinden;

Bu tablodaki veriler değerlendirildiğinde düşük çekmelere en hızlı cevap veren düşük konsantrasyonda üretilen sensörlerdir. Yüksek çekmelere zaten düşük konsantrasyondaki sensörler cevap verememektedir. Fakat GNP/TPU oranı %40-50 olan sensörler ile %60-70 sensörler yüksek çekmelerde verdikleri tepki sürelerine bakıldığında %60-70 mürekkep oranında üretilen sensörlerin tepki sürelerinin daha kısa olduğu, böylelikle uyarımlara daha hızlı cevap alınabileceği anlaşılmaktadır.

4.2.4. Tek Katmanlı Sensörlerin Ölçüm Faktörü

Bir sensörün hassasiyetini, karakterizasyonu tartışırken ölçüm faktörü (ÖF) değeri öne çıkmaktadır. ÖF ne kadar yüksekse sensördeki bozunma o kadar yüksektir. Bozunma ne kadar yüksek ise sensör o kadar hassastır, bozunma ne kadar az ise sensör daha az hassastır.

$$GF(\text{ÖF}) = \frac{\Delta R/R_0}{\varepsilon}$$

ile hesaplanmaktadır.

Eşitlikten de anlaşılacağı gibi uzama miktarındaki küçük değişimlerde bile direnç önemli ölçüde değişiyor ise ÖF değeri artmakta; böylelikle kalp ritmi ya da nabız izleme gibi uygulamalarda kullanılacak olan sensörlerin çok hassas olması beklenmektedir.

Aşağıdaki Çizelge 4.6.'de üretilen sensörlerin ÖF karşılaştırma çizelgesi bulunmaktadır. Burada belirli çekmelere karşı sensörlerin verdiği ölçüm faktörü değerleri bulunmuştur.

Çizelge 4.6. Geliştirilen sensörlerin ÖF değerleri

		C							
		B	%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40
A	%20	28,91	22,32	16,69	15,90	doyum	doyum	doyum	doyum
	%25	19,75	32,22	24,21	30,42	doyum	doyum	doyum	doyum
	%30	46,84	31,15	66,87	65,61	87,13	doyum	doyum	doyum
	%40	14,22	15,32	6,97	16,76	doyum	doyum	doyum	doyum
	%50	12,48	14,99	9,69	9,34	6,63	5,56	4,94	-
	%60	11,17	14,59	15,67	8,16	10,85	10,26	10,24	9,04
	%70	3,13	2,81	4,85	6,33	10,97	17,75	14,44	-

Tablo A: Mürekkep GNP/TPU yüzdelik oranı

Tablo B: Sensörün Çekilme Oranı (ε) Yüzdelik

Tablo C: Ölçüm faktörü

$\text{ÖF} = (\Delta R / R_0) / \varepsilon$ formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

Çizelge incelendiğinde düşük konsantrasyonda düşük çekmelerde elde edilen ÖF değerleri yüksek konsantrasyon ile üretilmiş sensörlerin ÖF değerlerinden daha büyük olduğu görülmektedir. Bu da yine asıl tasarlanması planlanan sensörün iki katmanlarından birini düşük konsantrasyon olarak seçersek; düşük çekmeler için daha iyi tepkiler alabileceğimizi gösterir niteliktedir. Çizelge 4.7’de GNP/TPU konsantrasyon oranı %40-50 olan sensörler ile %60-70 olan sensörlerin hesaplanan ÖF değerlerine bakıldığında GNP/TPU konsantrasyon oranı %60-70 olan sensörlerin ÖF değerleri daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu da yüksek çekmelerde, yüksek konsantrasyona sahip olan sensörlerin daha hassas cevap verdiğini göstermektedir.

4.2.5. Tek katmanlı Sensörlerin Çalışma Aralığının ve Lineer Aralığın Belirlenmesi

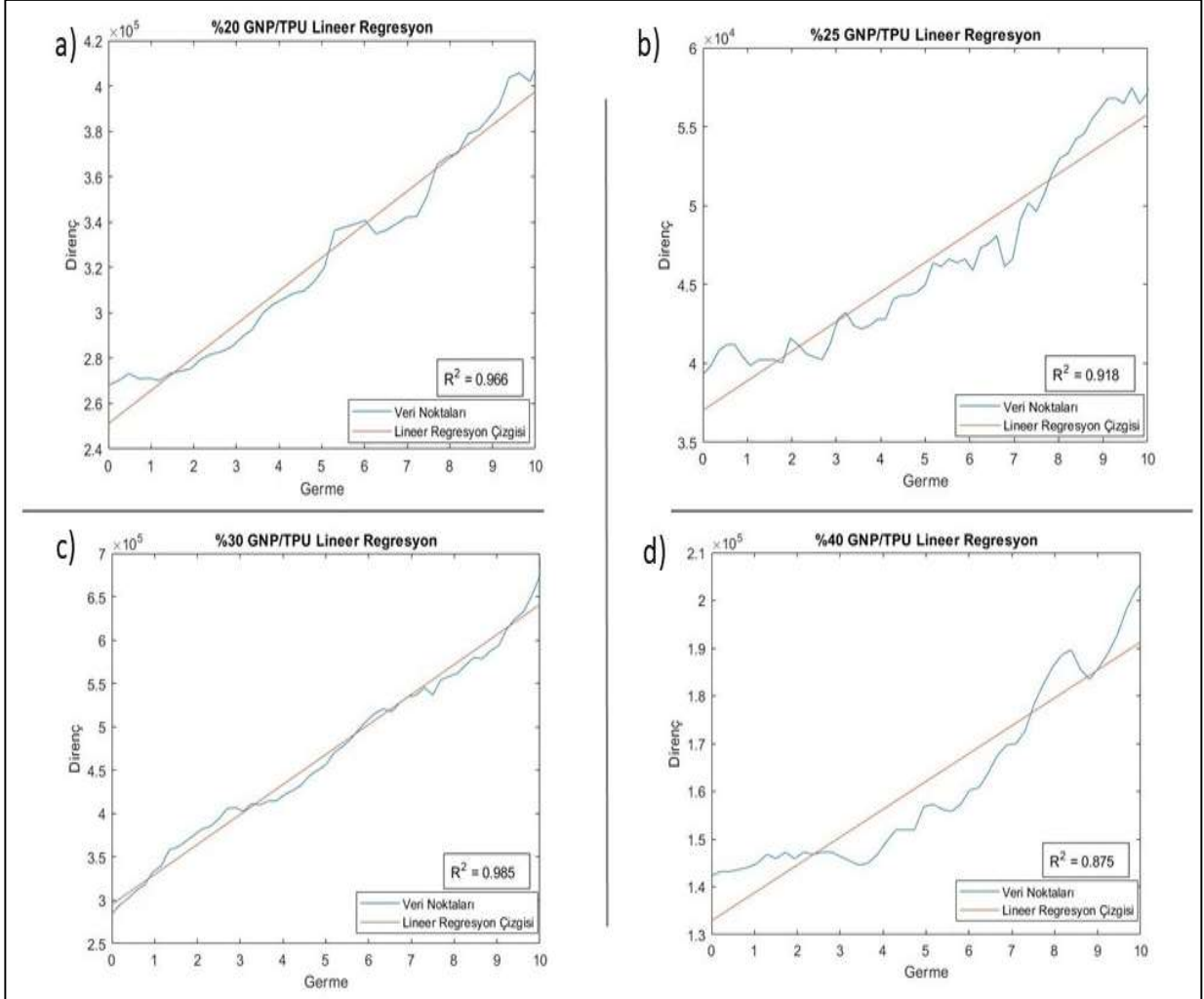
Lineer regresyon, polinomun derecesi 1 olduğunda, basit lineer regresyon için $f(x) = cx + d$ olan doğrusal bir fonksiyon söz konusudur. Esnek sensörlerde çalışma aralığı (Working Range, WR) belirlenirken sensörler farklı çekmelere maruz bırakılmıştır. Bu çekmeleri belirlerken sensörün fiziksel maddesinin yapısı göz önüne alınmıştır. Sensörü çekilebileceği maksimum seviyeye kadar çekip, direnç değişimi sabit değere ulaştıncaya kadar çalışma aralığı belirlenmiştir. Çekmelere karşı, direnç değişimi devam ettiği noktaya kadar çalışma aralığı belirlenebilmektedir. Ayrıca aşağıdaki grafiklerde GNP/TPU oranı düşük olan sensörlerde yüksek çekmelerde doyuma ulaşma ya da iletkenliğini kaybetme durumu gözlemlendiği için ($1G\Omega$ ve üzeri gibi) bu bölgeler çalışma aralığına dahil edilmemiştir [102,103,104].

Ayrıca lineer regresyon yapılırken sensörlerin R^2 değerleri $R^2 = 1 - \frac{SSR}{SST}$ formülü ile hesaplanmıştır. Bu değer ne kadar 1’e yakınsa sensörün çözünürlüğü o kadar yüksek ve sensör doğru çalışıyor anlamına gelmektedir.

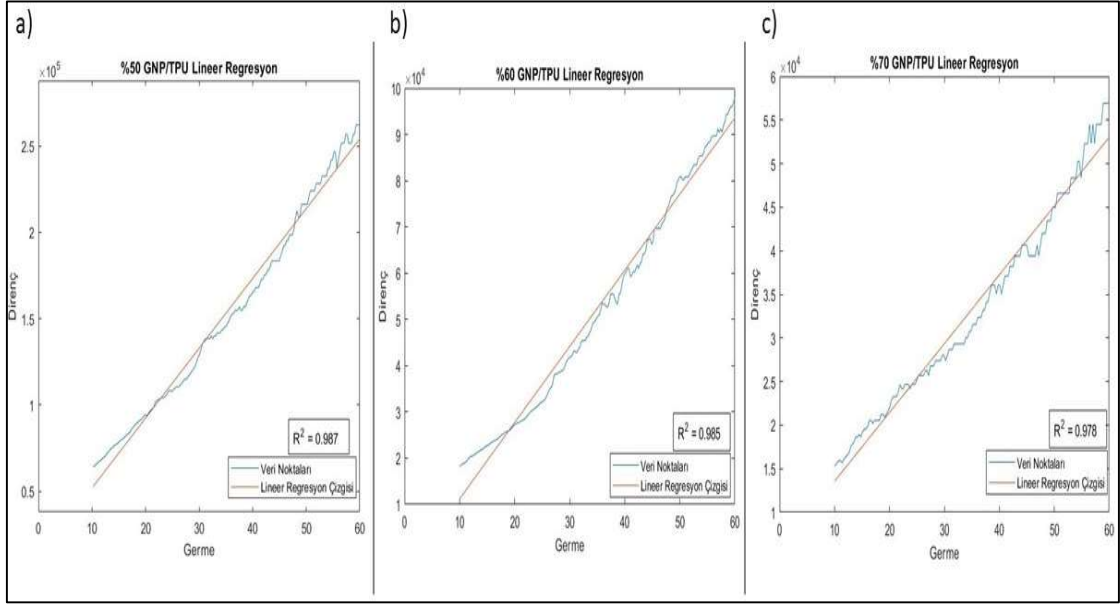
SSR: Regresyonun kareleri toplamı

SST: Gerçek değerlerin karelerinin toplamı

Lineer aralık (Linear Range, LR) belirlenirken Matlab programında Lineer Regresyon kodu girilerek grafiği çizdirilmiştir (Ek 1).



Şekil 4.19. a) %20 GNP/TPU, b) %25 GNP/TPU, c) %30 GNP/TPU, d) %40 GNP/TPU oranlarına sahip sensörlerin çalışma aralığı.



Şekil 4.20. a) %50 GNP/TPU, b) %60 GNP/TPU, c) %70 GNP/TPU oranlarına sahip sensörlerin çalışma aralığı.

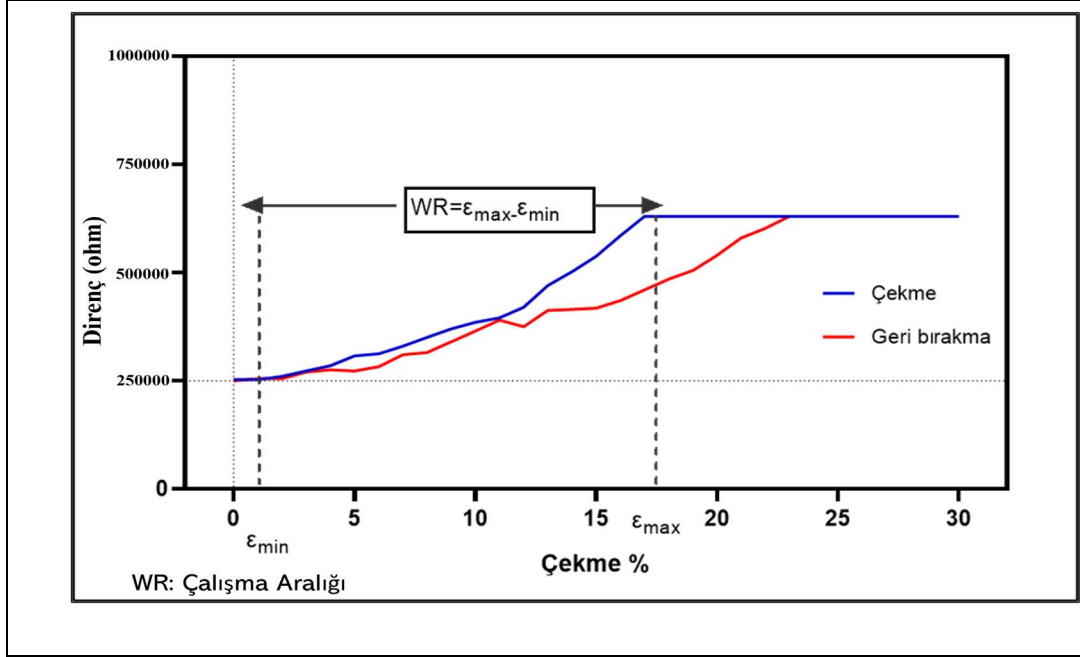
Maksimum değere kadar çekilmeden elde edilen direnç değişimindeki grafik lineer aralık çalışmasında incelenmiştir. Karakterizasyonu araştırılan sensörlerin lineer aralık için oluşturulan lineer regresyon ve hesaplanan R^2 sonuçları değerlendirildiğinde; kullanılan polimerin ve aynı matris yapıdaki mürekkebin belirli konsantrasyonlarında sensörlerin maksimum çekmeler boyunca tamamen lineer arttığı söylenemez. Bu durum polimerin mekanik yapısı ve sensörün bulunduğu çevresel faktörlerde göz önünde bulundurulmalıdır. Şekil.4.19’da a) %20 GNP/TPU, b) %25 GNP/TPU, c) %30 GNP/TPU, d) %40 GNP/TPU oranlarına sahip sensörlerin lineer çalışma aralıkları %10 ‘a kadar olan çekmelere kadar olduğu görülmektedir. Sırasıyla R^2 değerleri a) %20 GNP/TPU $R^2 = 0.966$, b) %25 GNP/TPU $R^2 = 0.918$, c) %30 GNP/TPU $R^2 = 0.985$, d) %40 GNP/TPU $R^2 = 0.875$.

Şekil.4.20’de a) %50 GNP/TPU, b) %60 GNP/TPU, c) %70 GNP/TPU oranlarına sahip sensörlerin lineer çalışma aralıkları %10- %60 ‘a kadar olan çekmelere kadar olduğu görülmektedir. Sırasıyla R^2 değerleri a) %50 GNP/TPU $R^2 = 0.987$, b) %60 GNP/TPU $R^2 = 0.985$, c) %70 GNP/TPU $R^2 = 0.978$,

4.2.6. Tek katmanlı Sensörlerin Histeresiz Analizi

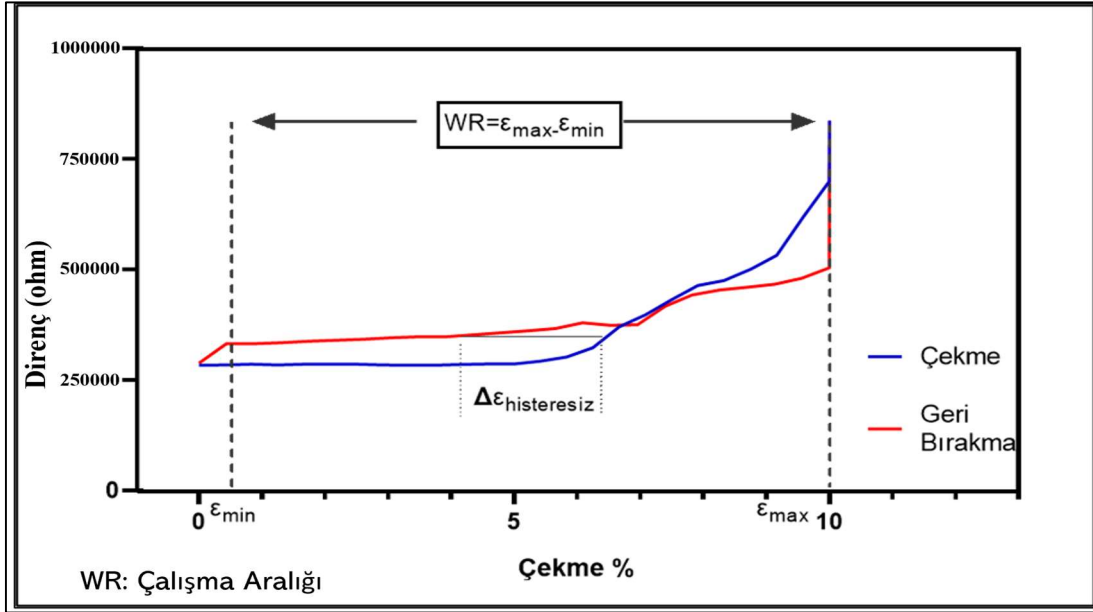
Histeresiz, bir sensörün gerilme sırasında ölçülen direnç değerleri ile tekrar aynı değerlerde bırakılması sırasında ölçülen direnç değerleri arasında tutarlılığını ifade eder.

Germe ve bırakma sırasında her zaman aynı direnç değışimi değeri elde edilmesi mümkün değildir. Malzemenin karakteristik özelliklerinden, çevresel faktörlere kadar hassasiyetini etkileyen etmenler bulunmaktadır. Bu aynı çekme değeri oluşturan direnç değışimlerinin elde edilmemesiyle oluşan alan sensörün hata alanıdır [108,109].



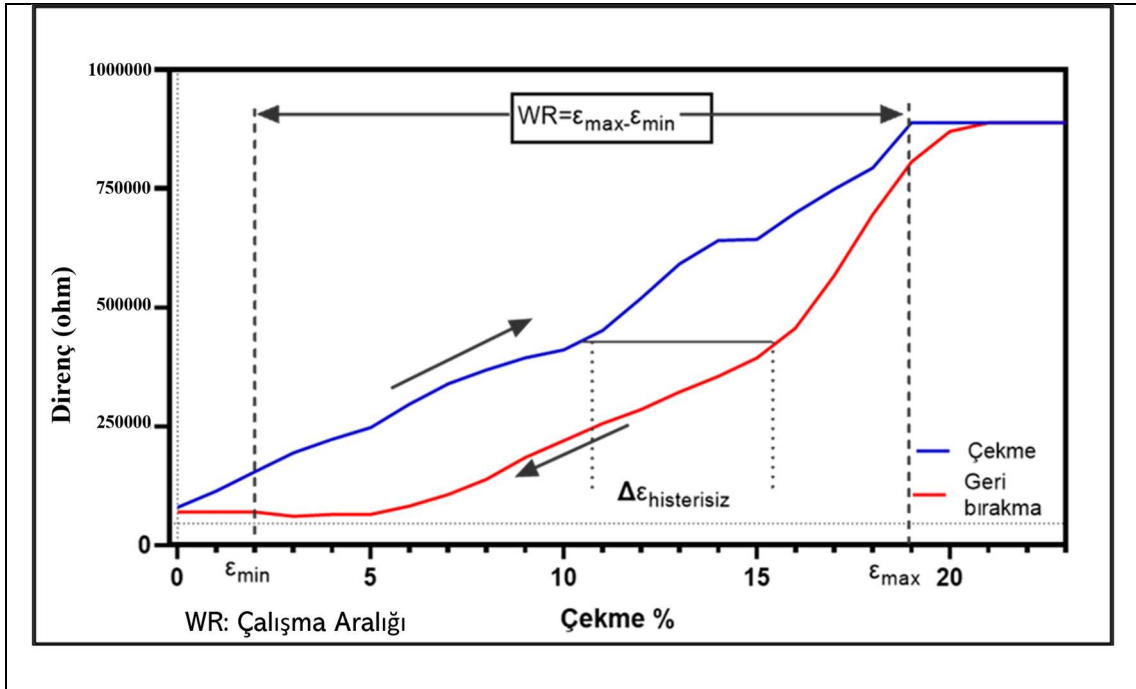
Şekil 4.19. % 20 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%20 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %20 (4 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Yaklaşık olarak %17 çekme değeri geldiğinde sensör; bu noktada iletken karbon nanomalzeme arasındaki iletimi sağlayan noktalar gerinim arttıkça kaybolmuştur. Geri bırakmaya başlandığında iletimi sağlayan noktalar tekrar oluşarak ölçülen direnç değeri ile histeresiz grafiğini oluşturulmuştur.



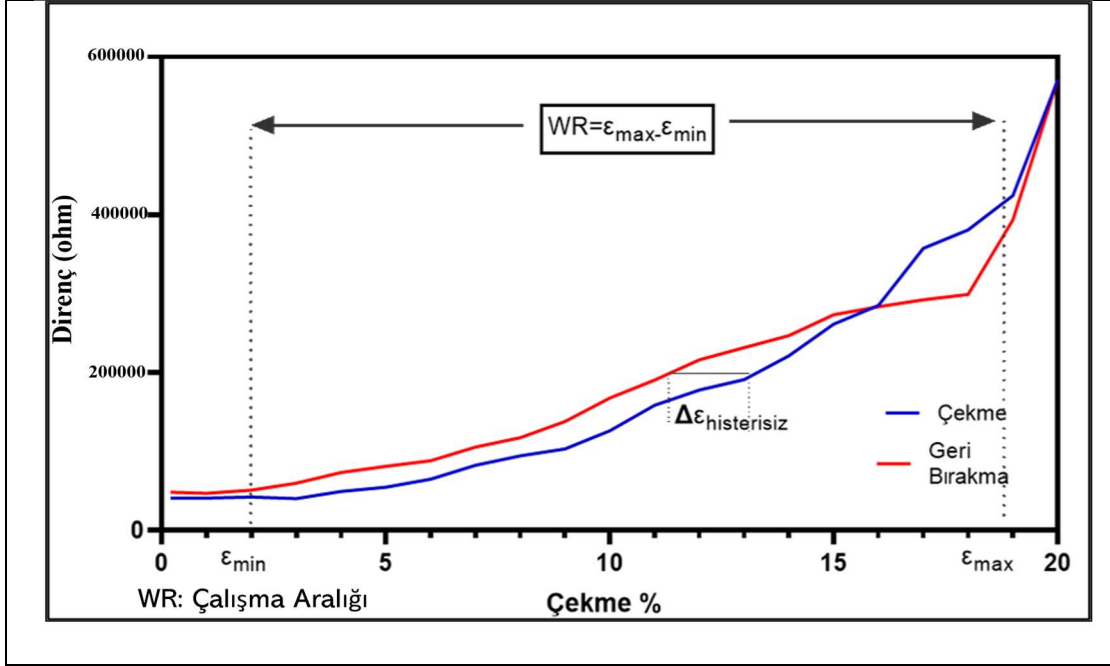
Şekil 4.22. % 25 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%25 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %10 (2 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Yaklaşık olarak %10 çekme değerine geldiğinde sensör; bu noktada iletken karbon nanomalzeme arasındaki iletimi sağlayan noktalar gerinim arttıkça kaybolmuştur. Geri bırakmaya başlandığında iletimi sağlayan noktalar tekrar oluşarak ölçülen direnç değerleri ile histeresiz grafiğini oluşturulmuştur.



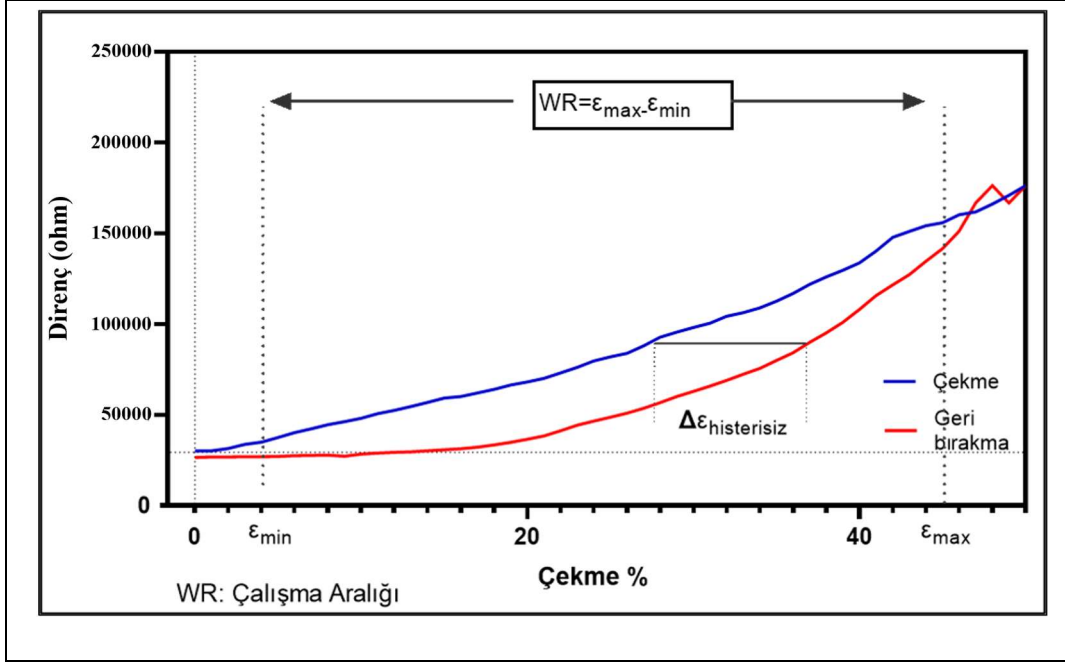
Şekil 4.20. % 30 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%30 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %30 (6 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Yaklaşık olarak %19 çekme değerine geldiğinde sensör; bu noktada iletken karbon nanomalzeme arasındaki iletimi sağlayan noktalar, gerinim arttıkça kaybolmuştur. Geri bırakmaya başlandığında iletimi sağlayan noktalar tekrar oluşarak ölçülen direnç değerleri ile histeresiz grafiğini oluşturulmuştur.



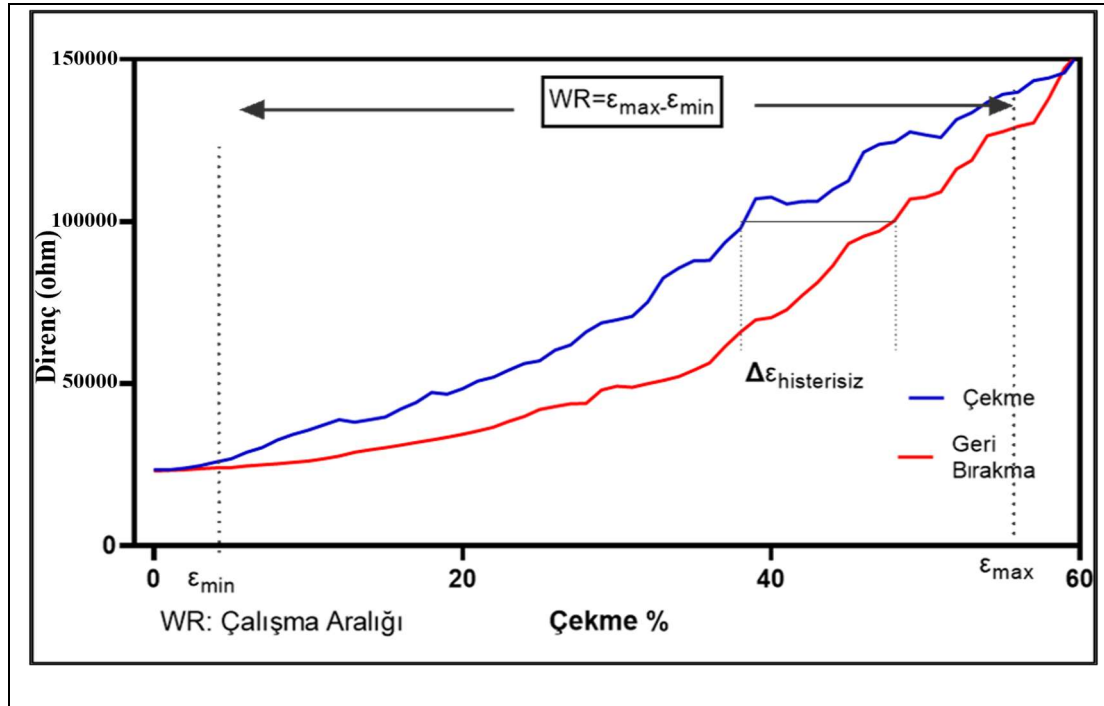
Şekil 4.21. % 40 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%40 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %20 (4 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaşana kadar ve sonra geri bırakmaya başladığında direnç değerleri ölçülerek histeresiz grafiği oluşturulmuştur.



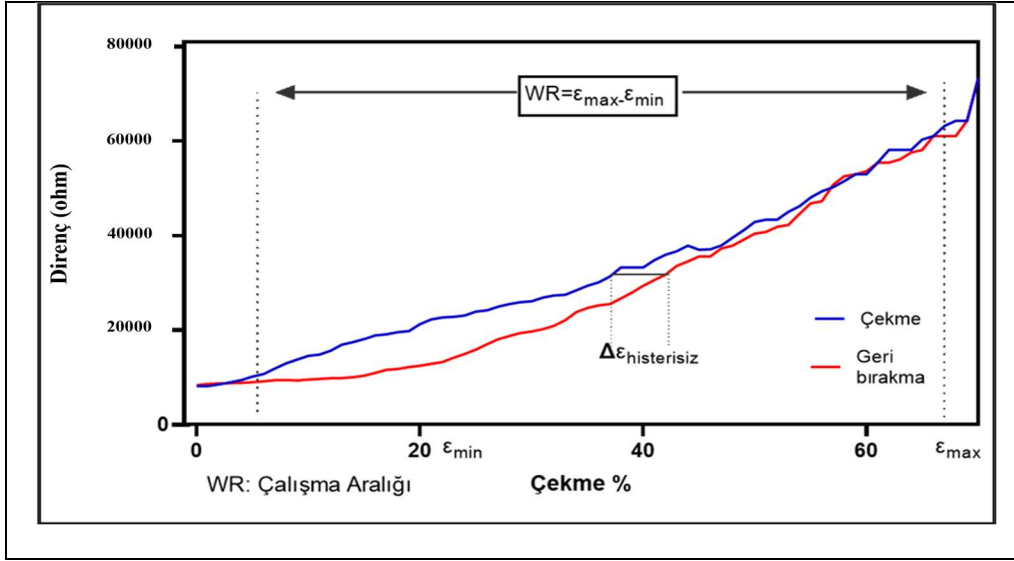
Şekil 4.22. % 50 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%50 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %50 (10 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaşana kadar ve sonra geri bırakmaya başladığında direnç değerleri ölçülerek histeresiz grafiği oluşturulmuştur.



Şekil 4.23. % 60 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%60 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %60 (12mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaşana kadar ve sonra geri bırakmaya başladığında direnç değerleri ölçülerek histeresiz grafiği oluşturulmuştur.



Şekil 4.24. %70 GNP/TPU olan sensörün histeresiz grafiği

%70 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %70 (14mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaşana kadar ve sonra geri bırakmaya başladığında direnç değerleri ölçülerek histeresiz grafiği oluşturulmuştur.

Histeresiz analizi yaparken sensörü maksimum noktaya (düşük GNP/TPU oranına sahiplerde doyuma ulaşma noktasına; yüksek GNP/TPU oranına sahip sensörlerde ise yırtılma olasılığı yüksek gerinimlere) kadar çekip sonrasında tekrar aynı oranlarda aynı zaman aralıkları ile bırakarak direnç değerleri okunmuştur. % 20-70 arası GNP/TPU olan sensörlerin histeresiz grafiklerinde sensörlerin çalışma aralıkları gösterilmiştir. %20 GNP/TPU örneğinde lineer artış gösteren çalışma aralığı %1-8 olarak değerlendirildiğinde sensörün %1-8 çekmelerde daha hassas ve daha doğrusal direnç değişimlerine sahip olduğu anlaşılmaktadır. % 30 GNP/TPU sensöründe yaklaşık olarak %19 çekme oranlarına gelince sensör doyuma ulaşmış ve direnç değişimi okunamamıştır. Geri bırakmada ise tekrar direnç değerleri okunmaya başlamıştır. % 40 GNP/TPU örneğinde polimerin yapısından kaynaklı veya çevresel faktörlerden de olabileceği gibi ölçüm kaynaklı bir hataya da işaret edebilir. Bu örnekte geri bırakmada ölçülen direnç değişimi değerleri, çekme esnasındaki okunan direnç değişimlerinden yüksek kalmıştır. % 50 GNP/TPU sensöründe %50 çekme sonrası yaklaşık %46 dolayındaki geri

birakmada ölçülen direnç değerleri çekmede okunan değerlerden üste çıkıp bir alan oluşturarak inmiştir. Bu aslında sensörün %50 çekmede polimerin sünme (bending) yaparak kendini toplama sürecini ve direnç değerlerinin geri bırakma oranına göre düştüğü gözlemlenmektedir. % 60 GNP/TPU olan sensörde düzenli bir histeresiz alanı oluştuğu görülmektedir. % 70 GNP/TPU olan sensörde ise %40 ve üzeri çekme ve geri bırakmadaki direnç değerleri değişim oranları neredeyse aynı gibi gözükmektedir. Bu sensörün hassas ve doğrusal çalıştığı anlamına gelmektedir.

Genel olarak tek katmanlı sensörlerin karakterizasyonu değerlendirildiğinde; Histeresiz Analizi, ÖF değerleri, lineer çalışma aralıkları, tepki süreleri ve döngüdeki doğrusal artış düşünüldüğünde düşük konsantrasyon (%20-%25-%30) ile üretilen sensörlerin %1-10 aralığında daha hassas, daha hızlı, daha yüksek çözünürlükte ve daha doğrusal direnç değişim değerleri verdiği gözükmektedir. Bu yüzden iki katmanlı olarak üretilecek olan sensörün, bir katmanında, düşük çekmelere cevap vereceği konsantrasyon aralığı %25 GNP/TPU olarak seçilmiştir. Ayrıca düşük konsantrasyonda oluşturulan nano dolgu yapısı da göz önünde bulundurulmuştur. Literatürde düşük çekmelere yüksek tepki veren sensörlerin geliştirilmesi günümüzde önemli bir araştırma konusudur. Literatürde yüksek çekmelere hassas cevap verebilen sensörlerin araştırmaları yer almaktadır [107]. Bu yüzden düşük çekmelerde sensörümüzün literatüre ciddi ölçüde katkı yapacağı düşünülmektedir Yüksek GNP/TPU konsantrasyonda üretilen tek katmanlı sensörler, yüksek çekmelere daha doğrusal, hassas, daha yüksek çözünürlükte ve hızlı tepki verdiği testler sonucunda elde edilmiştir. Bu yüzden iki katmanlı tasarlanan sensörünün diğer katmanı mürekkep oranı %60-70 GNP/TPU olarak seçilmiştir.

4.3. TPU ile Üretilen İki katmanlı Sensör Karakterizasyonu

Tek katmanlı tek bir çizgi halinde tasarlanan sensörden yapılan çekme ve geri bırakma testi sonuçları baz alınarak GNP/TPU oranları %25 ve %60 (25-60) ve %25 ve %70 (25-70) olan iki katmanlı sensörler üretilmiş ve iki gruptan ikişer örnek hazırlanmıştır. Ön koşullandırma, histeresiz ve çekme geri bırakma testleri yapılmıştır.

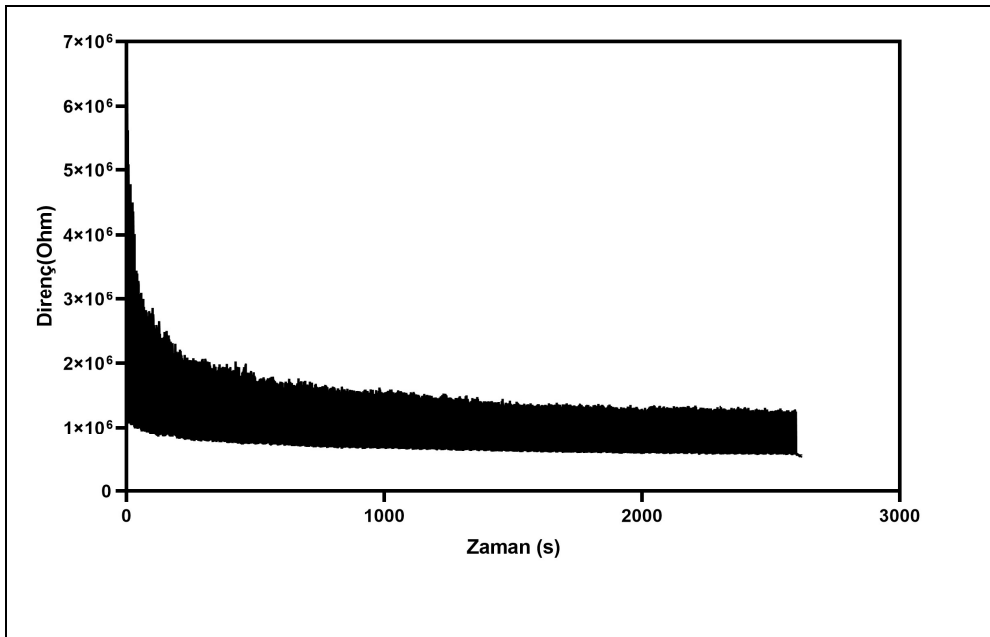
4.3.1 İki Katmanlı Sensörlerin Ön Koşullandırma Testleri

Esnek gerilme sensörlerini ön koşullandırma yaparak; sensörleri çekme bırakma koşullarına hazırlanmıştır. Burada ön koşullandırma ile güvenilir döngüsel stabilite ve makul bir gerilme aralığında girişler ile çıkışlar arasında hemen hemen aynı sonuçları verebilmesini sağlanmıştır. İki katmanlı sensörü karakterize ederken bütün çekmeler

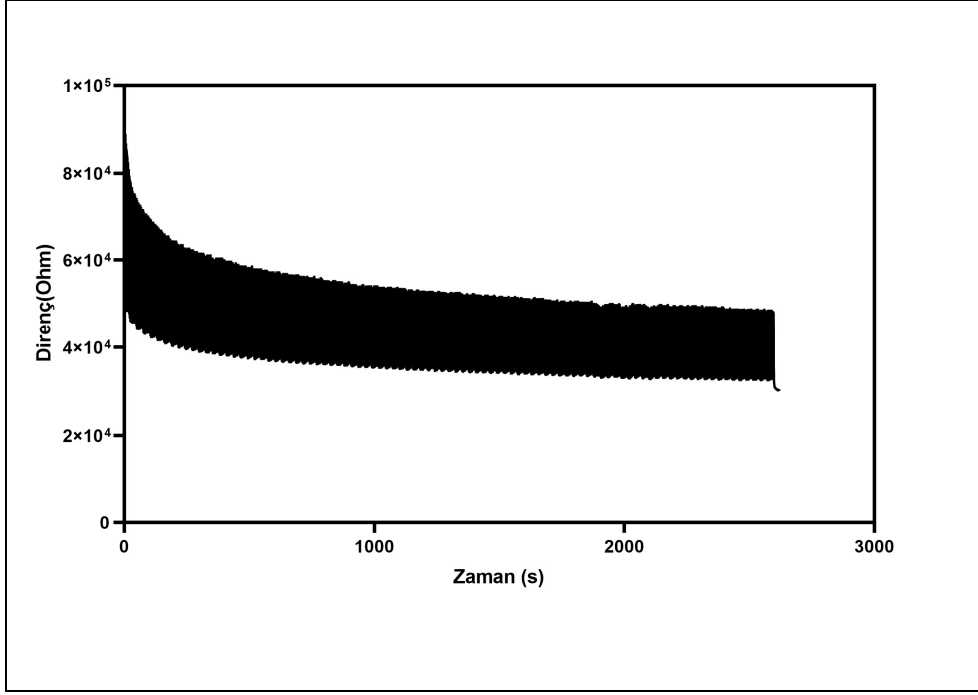
öncesi sensörün uzunluğunun %10 (1,5 mm)'u kadar 1000 döngü çekme bırakma yaparak ön koşullandırma testi yapılmıştır. Ön koşullandırma ile sensörün doğrusal bir şekilde cevap vermesi beklenmiştir.

4.3.1.1 25-60 sensörünün ön koşullandırma testi

Esnek gerilme sensörlerinin ön koşullandırma testinde; güvenilir döngüsel stabilite ve makul bir gerilme aralığında girişler 25-60 sensörünü çekme ve geri bırakma döngüleri toplamda 4 saniye olacak şekilde ayarlandı. Sensörün boyunun %10 'u kadar 1000 kez çekildi ve bırakıldı. Aşağıdaki Şekil 4.28 ve 4.29'da de görüldüğü gibi belirli bir yerden sonra giriş çıkış direnç ölçüm değişimleri sabit kalmıştır. %25 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü $636 \text{ k}\Omega$ 'dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testinden sonra $544 \text{ k}\Omega$ olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-14 'tür. %60 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü $32,9 \text{ k}\Omega$ ' dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testi sonrası $30,12 \text{ k}\Omega$ olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-9 'dur.



Şekil 4.25. %25 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi



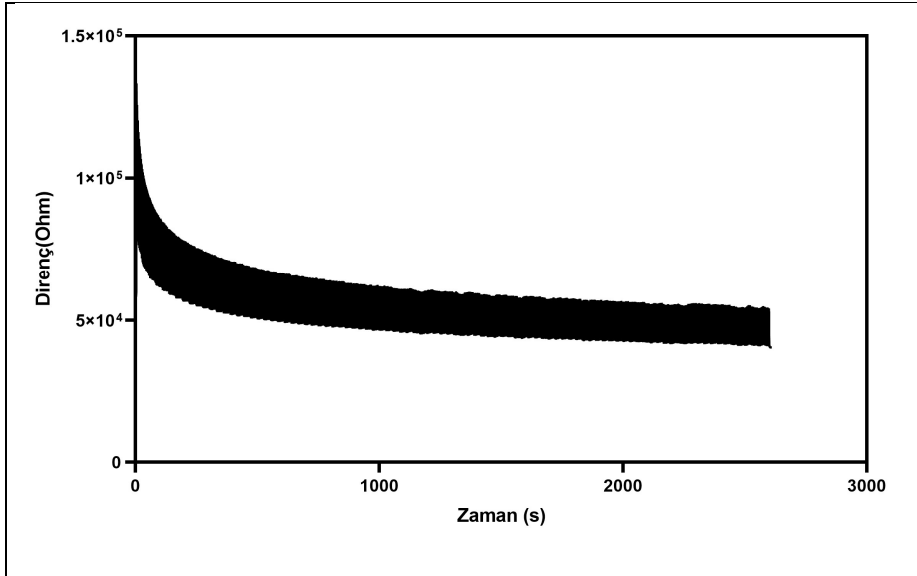
Şekil 4.26. %60 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi

4.3.1.2 25-60-2 sensörünün ön koşullandırma testi

Esnek gerilme sensörlerinin ön koşullandırma testinde; güvenilir döngüsel stabilite ve makul bir gerilme aralığında girişler 25-60 (2) sensörünü çekme ve geri bırakma döngüleri toplamda 4 saniye olacak şekilde ayarlandı. Sensörün boyunun %10 ‘u kadar 1000 kez çekildi ve bırakıldı. Aşağıdaki Şekil 4.30 ve 4.31’te görüldüğü gibi belirli bir yerden sonra giriş çıkış direnç ölçüm değişimleri sabit kalmıştır. %25 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 710 k Ω ’dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testi sonrasında 366 k Ω olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-48 ‘dir. %60 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 58,6 k Ω ’dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testi sonrası 40,5 k Ω olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-31 ‘dir.



Şekil 4.27. %25 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi

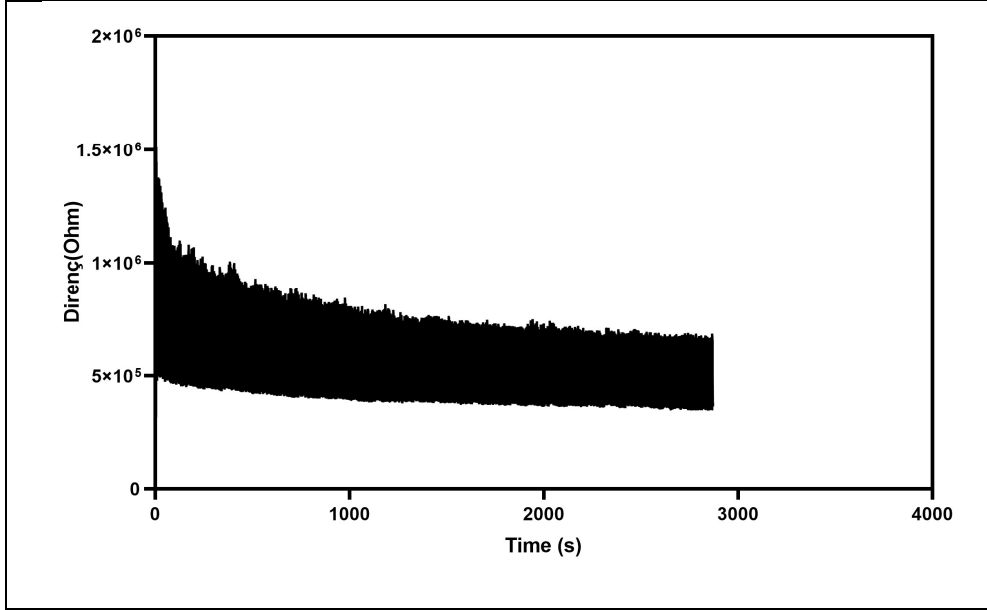


Şekil 4.28. %60 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi

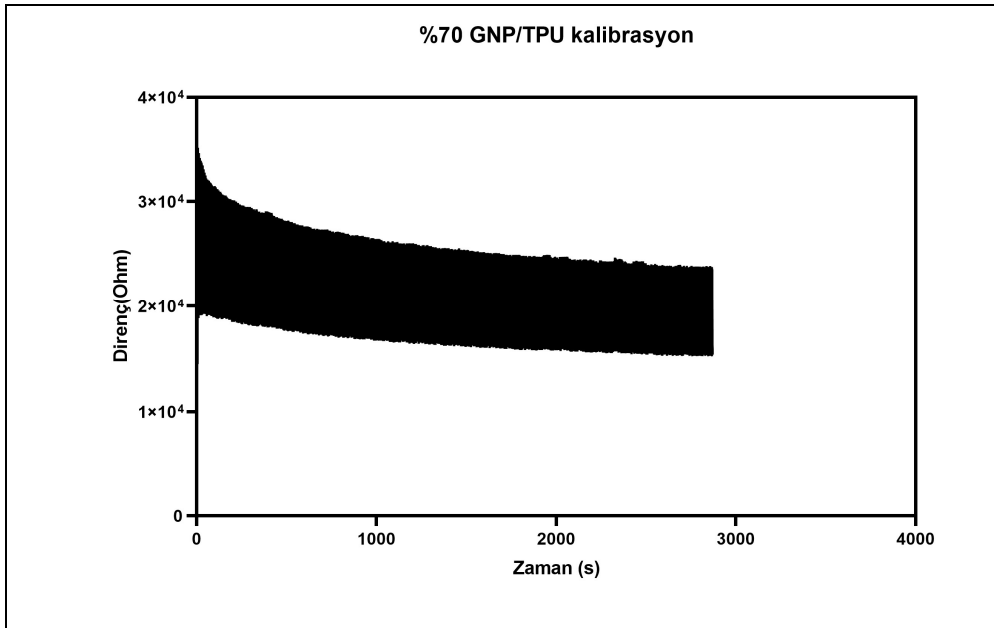
4.3.1.3 25-70 sensörünün ön koşullandırma testi

Esnek gerilme sensörlerinin ön koşullandırma testinde; güvenilir döngüsel stabilite ve makul bir gerilme aralığında girişler 25-70 sensörünü çekme ve geri bırakma döngüleri toplamda 4 saniye ye olacak şekilde ayarlandı. Sensörün boyunun %10 'u kadar (1,5 mm) 1000 kez çekildi ve bırakıldı. Aşağıdaki şekil 4.32 ve 4.33'de görüldüğü gibi belirli bir yerden sonra giriş çıkış direnç ölçüm değişimleri sabit kalmıştır. %25 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 545 k Ω 'dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testinden sonra 366 k Ω olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-33 'tür. %70 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 21 k Ω 'dan başlayan direnç

ölçümü ön koşullandırma testi sonrası $15,4 \text{ k}\Omega$ olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-27 'dir.



Şekil 4.29. %25 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi

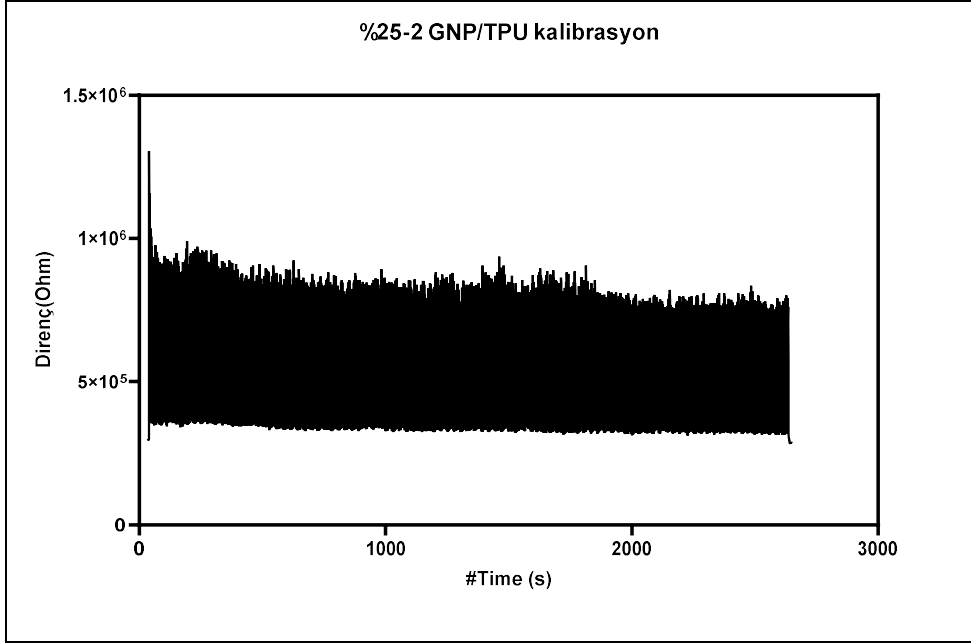


Şekil 4.303. %70 GNP-TPU içeren sensörün ön koşullandırma testi

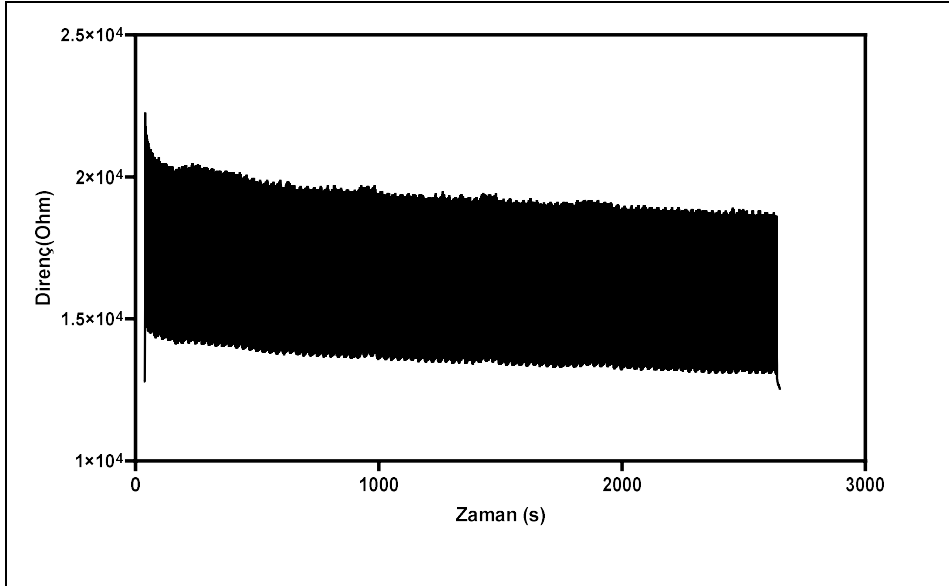
4.3.1.4 25-70-2 sensörünün ön koşullandırma testi

Esnek gerilme sensörlerinin ön koşullandırma testinde; güvenilir döngüsel stabilite ve makul bir gerilme aralığında girişler 25-70 (2) sensörünü çekme ve geri bırakma döngüleri toplamda 4 sn ye olacak şekilde ayarlandı. Sensörün boyunun %10 'u kadar (1,5 mm) 1000 kez çekildi ve bırakıldı. Aşağıdaki Şekil 4.34 ve 4.35' de görüldüğü gibi

belirli bir yerden sonra giriş çıkış direnç ölçüm değişimleri sabit kalmıştır. %25 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 296 k Ω 'dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testinden sonra 287 k Ω olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-3 'tür. %70 GNP/TPU mürekkep oranı olan sensör tarafı ölçümü 17,7 k Ω 'dan başlayan direnç ölçümü ön koşullandırma testi yapıldıktan sonra 16,3 k Ω olarak ölçülmüştür. Yüzde değişimi %-8'dir.



Şekil 4.31. %25 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi



Şekil 4.32. %70 GNP-TPU içeren sensörün (2) ön koşullandırma testi

4.3.2 İki Katmanlı Sensörlerin Doğrusallık Testleri

Sensörlerin doğrusallık değerlendirilmesi yaparken hepsinde aynı oranda çekme kuvvetleri uygulandı. $\varepsilon = (\Delta L / L_0)$, [$\Delta L=L_1- L_0$]. Bütün sensörlerin uzunlukları 1,5 cm olarak tasarlandı. ε değerleri sırayla yüzdelik biçimde ;

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,015/1,5)=0,01$ veya %1,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,03/1,5)=0,02$ veya %2,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,075/1,5)=0,05$ veya %5,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,15/1,5)=0,1$ veya %10,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,3/1,5)=0,2$ veya %20,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,45/1,5)=0,3$ veya %30,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,6/1,5)=0,4$ veya %40,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,75/1,5)=0,5$ veya %50,

. $\varepsilon = (\Delta L / L_0) = (0,90/1,5)=0,6$ veya %60,

Sensörlerin %1 ile %60 arasındaki çekmeler sonucunda elde edilen direnç değişimleri aşağıdaki Çizelge 4.7.'de verilmiştir. Tüm sensörlerde çekme oranı artıka doğrusal bir şekilde direnç değişiminin arttığı gözlemlenmiştir.

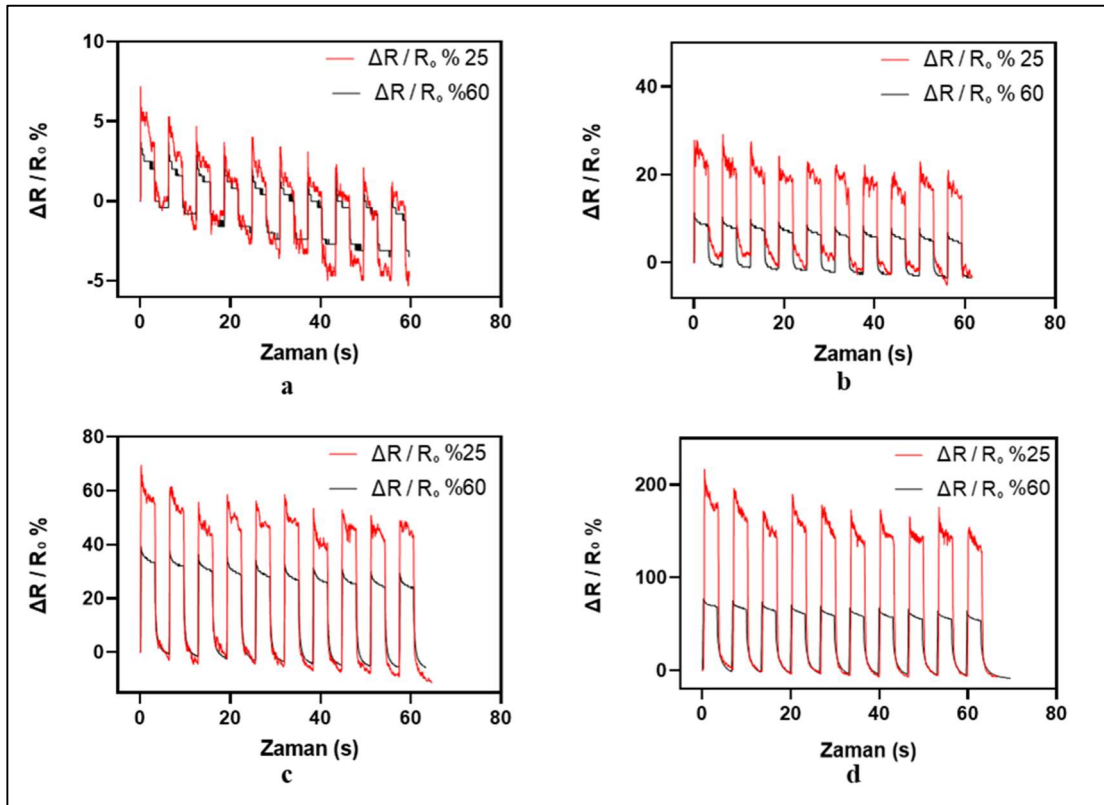
Çizelge 4.7. İki katmanlı sensörlerin doğrusallığı

B		C								
		%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40	%50	%60
60-25	25	%7	%28	%69	%216	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	%4	%11	%28	%66	%133	%209	%311	%442	-
60-25-2	25	%3	%13	%42	%94	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	%6	%12	%30	%67	%110	%148	%188	%215	-
70-25	25	%33	%59	%137	%415	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	%13	%36	%55	%79	%121	%163	%204	%273	%297
70-25-2	25	%10	%23	%80	%166	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	%6	%17	%50	%77	%115	%161	%205	%270	%318

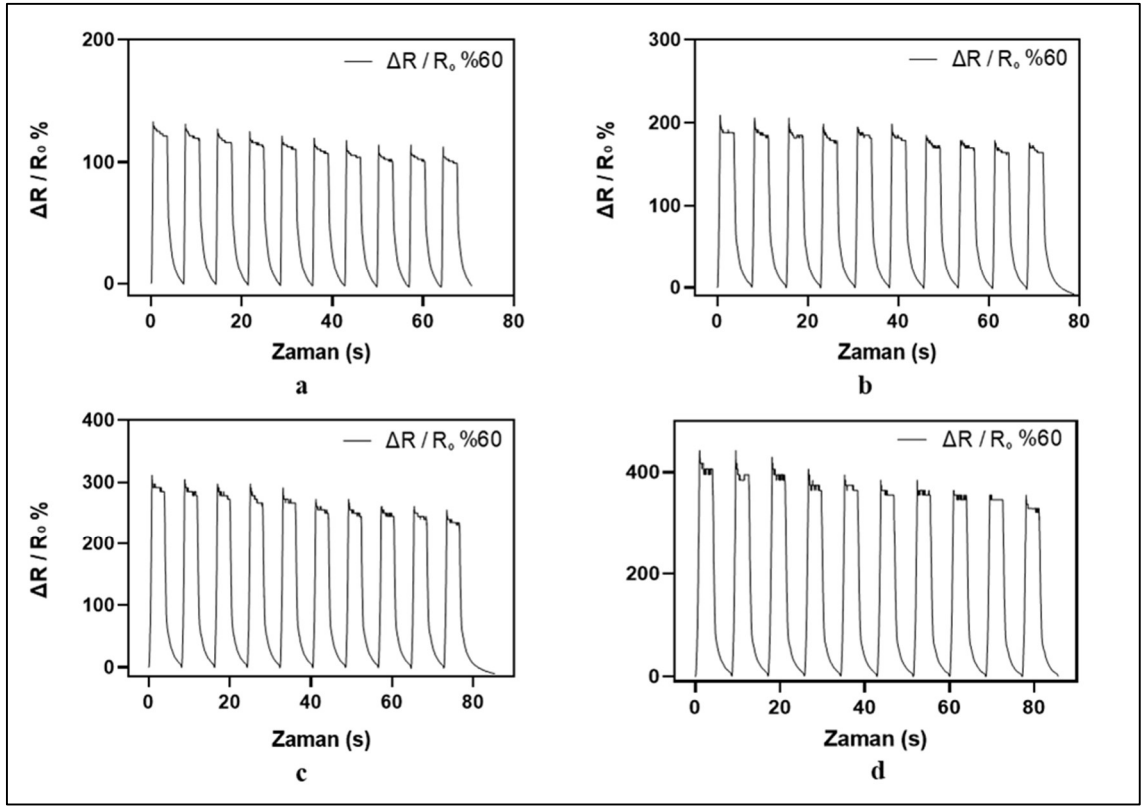
4.3.3. İki Katmanlı Sensörlerin Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları

4.3.3.1. 25-60 Sensörünün Çekme ve Geri Bırakma Testi Sonuçları

İki katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan bir katmanı %25'lik GNP/TPU oranı ve diğer katmanı %60'lık GNP/TPU oranı olan sensörün %1-50 arasındaki çekmeler sonucunda oluşan direnç değişimlerinden elde edilen grafikler aşağıdaki şekil 4.36 ve 4.37'de yer almaktadır.



Şekil 4.36. %25 – 60 GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme test



Şekil 4.33. %60 GNP/TPU olan sensörün a) %20'lik çekme testi b) %30'luk çekme testi c) %40'lık çekme testi d) %50'lik çekme testi

%25 GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $614 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $582 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-5.9 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $738 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $709 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-3.14 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $766 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $683 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-11.4 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $778 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $707 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-9 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca %25'lik sensörün direnç değişim farkı %21 olduğu belirlenmiştir.

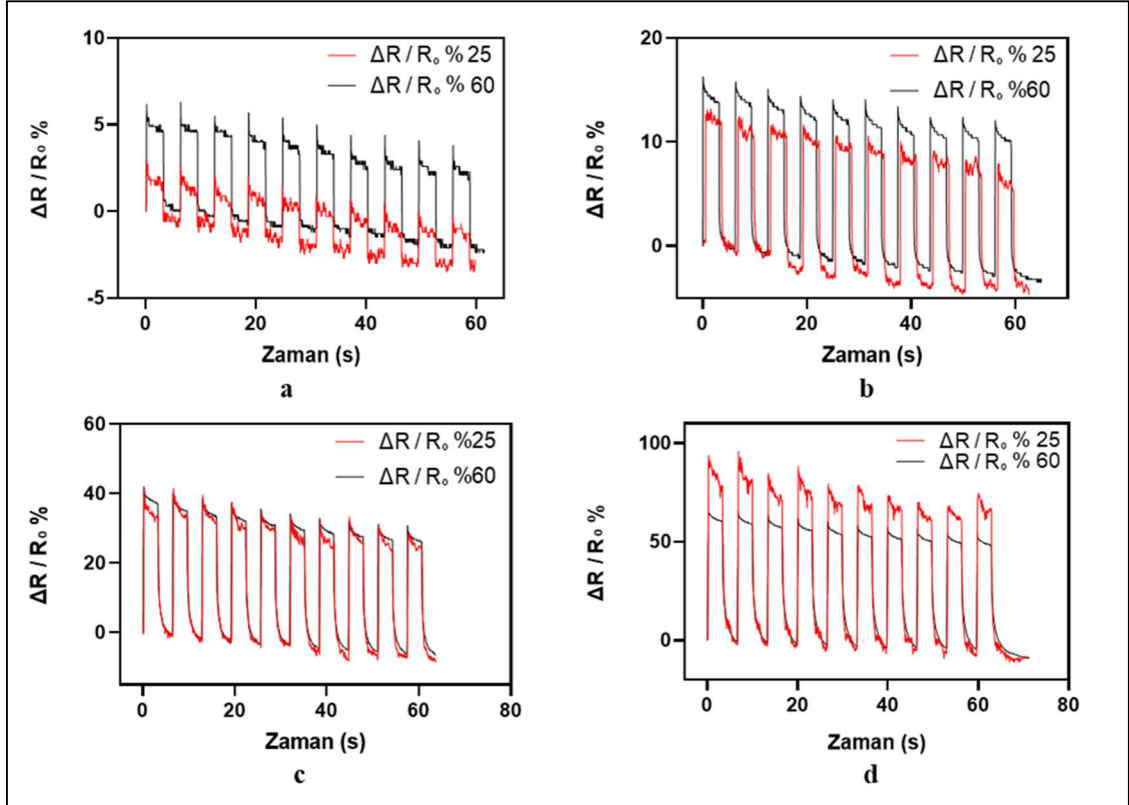
%60 GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 30,7 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 29,65 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-3.5 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 35,89 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 34,67 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-3.4 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 36,654 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 34,5 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5.8 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 37,34 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 34,20 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8.4 olarak hesaplanmıştır.
- %20'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 42 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 36,37 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-13.5 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 46,47 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 42,67 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8.2 olarak hesaplanmıştır.
- %40'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 51,64 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 46,43 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-10 olarak hesaplanmıştır.
- %50'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 55,18 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 55,49 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %0,6 olarak hesaplanmıştır.

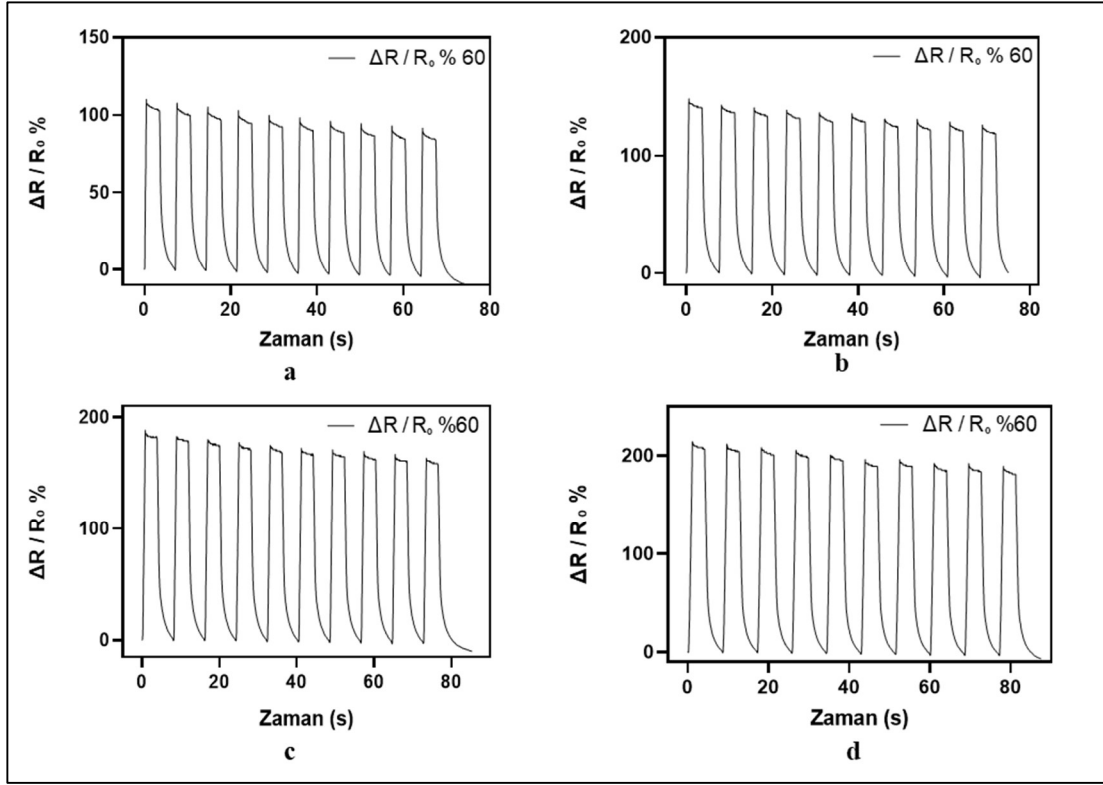
Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca sensörün %60'lik sensörün direnç değişim farkı %81 olduğu belirlenmiştir.

4.3.3.2. 25-60-2 sensörünün çekme testi sonuçları

İki katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan bir katmanı %25'lik GNP/TPU oranı ve diğer katmanı %60'lık GNP/TPU oranı olan sensörün ikinci örneğinin %1-50 arasındaki çekmeler sonucunda oluşan direnç değişimleri sonucunda elde edilen grafikler aşağıdaki Şekil 4.38 ve Şekil 4.39'da yer almaktadır.



Şekil 4.34. %25 – 60(2) GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme testi



Şekil 4.35. %60 (2) GNP/TPU olan sensörün a) %20'lik çekme testi b) %30'luk çekme testi c) %40'lık çekme testi d) %50'lik çekme testi

%25 (2) GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 471 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 458 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-2,8 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 474 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 452 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-4.7 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 519 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 473 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8.9 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 558 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 513 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8.1 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlandıncı %25'lik sensörün direnç değişim farkı %9 olduğu belirlenmiştir.

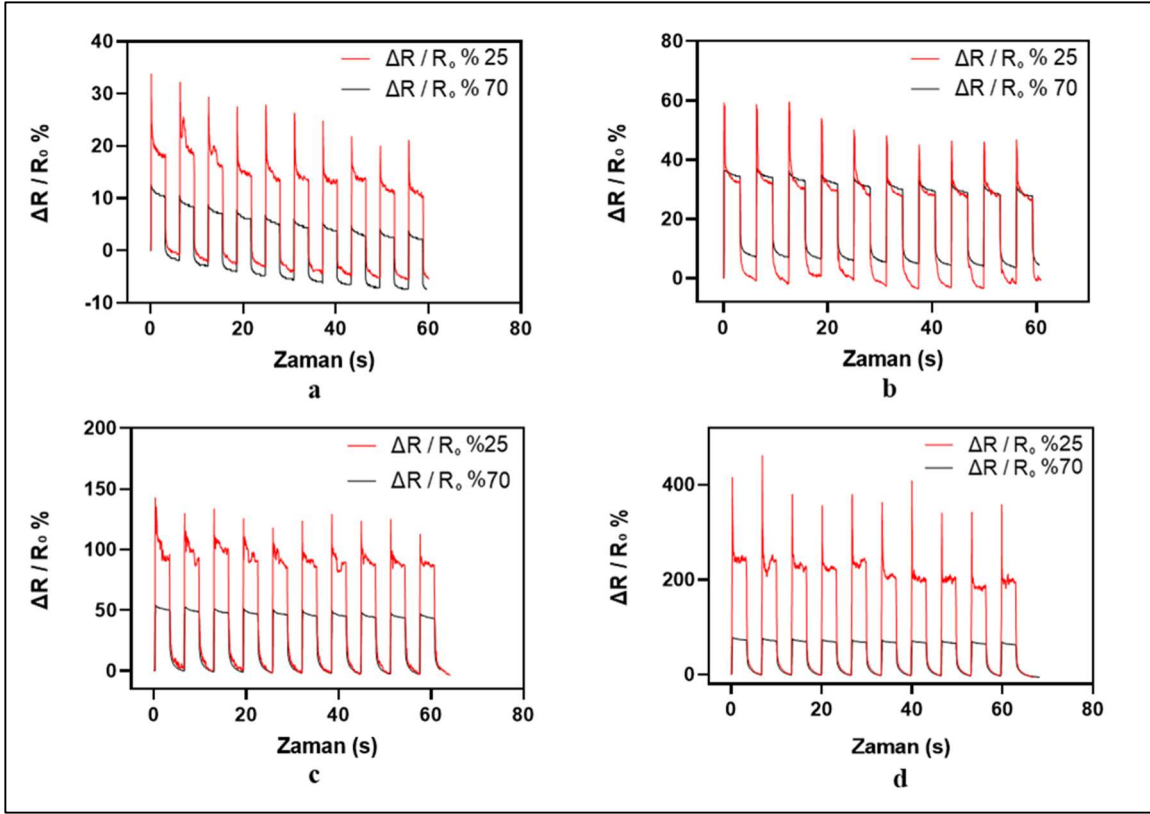
%60 (2) GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 45 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 44,465 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-2,4 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 45.1 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 43,67 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-3,2 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 48,3 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 45,2 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-6,4 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 50,7 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 46 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-9,1 olarak hesaplanmıştır.
- %20'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 56,4 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 51 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-9,5 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 59 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 52,9 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-10,3 olarak hesaplanmıştır.
- %40'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 61 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 54,88 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-10 olarak hesaplanmıştır.
- %50'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 58 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 53.9 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7,1 olarak hesaplanmıştır.

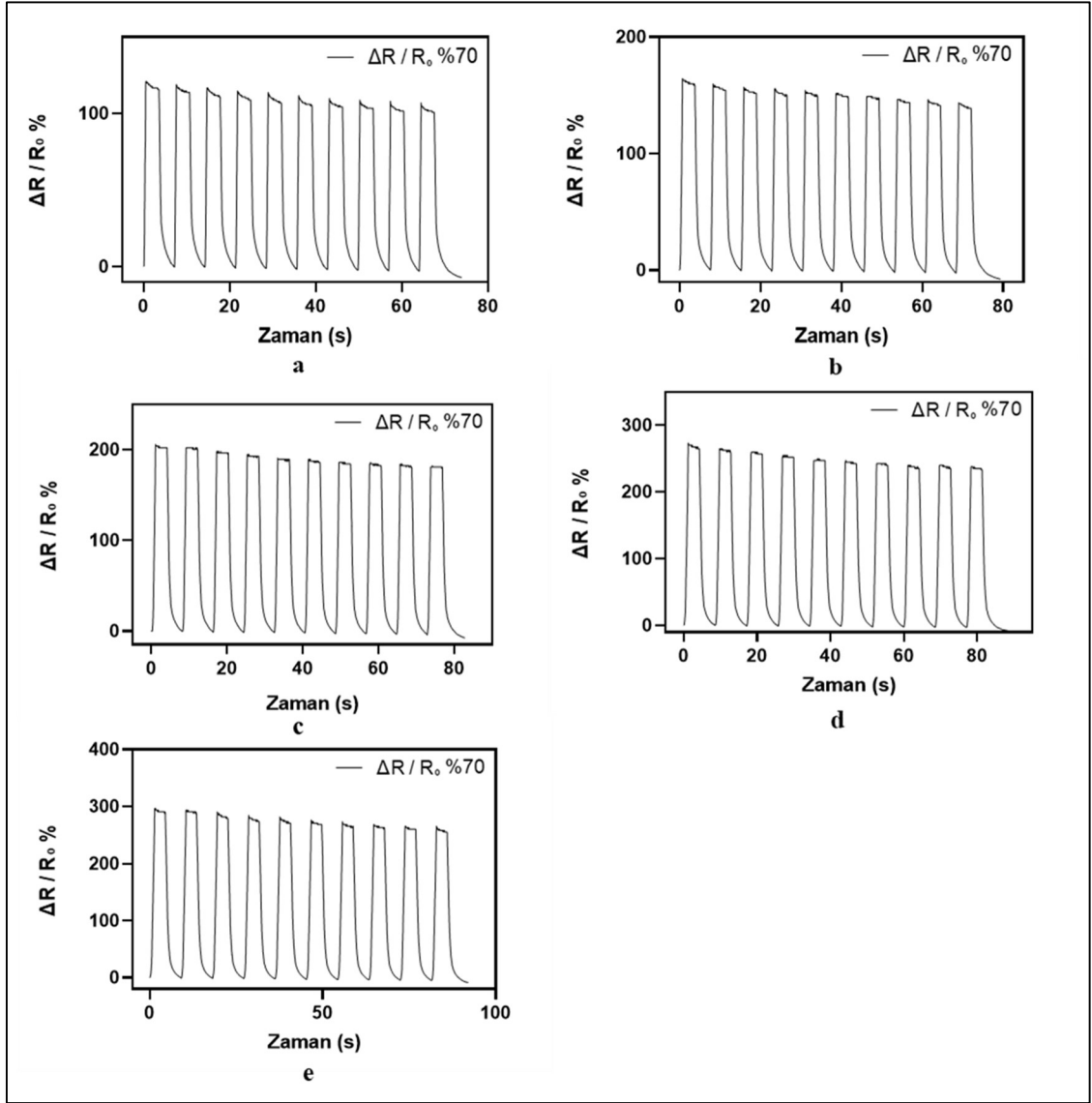
Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca %60'lık sensörün direnç değişim farkı %19 olduğu belirlenmiştir.

4.3.3.3. 25-70 sensörünün çekme testi sonuçları

İki katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan bir katmanı %25'lik GNP/TPU oranı ve diğer katmanı %70'lik GNP/TPU oranı olan sensörün %1-60 arasındaki çekmeler sonucunda oluşan direnç değişimleri sonucunda elde edilen grafikler aşağıdaki Şekil 4.40. ve Şekil 4.41'de yer almaktadır.



Şekil 4.36. %25 – 70 GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1’lik çekme testi b) %2’lik çekme testi c) %5’lik çekme testi d) %10’luk çekme testi



Şekil 4.37. %70 GNP/TPU olan sensörün a) %20'lik çekme testi b) %30'luk çekme testi c) %40'lık çekme testi d) %50'lik çekme testi e) %60'lık çekme testi

%25 GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 320 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 303 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,5 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 322 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 320 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-0,6 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 348 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 335 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-4 olarak hesaplanmıştır.

- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 415 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 390 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,9 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca %25'lik sensörde ölçülen deformasyon yaklaşık olarak %22 olduğu belirlenmiştir.

%70 GNP/TPU olan sensörün;

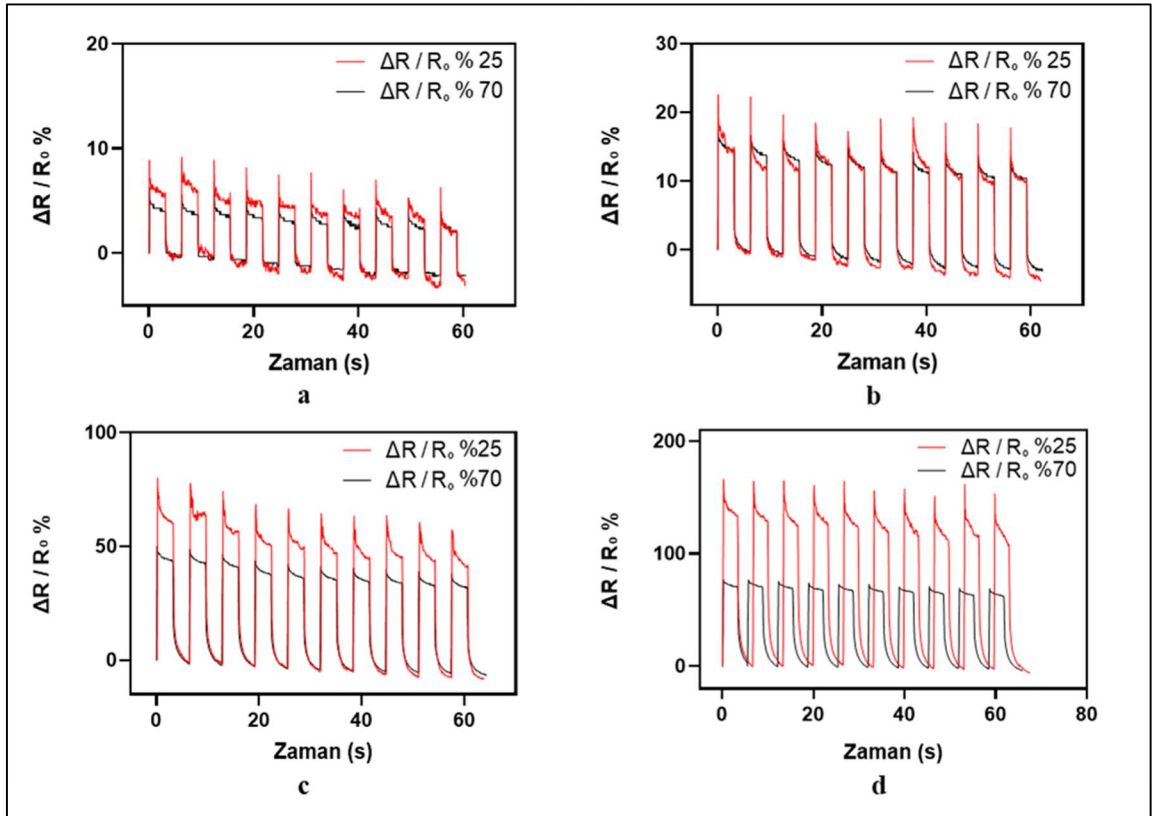
- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 14,9 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 13,86 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7,4 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 13,35 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 13,93 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %4,4 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 14,905 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 14,997 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %0,6 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 16,31 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 15,42 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,5 olarak hesaplanmıştır.
- %20'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 18,42 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 17,11 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7,1 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 19,74 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 18,25 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7,6 olarak hesaplanmıştır.
- %40'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20,8 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 19,2 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-7,7 olarak hesaplanmıştır.
- %50'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 21,12 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 19,42 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8,1 olarak hesaplanmıştır.

- %60'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20,6 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 18,79 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8,9 olarak hesaplanmıştır.

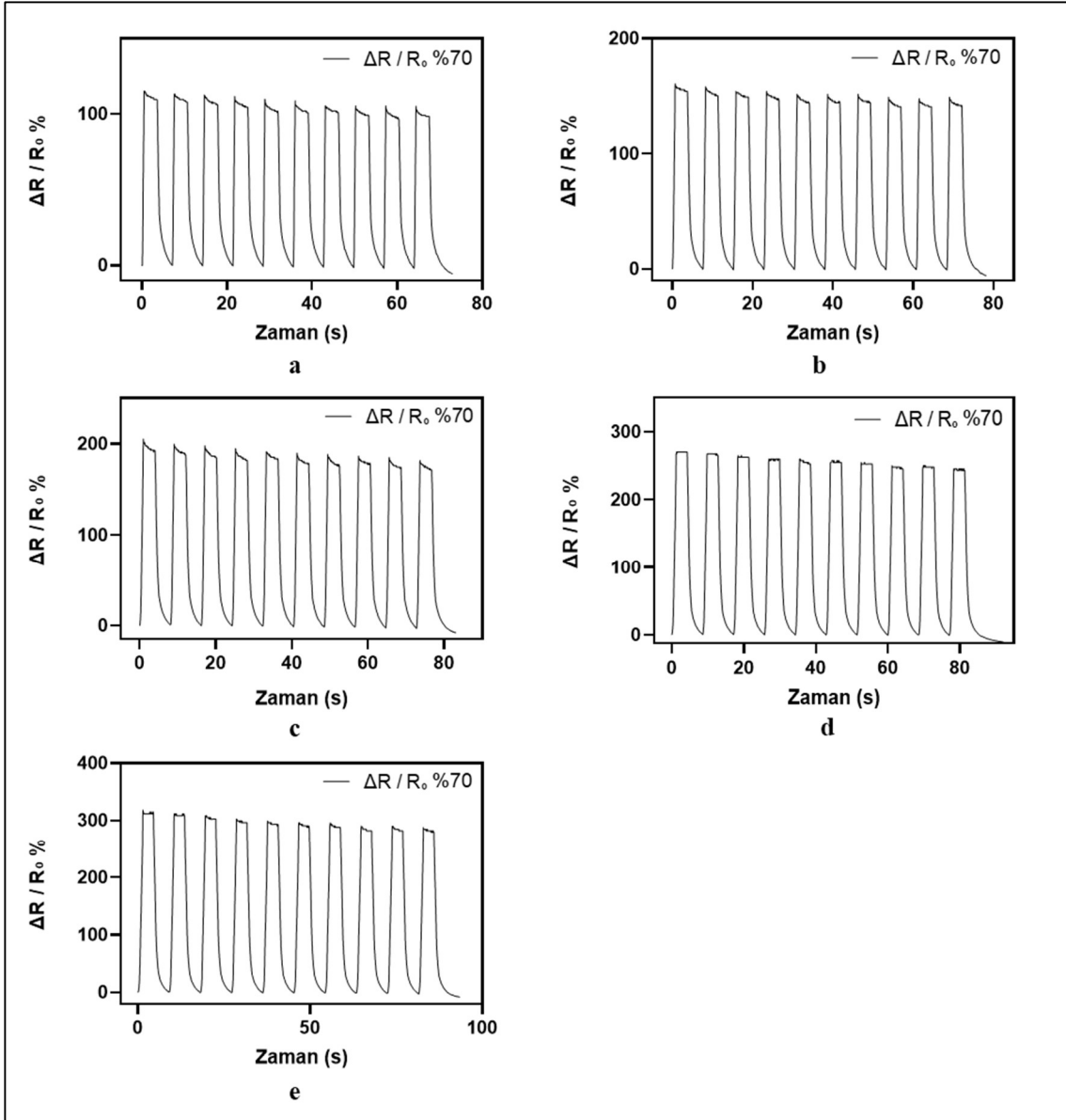
Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca %70'lik sensörün direnç değişim farkı %26 olduğu belirlenmiştir.

4.3.3.4. 25-70-2 sensörünün çekme testi sonuçları

İki katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan bir katmanı %25'lik GNP/TPU oranı ve diğer katmanı %70'lik GNP/TPU oranı olan sensörün ikinci örneğinin %1-60 arasındaki çekmeler sonucunda oluşan direnç değişimleri sonucunda elde edilen grafikler Şekil 4.42. ve Şekil 4.43.'te yer almaktadır.



Şekil 4.382. %25 – 70 (2) GNP/TPU olan iki katmanlı sensörün a) %1'lik çekme testi b) %2'lik çekme testi c) %5'lik çekme testi d) %10'luk çekme testi



Şekil 4.39. %70 (2) GNP/TPU olan sensörün a) %20'lik çekme testi b) %30'luk çekme testi c) %40'luk çekme testi d) %50'lik çekme testi e) %60'luk çekme testi

%25 (2) GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $258 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $250 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-3,1 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık $259 \text{ k}\Omega$ ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık $247 \text{ k}\Omega$ ölçülmüştür. Aradaki fark %-4.6 olarak hesaplanmıştır.

- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 291 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 267 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8,5 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 339 kohm ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 318 kohm ölçülmüştür. Aradaki fark %-6,2 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlanınca %25'lik sensörün direnç değişim farkı %23 olduğu belirlenmiştir.

%70 (2) GNP/TPU olan sensörün;

- %1'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 13 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 12,71 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-2,1 olarak hesaplanmıştır.
- %2'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 13,14 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 12,76 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-3,1 olarak hesaplanmıştır.
- %5'lik çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 14,3 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 13,36 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-6,7 olarak hesaplanmıştır.
- %10'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 15,5 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 14,92 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-4 olarak hesaplanmıştır.
- %20'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 16,9 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 16 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,4 olarak hesaplanmıştır.
- %30'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 18 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 17 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-5,6 olarak hesaplanmıştır.
- %40'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 18,5 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 17 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8,1 olarak hesaplanmıştır.

- %50'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20,1 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 17,9 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-10,6 olarak hesaplanmıştır.
- %60'luk çekme yapılmadan önce sensör direnç değeri yaklaşık 20 k Ω ve 10 döngü sonrasında ise sensörün direnci yaklaşık 18,3 k Ω ölçülmüştür. Aradaki fark %-8,2 olarak hesaplanmıştır.

Bütün döngü çekme-germe testleri tamamlandıca %70'lik sensörün direnç değişim farkı %41 olarak hesaplanmıştır.

4.3.4. İki Katmanlı Sensörlerin Tepki Sürelerinin Ölçülmesi

Bir sensörün tepki süresini hesaplariken başlangıç direnç değerinin (R_0) %10 fazlasının, yine başlangıç direnç değerinin %90 fazlasına ulaşana kadar geçen (s) süredir. Aşağıdaki Çizelge 4.8.' de iki katmanlı üretilen sensörlerin belirli çekmelere karşı hesaplanan tepki süreleri bulunmaktadır.

Çizelge 4.8. İki katmanlı sensör çeşitlerinde çekme oranlarına bağlı olarak tepki süreleri

	A	B								
		%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40	%50	%60
60-25	25	1,011s	0,419s	0,232s	0,101s	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	0,789s	0,268s	0,309s	0,222s	0,274s	0,230s	0,202s	0,175s	-
60-25-2	25	1,926s	5,267s	0,595s	0,280s	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	0,529s	0,242s	0,295s	0,286	0,318s	0,316s	0,342s	0,409s	-
70-25	25	0,088s	0,198s	0,171s	0,049s	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	0,57s	0,363s	0,456s	0,297s	0,327s	0,331s	0,419s	0,353s	0,380s
70-25-2	25	0,923s	0,389s	0,256s	0,123	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	0,493s	0,265s	0,263s	0,247s	0,330s	0,355s	0,363s	0,384s	0,358s

Tablo A: Sensörün Çekilme Oranı (ϵ) Yüzdeler

Tablo B: Tepki Süresi saniye (s) cinsinden;

İki katmanlı sensörlerin tepki süresi ölçülmesinde Çizelge 4.8.'de iki katmanlı sensörlerin tepki süreleri karşılaştırılmıştır. Tek katmanlı sensörlerin tepki sürelerine göre karşılaştırıldığında (Çizelge 4.5.) tamamen tersi bir durum söz konusu olduğu verilerde görülmektedir.

4.3.5. İki Katmanlı Sensörlerin Ölçüm Faktörü

Aşağıdaki Çizelge 4.9.'da üretilen sensörlerin Ölçüm Faktörü (ÖF) değerlerinin karşılaştırma çizelgesi bulunmaktadır. Burada belirli çekmelere karşı iki katmanlı sensörlerin verdiği ÖF değerleri bulunmuştur. Tek katmanlı olarak üretilen sensörlerdeki gibi düşük çekmelerde düşük konsantrasyon sensör tarafı daha hassas tepki verirken, yüksek konsantrasyon tarafı daha az hassas tepki vermiştir. ÖF değerlerine bakarak sensörlerin yukarıda belirtildiği gibi iki katmanlı sensörlerinde yine aynı konsantrasyonlarda hassas çalıştığı belirlenebilmektedir.

Çizelge 4.6. Geliştirilen sensörlerin ÖF değerleri

	A	B								
		%1	%2	%5	%10	%20	%30	%40	%50	%60
60-25	25	7,24	13,97	13,89	21,57	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	3,71	5,45	5,67	6,58	6,67	6,98	7,78	8,85	-
60-25-2	25	3,04	6,54	8,36	9,39	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	60	5,53	6,05	5,95	6,66	5,51	4,94	4,71	4,29	-
70-25	25	32,96	29,58	27,32	41,54	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	12,64	18,13	10,91	7,89	6,04	5,44	5,15	5,46	4,95
70-25-2	25	9,52	11,29	16	16,62	doyum	doyum	doyum	doyum	doyum
	70	5,94	8,28	10,01	7,68	5,77	5,36	5,13	5,41	5,31

Tablo A: Sensörün Çekilme Oranı (ϵ) Yüzdeler

Tablo B: Ölçüm faktörü

ÖF= $(\Delta R / R_0) / \epsilon$ formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

4.3.6. İki Katmanlı Sensörlerin Lineer Aralık Belirlenmesi

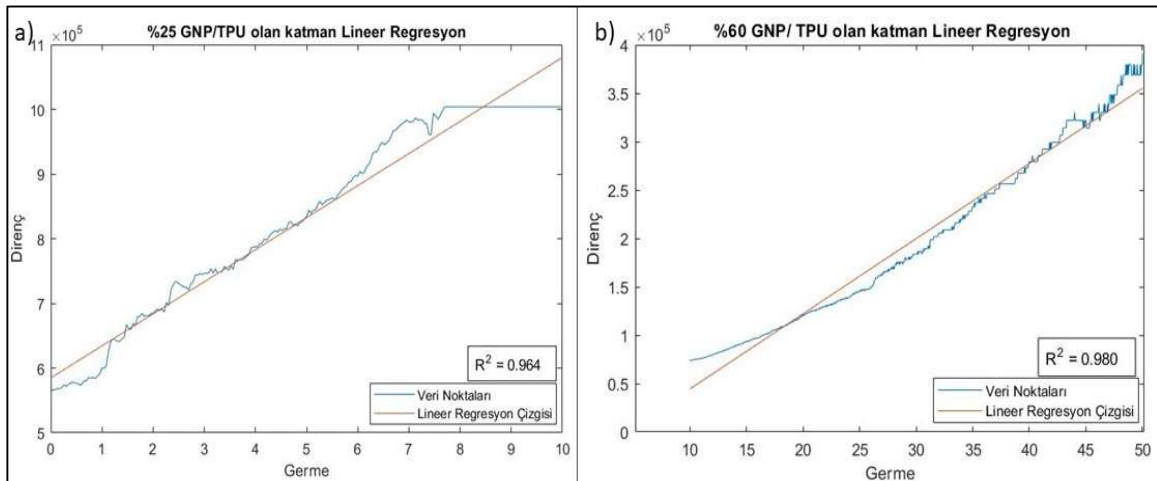
Tek katmanlı sensörlerin lineer aralık belirlenmesi çalışmasında da belirtildiği gibi polinomun derecesi 1 olduğunda, basit lineer regresyon için $f(x) = cx + d$ olan doğrusal bir fonksiyon üzerinden değerlendirilmektedir. Çekmelere karşı, direnç değişimi devam ettiği noktaya kadar çalışma aralığı belirlenebilmektedir. Ayrıca aşağıdaki grafiklerde GNP/TPU oranı düşük olan sensörlerde yüksek çekmelerde doyuma ulaşma ya da iletkenliğini kaybetme durumu gözlemlendiği için (1GΩ ve üzeri gibi) bu bölgeler çalışma aralığına dahil edilmemiştir [102].

Ayrıca lineer regresyon yapılırken sensörlerin R^2 değerleri $R^2 = 1 - \frac{SSR}{SST}$ formülü ile hesaplanmıştır.

Lineer aralık (Linear Range, LR) belirlenirken Matlab programında Lineer Regresyon kodu girilerek grafiği çizdirilmiştir (Ek 1).

4.3.6.1. 25-60 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi

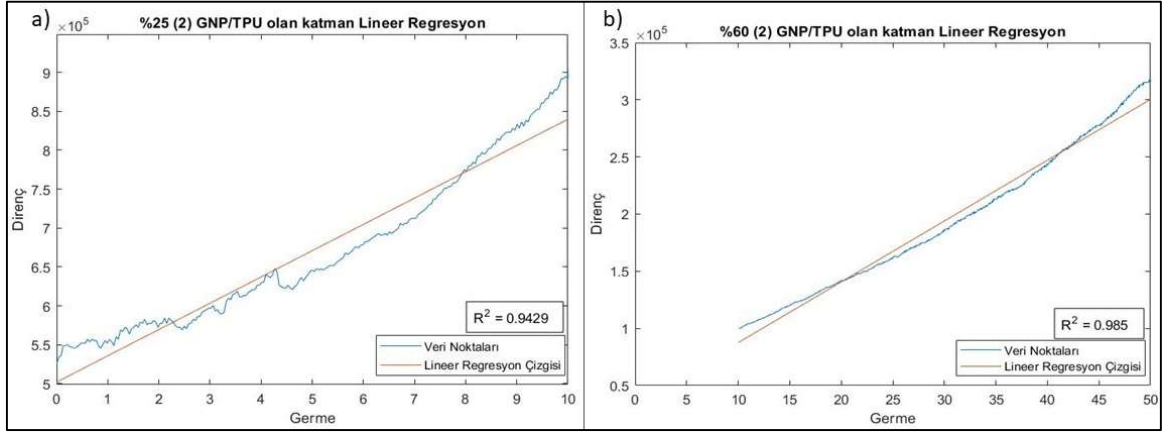
Şekil 4.40.'te iki katmanlı katmanlarında %25- %60 GNP/TPU oranlarında üretilmiş sensörün lineer çalışma aralıkları bulunmaktadır. Şekil 4.44'te a) %25 GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığı, b) %60 GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığıdır. Sırasıyla R^2 değerleri a) %25 GNP/TPU $R^2 = 0.964$, b) %60 GNP/TPU $R^2 = 0.980$ 'dir.



Şekil 4.41. %25-60 GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı

4.3.6.2. 25-60-2 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi

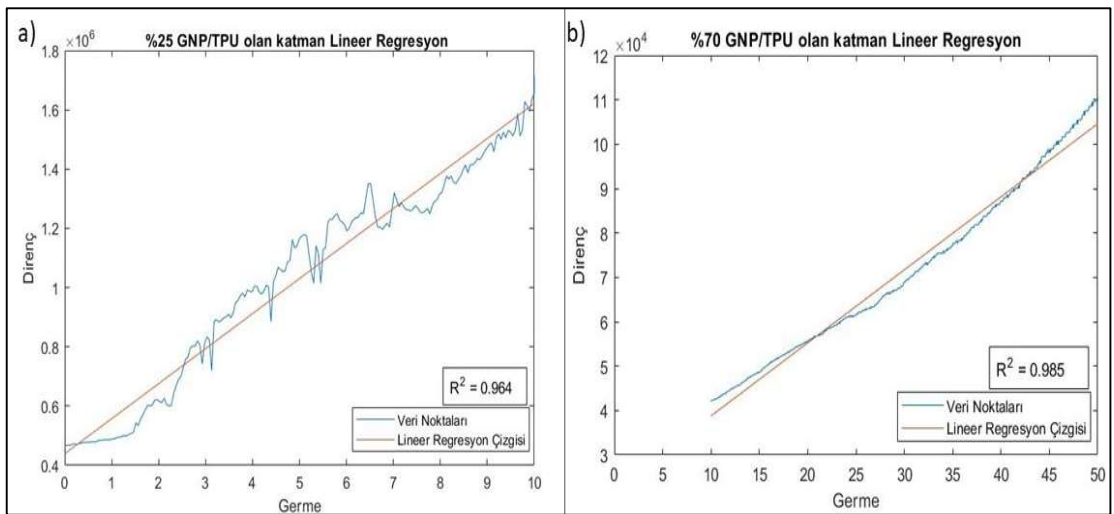
Şekil 4.42.'te iki katmanlı katmanlarında %25- %60 GNP/TPU oranlarında üretilmiş ikinci sensörün lineer çalışma aralıkları bulunmaktadır. Şekil 4.45'te a) %25 (2) GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığı, b) %60 (2) GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığıdır. Sırasıyla R^2 değerleri a) %25 (2) GNP/TPU $R^2 = 0.943$, b) %60 (2) GNP/TPU $R^2 = 0,985$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.43. %25-60 (2) GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı

4.3.6.3. 25-70 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi

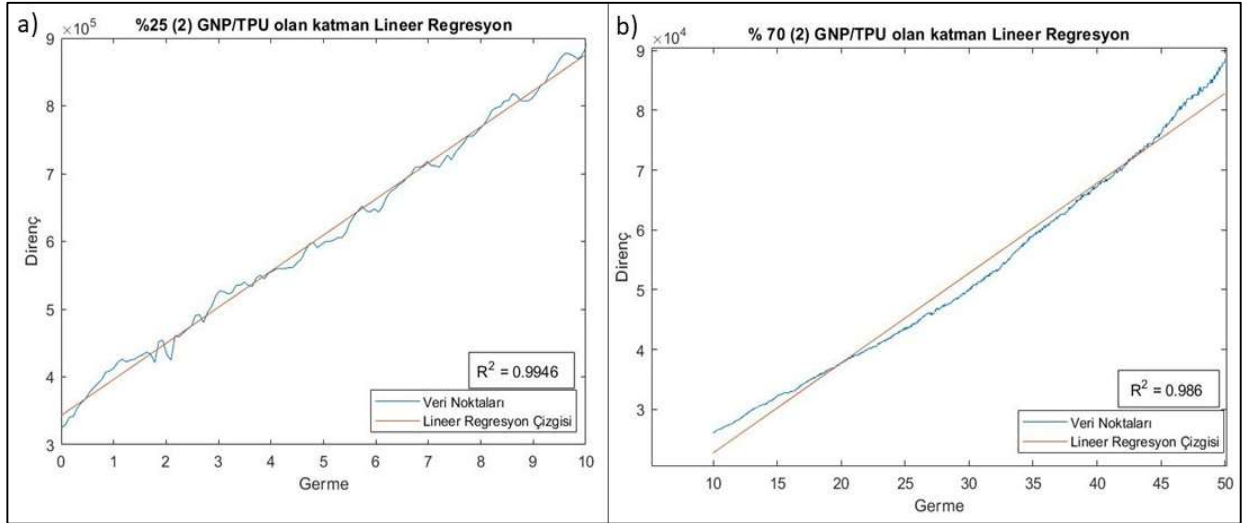
Şekil 4.446.'te iki katmanlı katmanlarında %25- %70 GNP/TPU oranlarında üretilmiş sensörün lineer çalışma aralıkları bulunmaktadır. Şekil 4.46'te a) %25 GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığı, b) %70 GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığıdır. Sırasıyla R^2 değerleri a) %25 GNP/TPU $R^2 = 0.964$, b) %70 GNP/TPU $R^2 = 0,985$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.45. %25-70 GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı

4.3.6.4. 25-70-2 sensörünün lineer aralığının belirlenmesi

Şekil 4.46.'da iki katmanlı katmanlarında %25- %70 GNP/TPU oranlarında üretilmiş ikinci sensörün lineer çalışma aralıkları bulunmaktadır. Şekil 4.47'da a) %25 (2) GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığı, b) %70 (2) GNP/TPU oranına sahip olan katmanın lineer çalışma aralığıdır. Sırasıyla R^2 değerleri a) %25 (2) GNP/TPU $R^2 = 0.994$, b) %70 (2) GNP/TPU $R^2 = 0,986$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.47. %25-70 (2) GNP/TPU iki katmanlı sensörün lineer çalışma aralığı

4.3.7. İki Katmanlı Sensörlerin Histeresiz Analizi

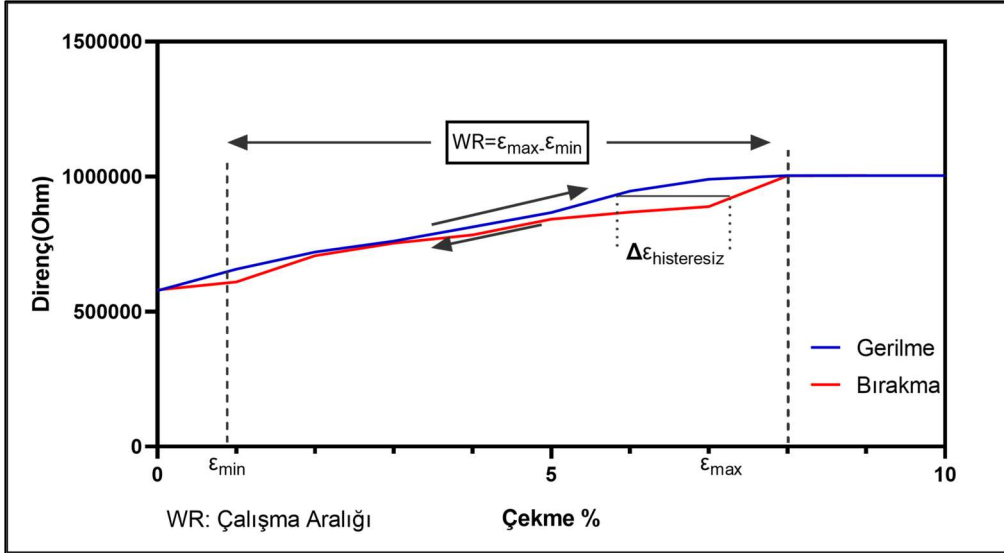
İki katmanlı olarak üretilen sensörlerde düşük GNP konsantrasyonu (%25) ve yüksek GNP konsantrasyonu (%60, %70) olmak üzere farklı dirençlere sahip katmanlar vardır. Bu düşük ve yüksek konsantrasyon mürekkep oranlarına göre farklı değerlerde çekmeler yapılarak histeresiz alınmıştır. Örneğin; iki katmanlı bir sensörü %10 (1,5 mm) çekildiğinde GNP konsantrasyonu düşük olan sensör hata alanı oluştururken, GNP konsantrasyonu yüksek olan sensör hata alanını oluşturmamaktadır. Yine aynı şekilde yüksek çekmelerde örneğin %50 (7,5 mm)'de GNP konsantrasyonu düşük olan sensör doyuma ulaşmaktadır. Böylelikle çalışma aralığı belirlenmemektedir. O yüzden iki farklı sensör için, iki farklı çekmede histeresiz eğrileri çizilmiştir.

4.3.7. İki Katmanlı Sensörlerin Histeresiz Analizi

İki katmanlı olarak üretilen sensörlerde düşük GNP konsantrasyonu (%25) ve yüksek GNP konsantrasyonu (%60, %70) olmak üzere farklı dirençlere sahip katmanlar vardır. Bu düşük ve yüksek konsantrasyon mürekkep oranlarına göre farklı değerlerde çekmeler yapılarak histeresiz alınmıştır. Örneğin; iki katmanlı bir sensörü %10 (1,5 mm) çekildiğinde GNP konsantrasyonu düşük olan sensör hata alanı oluştururken, GNP konsantrasyonu yüksek olan sensör hata alanını oluşturmamaktadır. Yine aynı şekilde yüksek çekmelerde örneğin %50 (7,5 mm)'de GNP konsantrasyonu düşük olan sensör doyuma ulaşmaktadır. Böylelikle çalışma aralığı belirlenmemektedir. O yüzden iki farklı sensör için, iki farklı çekmede histeresiz eğrileri çizilmiştir.

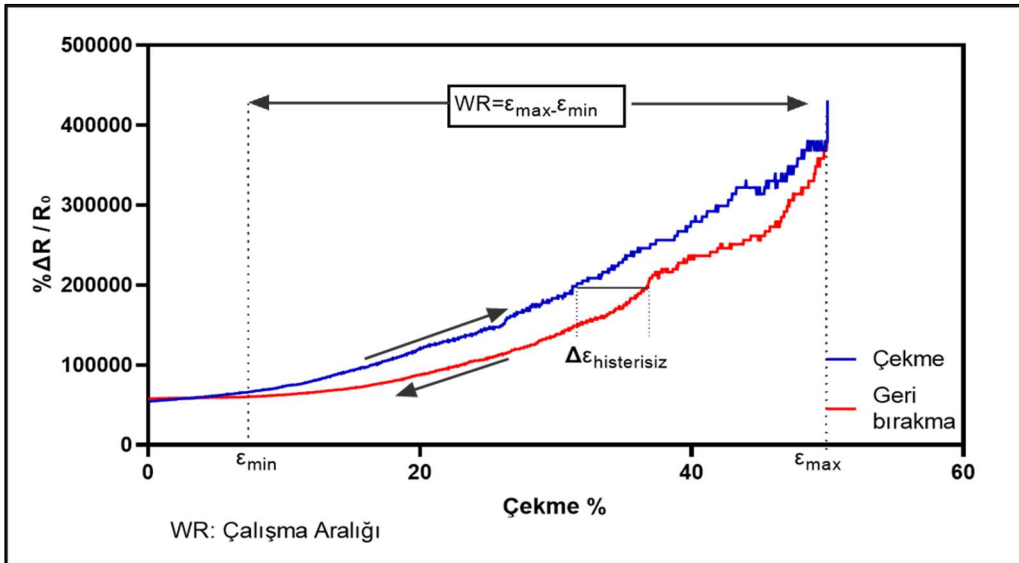
4.3.7.1. 25-60 sensörü için histeresiz analizi

İki katmanlı olarak tasarlanan ve histeresiz testi yapılan 25-60'lık sensöründe Şekil 4.48 ve Şekil 4.49' de %10'luk ve %50'lik çekmede histeresiz grafikleri bulunmaktadır.



Şekil 4.48. %25 GNP/TPU içeren sensörün %10'luk çekme de histeresiz grafiği

%25 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %10 (1,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.

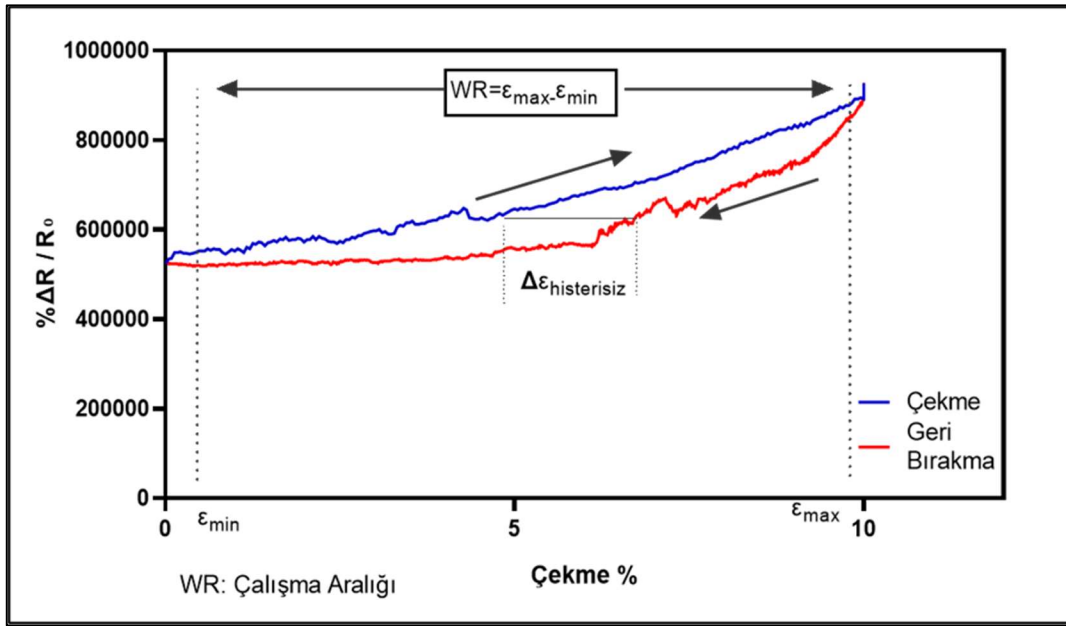


Şekil 4.499. %60 GNP/TPU içeren sensörün %50'lik çekme de histeresiz grafiği

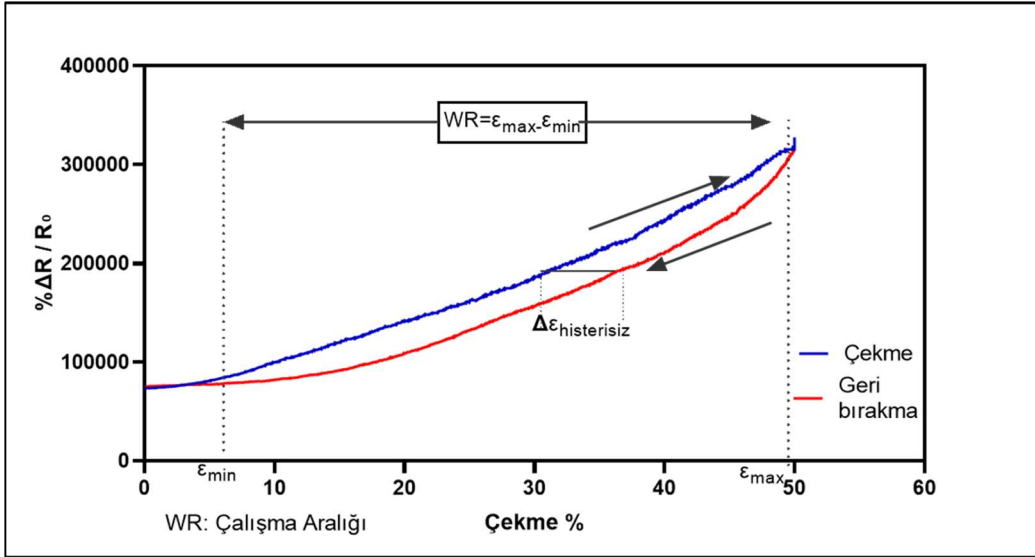
Mürekkep oranı %60 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %50 (7,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.

4.3.7.2. 25-60-2 sensörü için histeresiz analizi

İki katmanlı olarak tasarlanan ve histeresiz testi yapılan 25-60'luk sensörünün ikinci örneğinin Şekil 4.50, Şekil 4.51'de %10'luk ve %50'lik çekmede histeresiz grafikleri bulunmaktadır.



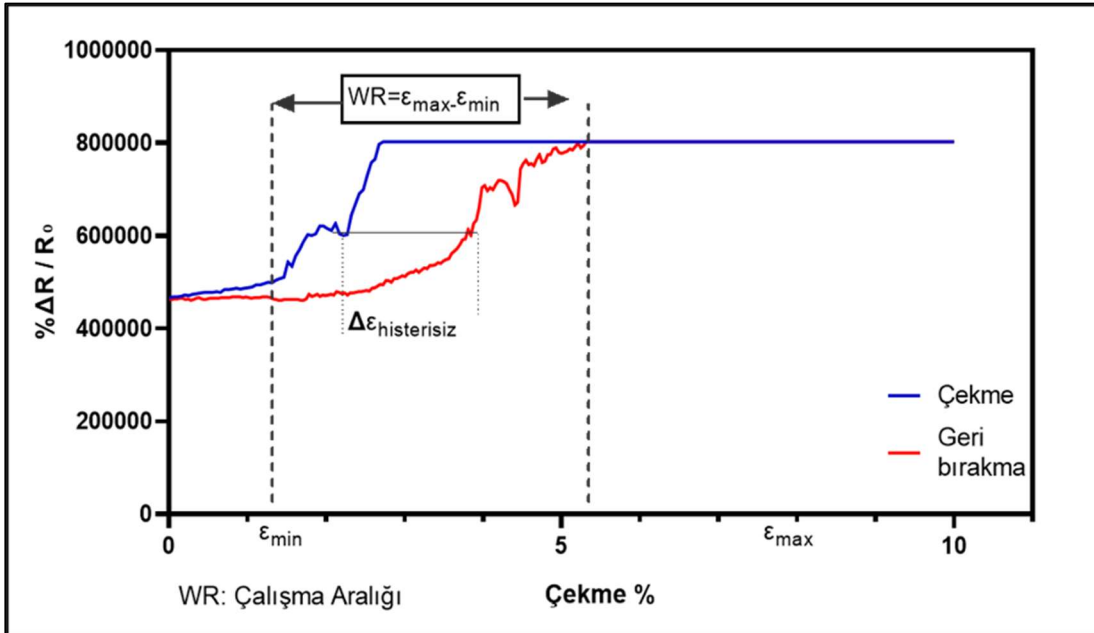
Şekil 4.50. %25 GNP/TPU içeren sensörün (2) %10'luk çekme de histeresiz grafiği
Mürekkep oranı %25 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %10 (1,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.



Şekil 4.51. %60 GNP/TPU içeren sensörün (2) %50'lik çekme de histeresiz grafiği
Mürekkep oranı %60 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %50 (7,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.

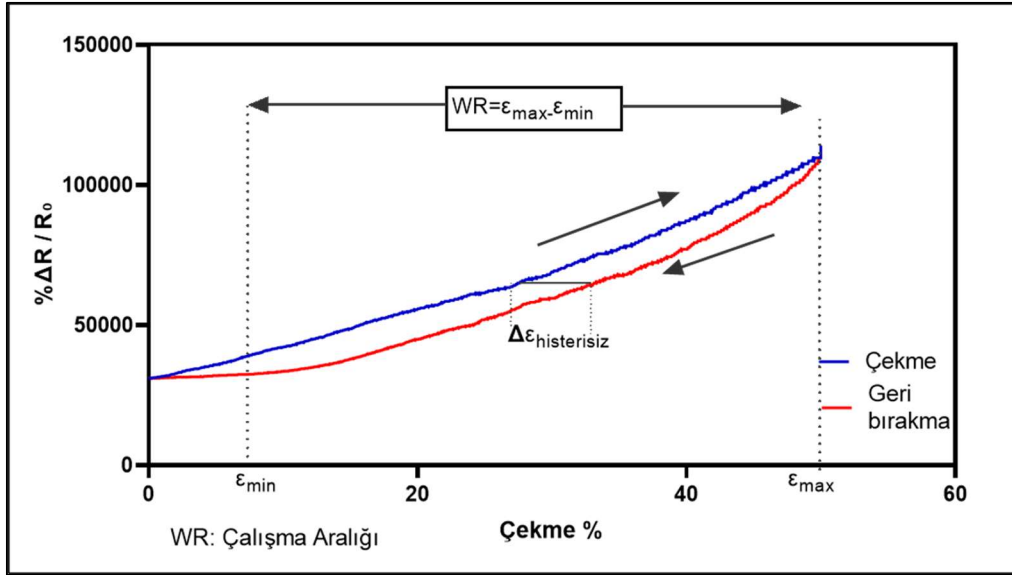
4.3.7.3. 25-70 sensörü için histeresiz analizi

İki katmanlı olarak tasarlanan ve histeresiz testi yapılan 25-70'lık sensörünün Şekil 4.52 ve Şekil 4.53'de %10'luk ve %50'lik çekmede histeresiz grafikleri bulunmaktadır.



Şekil 4.52. %25 GNP/TPU içeren sensörün %10'luk çekme de histeresiz grafiği

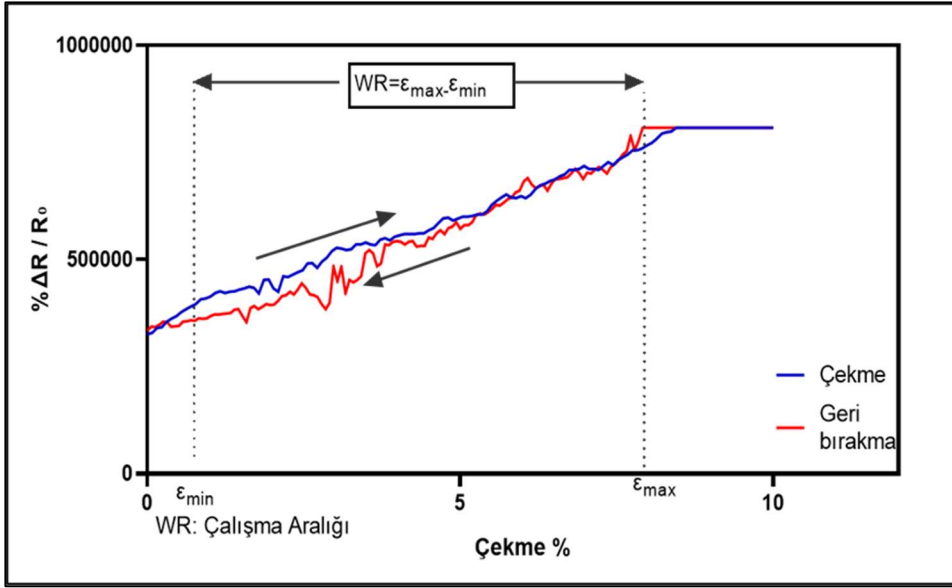
Mürekkep oranı %25 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %10 (1,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.



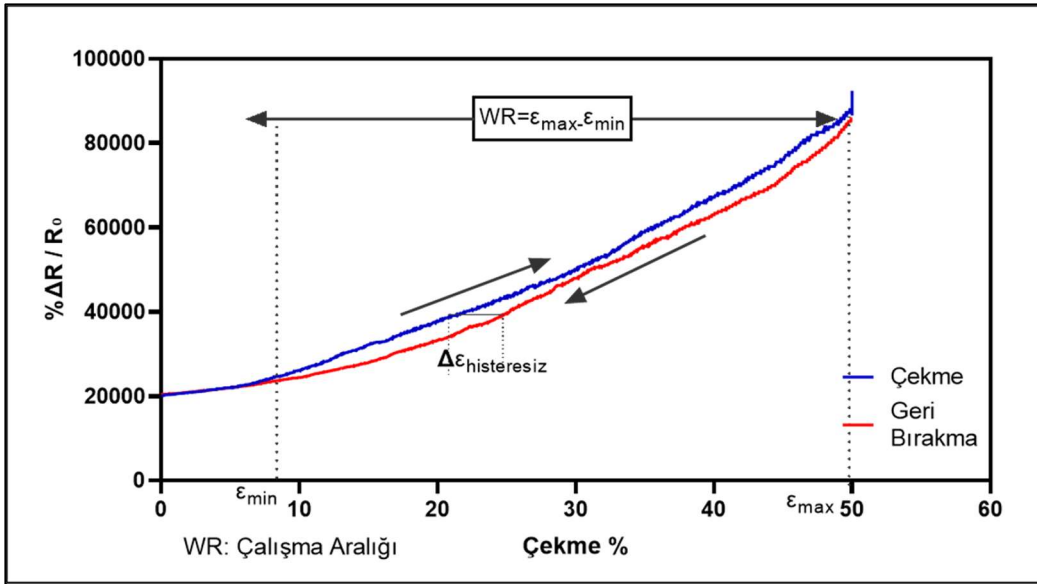
Şekil 4.53. %70 GNP/TPU içeren sensörün %50'lik çekme de histeresiz grafiği
Mürekkep oranı %70 GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %50 (7,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.

4.3.7.4. 25-70-2 sensörü için histeresiz analizi

İki katmanlı olarak tasarlanan ve histeresiz testi yapılan 25-70'lük sensörünün ikinci örneğinin Şekil 4.54 ve Şekil 4.55' de %10'luk ve %50'lik çekmede histeresiz grafikleri bulunmaktadır.



Şekil 4. 54.%25 GNP/TPU içeren sensörün (2) %10'luk çekme de histeresiz grafiği
Mürekkep oranı %25(2) GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %10 (1,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.



Şekil 4.55. %70 GNP/TPU içeren sensörün (2) %50'lik çekme de histeresiz grafiği
Mürekkep oranı %70(2) GNP/TPU oranı olan sensör maksimum %50 (7,5 mm) çekilip ve geri bırakılmıştır. Maksimum çekmeye ulaştıktan sonra geri bırakmaya başladığı anda direnç değerleri düşerek histeresiz grafiği oluşturmuştur.

4.3.7.5. İki katmanlı sensörlerin histeresiz grafiklerinin değerlendirilmesi

Histeresiz şekilleri genel olarak incelendiğinde %25'lik düşük konsantrasyon olan tarafta çalışma aralığını Şekil 4.48' de %1-8 çekmeler arasında, Şekil 4.50' de %25 düşük konsantrasyon olan tarafta çalışma aralığının %1-10 çekmeler arasında, Şekil 4.52'de %25 düşük konsantrasyon olan tarafta çalışma aralığının %1-6 çekmeler arasında, Şekil 4.54'de %25 düşük konsantrasyon olan tarafta çalışma aralığının %1-8 çekmeler arasında olduğu görülmektedir. Şekil 4.49, Şekil 4.51, Şekil 4.53, Şekil 4.55'de histeresiz grafikleri bulunmaktadır. Bu histeresiz grafiklerinde yüksek konsantrasyondaki sensör tarafları %10'luk çekmede neredeyse hatasız çalışmaktadır. Fakat yüksek konsantrasyonda ve yüksek çekmede (%50) histeresiz grafikleri oluşmaktadır. Bu da hata alanın oluştuğunu göstermektedir.

5. YORUM

Bu çalışmada grafen nanomalzemeler kullanılarak esnek bir polimer olan TPU temelli ve aynı anda farklı gerinim seviyelerine cevap verebilecek özelliğe sahip olan iki katmanlı bir gerinim sensörü tasarlanmış ve detaylı karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. İlk olarak modifiye Hummers yöntemi ile genişletilmiş grafit tozundan grafen oksit üretimi gerçekleştirilmiştir. SEM, STEM görüntüleme, EDX, FTIR, Raman spektroskopileri ve XRD kırınım desenleri ile detaylı karakterizasyonları yapılan grafen nanomalzemenin C:O, kristalit çapı, ID/IG değerleri gibi literatürde yaygın olarak bilinen indirgenmiş grafen oksit malzeme kriterlerini sağladığı görülmüştür. Grafen oksitten indirgenmiş grafen oksit sentezi esnasında hidrazin metodunun hidrotermal metoda göre daha verimli gerçekleştiği sonucuna varılmıştır. Nanomalzeme üretimi aşamasından sonra TPU'nun çekmelere karşı kendini hızla toparlayan, elastisitesi yüksek, az deforme olması sebebiyle sensör tasarımında esnek bileşen olarak seçilmiş ve film olarak üretilmiştir.

Bu çalışmanın asıl amacı olan dinamik aralıklarda, yani aynı bölgede iki farklı gerinime cevap verebilen bir sensör geliştirilmesidir. Yani hem düşük gerinime hem de yüksek gerinime cevap verebilen sensör tasarlanmıştır. Bu yüzden sensör iki katmanlı ve iki katmanında da yüzey alanı geniş olan mürekkeplerin yer alması düşünülmüştür. Bu iki katmanında kullanılan mürekkep oranlarını belirlemek için öncelikle ticari olarak temin edilmiş GNP ile % nanomalzeme/TPU konsantrasyonu araştırılmıştır. Mürekkep konsantrasyonu belirleyebilmek için öncelikle tek katmanlı bir sensör fabrikasyonu gerçekleştirilmiştir. İlk olarak mürekkep çalışmasında sentezlenen rGO malzemesinin kullanılması öngörülmekle birlikte söz konusu nanomalzemenin TPU ile ortak çözücü ortamında homojen dağılmaması ve faz ayrımına uğraması sonucu mürekkeplerde nanomalzeme olarak GNP kullanımını gerektirmiştir. Sentezlenen GO' dan, hidrazin ile indirgeme yöntemiyle rGO üretilmiş, yapısında tam olarak uzaklaştırılmayan oksijenli fonksiyon gruplarından dolayı organik çözücüler içinde agregasyona eğilimli olduğu gözlemlenmiş ve TPU üzerine yapılan baskılarda heterojen görünümde, faz ayrımı sebebiyle yüzeyden pul pul dökülen bir görüntü sergilemiştir. rGO ile üretilen sensörlerin testlerinde, yukarıda bahsedilen rGO'nun yapısı sebebiyle direnç değerlerinin okunamamıştır. Bu yüzden mürekkep oranlarını belirlerken kullanılan ticari GNP ile iki katmanlı sensörler oluşturulup, elektriksel testlere devam edilmiştir.

Tek katmanlı sensör için ticari GNP ile 7 farklı GNP/TPU konsantrasyonlarda rezistif mürekkepler hazırlanmış ve bu sensörler doğrusallık, çekme ve geri bırakma testleri, histeresiz testi, ölçüm faktörü testi ve lineer aralık testlerine tabii tutularak karakterize edilmişlerdir. Bu testler sonucunda tek katmanlı ve farklı GNP/TPU konsantrasyonunda hazırlanan sensörlerin %1-50 arasında yapılan doğrusallık testlerinde sensörlerde ölçülen direnç değişiminin, çekme miktarının arttıkça, arttığı gözlemlenmiştir. Bu durumda sensörlerin çekmelere karşı direnç değişimlerinin doğrusal artış gösterdiği söylenebilmektedir.

Tek katmanlı sensörlerin çekme ve geri bırakma testleri değerlendirildiğinde; genellikle sensörlerin ilk çekmeleri yüksek olup sonrasında yavaş yavaş direnç değişim değerinin azaldığı gözlenmektedir. Bu bilgi doğrultusunda mürekkep yapısındaki nano dolgu yapının daha düzenli hale geldiği düşünülmektedir. Sensörün belirli çekme ve geri bırakma oranında 1000 ve üzeri döngüler oluşturarak sensörün yapısını daha düzenli hale getirildiğinde bu kadar ani artışların olmayacağı düşünülmüştür. Bu bağlamda iki katmanlı sensörlerde bütün çekme testlerinden önce 1000 döngü kadar çekme ve geri bırakma testleri yapılarak sensörlere ön koşullandırma testleri yapılarak testler yapılmıştır. Tek katmanlı sensörlerin çekme ve geri bırakma döngü testlerinde nano dolgu kompozit yapısının değerlendirilmesi açısından R_0 (çekme ve geri bırakma testleri öncesinde okunan direnç değeri) ile R_{son} (çekme ve geri bırakma testleri sonrasında okunan direnç değeri) arasındaki yüzdelik direnç değişimi hesaplanmıştır. Hesaplanan direnç değişimi değerleri sonucunda düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerde değişim oranı düşük çıkmıştır ve yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerde ise daha yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni zaten düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin çok yüksek çekmelere maruz kalmaması iken yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerde ise yüksek çekmelere maruz kalmasıdır.

Tek katmanlı sensörlerin tepki süresi değerlendirildiğinde; düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin düşük çekmelerde, yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerden daha hızlı tepki verdiği görülmektedir. Tek katmanlı sensörlerde ÖF değerlendirildiğinde düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin %1-10 arası gerinimlerde hesaplanan ölçüm faktörü değerleri, yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerden büyüktür. Bunun doğrultusunda GNP/TPU matrisinde nano dolgu kompozit yapısında düşük gerinimlerde, düşük

GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin daha hassas çalıştığı, daha küçük gerinim değişimlerine daha yüksek tepkiler verdiği görülmektedir. Yüksek gerinimlerde ise düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip sensörler doyuma ulaştığı ya da direnç değerinin okunamadığından dolayı yüksek gerinimlere tepki verememektedir. Yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip sensörler yüksek gerinimlere tepki verebildiği görülmektedir. Tek katmanlı sensörlerin lineer aralık çalışması değerlendirildiğinde; kullanılan TPU polimer malzemesinin karakteristik özelliği, çevresel faktörler ve yine nano dolgu kompozit yapısının değerlendirmede göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

Sensörlerin hepsinin farklı aralıklarda lineer çalıştığı, yukarıda belirtilen değerlendirmeler doğrultusunda söylenebilmektedir. Düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip sensörlerin lineer çalıştığı aralık %1-10 gerinim aralığında olduğu, yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip sensörlerin ise lineer aralığı %10-50 arasında değiştiği görülmektedir.

Tek katmanlı sensörlerin histeresiz grafikleri değerlendirildiğinde; aslında bu grafiklerde sensörlerin maksimum çekilmelere karşı nasıl tepki verdiği çalışma aralığı, histeresiz alanı ve direnç değişim oranları görülmektedir.

Bu karakterizasyon sonuçlarına göre iki katmanlı sensör tasarımı için düşük konsantrasyon için %25 GNP/TPU konsantrasyon oranı ve yüksek konsantrasyonlar için %60 ve %70 GNP/TPU konsantrasyon oranları olarak mürekkepler seçilmiştir.

İki katmanlı sensörlerin karakterizasyon değerlendirilmesi tek katmanlı sensörlerin karakterizasyonunda olduğu gibi değerlendirilmiştir. İki katmanlı sensörlerin karakterizasyon değerlendirmesinde yukarıdaki tek katmanlı sensörlerin karakterizasyon değerlendirilmelerine, doğrusallık, çekme ve geri bırakma döngü testleri, ÖF hesaplamaları ve lineer aralık çalışmaları paralel bir şekilde olduğu görülmektedir. Fakat burada iki katmanlı sensörlerde tasarlanan rezistif alan, tek katmanlı sensörlerde tasarlanan rezistif alandan ve iki katmanlı sensörlerin kalınlığı tek katmanlı sensörlere göre daha büyüktür. Bu sebepten dolayı iki katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan sensörlerin, TPU yüzeylerinin birleştirilmesi, kalınlığının artması sebebiyle tek katmanlı olarak fabrikasyonu yapılan sensörlerin arasında karakteristik farklar görünmektedir. Bu farklılara örnek olarak; tek katmanlı sensörlerde tepki sürelerinin düşük GNP/TPU konsantrasyon oranı olan sensörler düşük gerinimlere daha hızlı, yüksek GNP/TPU

konsantrasyon oranı olan sensörler daha yavaş tepki veriyorken, iki katmanlı sensörlerde, sensörün kalınlığındaki artıştan dolayı düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensör yüzeyinin, yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan yüzeyden daha geç tepki verdiği görülmektedir.

Tek katmanlı sensörler ile iki katmanlı sensörlerin karakterizasyonu arasında bir diğer fark ise; iki katmanlı sensörlerin histeresiz çekmelerine verdiği histeresiz alanlarındaki değişimdir. İki katmanlı sensörlerin histeresiz grafikleri incelendiğinde düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan yüzeyin, tek katmanlı sensörlerdeki düşük GNP/TPU konsantrasyona sahip olan sensörlerden farklı olduğu düşünülmektedir. Tek katmanlı sensörlerde olduğu gibi iki katmanlı sensörlerin düşük GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan yüzeylerde %10 çekmelere ulaşmadan direnç değerlerinin doyuma ulaştığı görülmektedir.

Tek katmanlı yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan sensörlerin histeresiz grafikleri ile karşılaştırıldığında; iki katmanlı sensörlerin yüksek GNP/TPU konsantrasyonuna sahip olan yüzeylerde oluşan histeresiz grafik alanı daha düşüktür ve %10 çekmelerde aynı histeresiz değerlerinde çekme ve geri bırakmadaki ölçülen direnç değerleri neredeyse aynıdır. Bu da yine iki katmanlı olarak tasarlanan sensörlerin nano dolgu kompozit yapısının daha kalın hem de zaten yüksek GNP/TPU konsantrasyonu olduğu için yapıdaki ayrışmanın az olmasından dolayı olduğu görülmektedir.

Sonuç olarak bakıldığında ilk olarak tek katmanlı sensör tasarımı yapılmış ve karakterizasyonu ile yüksek ve düşük konsantrasyonda sensörlerin verdiği tepkiler karakterize edilmiştir. Bundan yola çıkarak, aynı bölge de kullanılacağı planlanan ve iki farklı değeri ölçebilen bir sensör tasarımına gidilmiştir. Bir yüzeyi düşük konsantrasyon kullanılıp, diğer yüzeyinde yüksek konsantrasyon matris oluşturulmuştur. Hedeflenen tasarım oluşturulmuştur. Ve sensörlerin verdiği tepkiler karakterize edilerek sensörlerin istenilen ve planlanan şekilde çalıştığı görülmüştür. Aynı anda aynı gerinime farklı çözünürlükte cevap verebilen, düşük gerinimlerde hassas çalışan bir sensör elde edilmiştir.

6. KAYNAKLAR

1. Youssef, K., Bayat, P., Peimani, A. R., Dibaji, S., & Rezai, P. (2018). Miniaturized sensors and actuators for biological studies on small model organisms of disease. *Environmental, Chemical and Medical Sensors*, 199-225.
2. Nag, A., Mukhopadhyay, S. C., & Kosel, J. (2017). Wearable flexible sensors: A review. *IEEE Sensors Journal*, 17(13), 3949-3960.
3. Zazoum, B., Batoor, K. M., & Khan, M. A. A. (2022). Recent advances in flexible sensors and their applications. *Sensors*, 22(12), 4653.
4. Han, S. T., Peng, H., Sun, Q., Venkatesh, S., Chung, K. S., Lau, S. C., ... & Roy, V. A. L. (2017). An overview of the development of flexible sensors. *Advanced materials*, 29(33), 1700375.
5. Heng, W., Solomon, S., & Gao, W. (2022). Flexible electronics and devices as human-machine interfaces for medical robotics. *Advanced Materials*, 34(16), 2107902.
6. Lee, T., Lee, W., Kim, S. W., Kim, J. J., & Kim, B. S. (2016). Flexible textile strain wireless sensor functionalized with hybrid carbon nanomaterials supported ZnO nanowires with controlled aspect ratio. *Advanced Functional Materials*, 26(34), 6206-6214.
7. Gao, Y., Yu, L., Yeo, J. C., & Lim, C. T. (2020). Flexible hybrid sensors for health monitoring: materials and mechanisms to render wearability. *Advanced Materials*, 32(15), 1902133.
8. Chen, S., Qi, J., Fan, S., Qiao, Z., Yeo, J. C., & Lim, C. T. (2021). Flexible wearable sensors for cardiovascular health monitoring. *Advanced Healthcare Materials*, 10(17), 2100116.
9. Yin, R., Wang, D., Zhao, S., Lou, Z., & Shen, G. (2021). Wearable sensors-enabled human-machine interaction systems: from design to application. *Advanced Functional Materials*, 31(11), 2008936.
10. Liao, X., Liao, Q., Yan, X., Liang, Q., Si, H., Li, M., ... & Zhang, Y. (2015). Flexible and highly sensitive strain sensors fabricated by pencil drawn for wearable monitor. *Advanced Functional Materials*, 25(16), 2395-2401.
11. Li, J., Bao, R., Tao, J., Peng, Y., & Pan, C. (2018). Recent progress in flexible pressure sensor arrays: from design to applications. *Journal of Materials Chemistry C*, 6(44), 11878-11892.

12. Jiang, P., Ji, Z., Zhang, X., Liu, Z., & Wang, X. (2018). Recent advances in direct ink writing of electronic components and functional devices. *Progress in Additive Manufacturing*, 3, 65-86.
13. Costa, J. C., Spina, F., Lugoda, P., Garcia-Garcia, L., Roggen, D., & Münzenrieder, N. (2019). Flexible sensors—from materials to applications. *Technologies*, 7(2), 35.
14. Cheng, M., Zhu, G., Zhang, F., Tang, W. L., Jianping, S., Yang, J. Q., & Zhu, L. Y. (2020). A review of flexible force sensors for human health monitoring. *Journal of advanced research*, 26, 53-68.
15. Hogas, I., Fosallau, C., & Zet, C. (2016, October). A new strain sensor based on electrospinning and thin film technologies. In *2016 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE)* (pp. 576-580). IEEE.
16. Ahn, K., Kim, K., & Kim, J. (2015). Thermal conductivity and electric properties of epoxy composites filled with TiO₂-coated copper nanowire. *Polymer*, 76, 313-320.
17. Chung, W. H., Kim, S. H., & Kim, H. S. (2016). Welding of silver nanowire networks via flash white light and UV-C irradiation for highly conductive and reliable transparent electrodes. *Scientific reports*, 6(1), 32086.
18. Wang, X., Van Humbeeck, J., Verlinden, B., & Kustov, S. (2016). Thermal cycling induced room temperature aging effect in Ni-rich NiTi shape memory alloy. *Scripta Materialia*, 113, 206-208.
19. Dickey, M. D., Chiechi, R. C., Larsen, R. J., Weiss, E. A., Weitz, D. A., & Whitesides, G. M. (2008). Eutectic gallium-indium (EGaIn): a liquid metal alloy for the formation of stable structures in microchannels at room temperature. *Advanced functional materials*, 18(7), 1097-1104.
20. Ali, S., Maddipatla, D., Narakathu, B. B., Chlaihawi, A. A., Emamian, S., Janabi, F., ... & Atashbar, M. Z. (2018). Flexible capacitive pressure sensor based on PDMS substrate and Ga-In liquid metal. *IEEE Sensors Journal*, 19(1), 97-104.
21. Jiang, J., Li, Y., Liu, J., Huang, X., Yuan, C., & Lou, X. W. (2012). Recent advances in metal oxide-based electrode architecture design for electrochemical energy storage. *Advanced materials*, 24(38), 5166-5180.
22. Manjakkal, L., Szwagierczak, D., & Dahiya, R. (2020). Metal oxides based electrochemical pH sensors: Current progress and future perspectives. *Progress in Materials Science*, 109, 100635.
23. Lee, T., Lee, W., Kim, S. W., Kim, J. J., & Kim, B. S. (2016). Flexible textile strain wireless sensor functionalized with hybrid carbon nanomaterials supported ZnO nanowires with controlled aspect ratio. *Advanced Functional Materials*, 26(34), 6206-6214.

24. Sobolčiak, P., Ali, A., Hassan, M. K., Helal, M. I., Tanvir, A., Popelka, A., ... & Mahmoud, K. A. (2017). 2D Ti₃C₂T_x (MXene)-reinforced polyvinyl alcohol (PVA) nanofibers with enhanced mechanical and electrical properties. *PLoS One*, 12(8), e0183705.
25. Jiang, P., Ji, Z., Zhang, X., Liu, Z., & Wang, X. (2018). Recent advances in direct ink writing of electronic components and functional devices. *Progress in Additive Manufacturing*, 3, 65-86.
26. Huang, J. C. (2002). Carbon black filled conducting polymers and polymer blends. *Advances in Polymer Technology: Journal of the Polymer Processing Institute*, 21(4), 299-313.
27. Shintake, J., Piskarev, Y., Jeong, S. H., & Floreano, D. (2018). Ultrastretchable strain sensors using carbon black-filled elastomer composites and comparison of capacitive versus resistive sensors. *Advanced Materials Technologies*, 3(3), 1700284.R
28. Wang D, Sheng B, Peng L et al (2019) Flexible and optical fiber sensors composited by graphene and PDMS for motion detection. *Polymers (Basel)* 11:143.
29. Shi, J., Li, X., Cheng, H., Liu, Z., Zhao, L., Yang, T., ... & Fang, Y. (2016). Graphene reinforced carbon nanotube networks for wearable strain sensors. *Advanced Functional Materials*, 26(13), 2078-2084.
30. Abshirini, M., Charara, M., Liu, Y., Saha, M., & Altan, M. C. (2018). 3D printing of highly stretchable strain sensors based on carbon nanotube nanocomposites. *Advanced Engineering Materials*, 20(10), 1800425.
31. Cheng, M., Zhu, G., Zhang, F., Tang, W. L., Jianping, S., Yang, J. Q., & Zhu, L. Y. (2020). A review of flexible force sensors for human health monitoring. *Journal of advanced research*, 26, 53-68.
32. Guan, X., Yu, Y., Hou, Z., Wu, K., Zhao, H., Liu, S., ... & Zhang, T. (2022). A flexible humidity sensor based on self-supported polymer film. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 358, 131438.
33. Shaukat, R. A., Khan, M. U., Saqib, Q. M., Chougale, M. Y., Kim, J., Bermak, A., & Bae, J. (2022). Two dimensional Zirconium diselenide based humidity sensor for flexible electronics. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 358, 131507.
34. Xu, Z., & Li, Z. (2021). Design and fabrication of ZnO-based SAW sensor using low power homo-buffer layer for enhanced humidity sensing. *IEEE Sensors Journal*, 21(6), 7428-7433.
35. Wu, J., Wu, Z., Xu, H., Wu, Q., Liu, C., Yang, B. R., ... & Norford, L. K. (2019). An intrinsically stretchable humidity sensor based on anti-drying, self-healing and transparent organohydrogels. *Materials horizons*, 6(3), 595-603.

36. Liu H, Xiang H, Wang Y et al (2019) A flexible multimodal sensor that detects strain, humidity, temperature, and pressure with carbon black and reduced graphene oxide hierarchical composite on paper. *ACS Appl Mater Interfaces* 11:40613– 40619.
37. Liu, M. Y., Hang, C. Z., Zhao, X. F., Zhu, L. Y., Ma, R. G., Wang, J. C., ... & Zhang, D. W. (2021). Advance on flexible pressure sensors based on metal and carbonaceous nanomaterial. *Nano Energy*, 87, 106181.
38. Ashley, C., Burton, D., Sverrisdottir, Y. B., Sander, M., McKenzie, D. K., & Macefield, V. G. (2010). Firing probability and mean firing rates of human muscle vasoconstrictor neurones are elevated during chronic asphyxia. *The Journal of Physiology*, 588(4), 701-712.
39. Chao, M., He, L., Gong, M., Li, N., Li, X., Peng, L., ... & Wan, P. (2021). Breathable Ti₃C₂T_x MXene/Protein Nanocomposites for Ultrasensitive Medical Pressure Sensor with Degradability in Solvents. *ACS nano*, 15(6), 9746-9758.
40. Zhang M, Wang C, Wang Q et al (2016) Sheath-core graphite/silkfiber made by dry-meyer rod-coating for wearable strain sensors. *ACS Appl Mater Interfaces* 8:20894–20899.
41. Liu, M. Y., Hang, C. Z., Zhao, X. F., Zhu, L. Y., Ma, R. G., Wang, J. C., ... & Zhang, D. W. (2021). Advance on flexible pressure sensors based on metal and carbonaceous nanomaterial. *Nano Energy*, 87, 106181.
42. Miyamoto, A., Lee, S., Cooray, N. F., Lee, S., Mori, M., Matsuhisa, N., ... & Someya, T. (2017). Inflammation-free, gas-permeable, lightweight, stretchable on-skin electronics with nanomeshes. *Nature nanotechnology*, 12(9), 907-913
43. Choi, S., Han, S. I., Kim, D., Hyeon, T., & Kim, D. H. (2019). High-performance stretchable conductive nanocomposites: materials, processes, and device applications. *Chemical Society Reviews*, 48(6), 1566-1595.
44. Cheng, T., Zhang, Y., Lai, W. Y., & Huang, W. (2015). Stretchable thin-film electrodes for flexible electronics with high deformability and stretchability. *Advanced Materials*, 27(22), 3349-3376.
45. Koo, J. H., Jeong, S., Shim, H. J., Son, D., Kim, J., Kim, D. C., ... & Kim, D. H. (2017). Wearable electrocardiogram monitor using carbon nanotube electronics and color-tunable organic light-emitting diodes. *ACS nano*, 11(10), 10032-10041.
46. Yang, J., Choi, M. K., Kim, D. H., & Hyeon, T. (2016). Designed assembly and integration of colloidal nanocrystals for device applications. *Advanced materials*, 28(6), 1176-1207.
47. Park, M., Park, J., & Jeong, U. (2014). Design of conductive composite elastomers for stretchable electronics. *Nano Today*, 9(2), 244-260.
48. Taherian, R. (2014). Development of an equation to model electrical conductivity of polymer-based carbon nanocomposites. *ECS Journal of Solid State Science and Technology*, 3(6), M26.

49. Jason, N. N., Ho, M. D., & Cheng, W. (2017). Resistive electronic skin. *Journal of Materials Chemistry C*, 5(24), 5845-5866.
50. Stassi, S., Cauda, V., Canavese, G., & Pirri, C. F. (2014). Flexible tactile sensing based on piezoresistive composites: A review. *Sensors*, 14(3), 5296-5332
51. Zhang, B., Yu, Y., Liu, Y., Huang, Z. D., He, Y. B., & Kim, J. K. (2013). Percolation threshold of graphene nanosheets as conductive additives in Li₄Ti₅O₁₂ anodes of Li-ion batteries. *Nanoscale*, 5(5), 2100-2106.
52. Niu, X. Z., Peng, S. L., Liu, L. Y., Wen, W. J., & Sheng, P. (2007). Characterizing and patterning of PDMS-based conducting composites. *Advanced Materials*, 19(18), 2682-2686.
53. Lv, R., Xu, W., Na, B., & Chen, B. (2008). Insight into the role of filler network in the viscoelasticity of a carbon black filled thermoplastic elastomer: a strain dependent electrical conductivity study. *Journal of Macromolecular Science, Part B: Physics*, 47(4), 774-782.
54. Chen, Z., Ren, W., Gao, L., Liu, B., Pei, S., & Cheng, H. M. (2011). Three-dimensional flexible and conductive interconnected graphene networks grown by chemical vapour deposition. *Nature materials*, 10(6), 424-428.
55. Shin, M. K., Oh, J., Lima, M., Kozlov, M. E., Kim, S. J., & Baughman, R. H. (2010). Elastomeric conductive composites based on carbon nanotube forests. *Advanced materials*, 22(24), 2663-2667.
56. Hu, L., Pasta, M., La Mantia, F., Cui, L., Jeong, S., Deshazer, H. D., ... & Cui, Y. (2010). Stretchable, porous, and conductive energy textiles. *Nano letters*, 10(2), 708-714.
57. Sekitani, T., Noguchi, Y., Hata, K., Fukushima, T., Aida, T., & Someya, T. (2008). A rubberlike stretchable active matrix using elastic conductors. *Science*, 321(5895), 1468-1472.
58. Kim, Y., Zhu, J., Yeom, B., Di Prima, M., Su, X., Kim, J. G., ... & Kotov, N. A. (2013). Stretchable nanoparticle conductors with self-organized conductive pathways. *Nature*, 500(7460), 59-63.
59. Wang, Y., Zhu, C., Pfattner, R., Yan, H., Jin, L., Chen, S., ... & Bao, Z. (2017). A highly stretchable, transparent, and conductive polymer. *Science advances*, 3(3), e1602076.
60. Guo, L., Ma, M., Zhang, N., Langer, R., & Anderson, D. G. (2014). Stretchable polymeric multielectrode array for conformal neural interfacing. *Advanced materials*, 26(9), 1427-1433.
61. Sekitani, T., Nakajima, H., Maeda, H., Fukushima, T., Aida, T., Hata, K., & Someya, T. (2009). Stretchable active-matrix organic light-emitting diode display using printable elastic conductors. *Nature materials*, 8(6), 494-499.

62. Liang, J., Li, L., Tong, K., Ren, Z., Hu, W., Niu, X., ... & Pei, Q. (2014). Silver nanowire percolation network soldered with graphene oxide at room temperature and its application for fully stretchable polymer light-emitting diodes. *ACS nano*, 8(2), 1590-1600.
63. Fan, Y. J., Meng, X. S., Li, H. Y., Kuang, S. Y., Zhang, L., Wu, Y., ... & Zhu, G. (2017). Stretchable porous carbon nanotube-elastomer hybrid nanocomposite for harvesting mechanical energy. *Advanced Materials*, 29(2), 1603115.
64. Tee, B. C., Wang, C., Allen, R., & Bao, Z. (2012). Pressure and flexion-sensitive electronic skin with repeatable ambient self-healing capability. *Nat. Nanotechnol*, 7, 825-832.
65. Li, R., Xiang, X., Tong, X., Zou, J., & Li, Q. (2015). Wearable double-twisted fibrous perovskite solar cell. *Advanced Materials*, 27(25), 3831-3835.
66. Peng, M., & Zou, D. (2015). Flexible fiber/wire-shaped solar cells in progress: properties, materials, and designs. *Journal of Materials Chemistry A*, 3(41), 20435-20458.
67. Wang, X., Jiang, K., & Shen, G. (2015). Flexible fiber energy storage and integrated devices: recent progress and perspectives. *Materials Today*, 18(5), 265-272.
68. Yang, R., Zhang, W., Tiwari, N., Yan, H., Li, T., & Cheng, H. (2022). Multimodal sensors with decoupled sensing mechanisms. *Advanced Science*, 9(26), 2202470.
69. Ramírez, J., Polat, B., & Lipomi, D. J. (2020). Metallic nanoislands on graphene for biomechanical sensing. *ACS omega*, 5(26), 15763-15770.
70. Pedrali, P., Rasia, L., Valdiero, A., & Fraga, M. (2018). Graphite piezoresistive sensors in polymeric substrates. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science*, 5(10), 105-109.
71. Kim, S., Lee, S., Kim, D., Lee, S., & Cho, K. (2020). Omnidirectionally stretchable metal films with preformed radial nanocracks for soft electronics. *Acs Applied Nano Materials*, 3(7), 7192-7200.
72. You, I., Kim, B., Park, J., Koh, K., Shin, S., Jung, S., & Jeong, U. (2016). Stretchable E-skin apexcardiogram sensor. *Advanced Materials*, 28(30), 6359-6364.
73. Wang, Y., Hao, J., Huang, Z., Zheng, G., Dai, K., Liu, C., & Shen, C. (2018). Flexible electrically resistive-type strain sensors based on reduced graphene oxide-decorated electrospun polymer fibrous mats for human motion monitoring. *Carbon*, 126, 360-371.
74. Kim, J., Salvatore, G. A., Araki, H., Chiarelli, A. M., Xie, Z., Banks, A., ... & Rogers, J. A. (2016). Battery-free, stretchable optoelectronic systems for wireless optical characterization of the skin. *Science advances*, 2(8), e1600418.
75. Rai, S. K., Yang, F., Kao, K. W., Agarwal, A., Gwo, S. J., & Yeh, J. A. (2018). Pentacene coated atop of ultrathin inn gas sensor device for the selective sensing of ammonia gas for liver malfunction application. *ECS Journal of Solid State Science and Technology*, 7(7), Q3208.

76. Sha, R., Vishnu, N., & Badhulika, S. (2019). MoS₂ based ultra-low-cost, flexible, non-enzymatic and non-invasive electrochemical sensor for highly selective detection of Uric acid in human urine samples. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 279, 53-60.
77. Zhang M, Wang C, Wang Q et al (2016) Sheath-core graphite/silkfiber made by dry-meyer rod-coating for wearable strain sensors. *ACS Appl Mater Interfaces* 8:20894–20899.
78. Ferri, J., Perez Fuster, C., Llinares Llopis, R., Moreno, J., & Garcia Breijo, E. (2018). Integration of a 2D touch sensor with an electroluminescent display by using a screen-printing technology on textile substrate. *Sensors*, 18(10), 3313.
79. Yang, A., & Yan, F. (2020). Flexible electrochemical biosensors for health monitoring. *ACS Applied Electronic Materials*, 3(1), 53-67.
80. Lim, H. R., Kim, H. S., Qazi, R., Kwon, Y. T., Jeong, J. W., & Yeo, W. H. (2020). Advanced soft materials, sensor integrations, and applications of wearable flexible hybrid electronics in healthcare, energy, and environment. *Advanced Materials*, 32(15), 1901924.
81. Rosen, L. M. C. L. T., & Gray, M. (2013). Medical adhesives and patient safety: State of the science. *J Wound Ostomy Continence Nurs*, 40(4), 1-15.
82. Nawrocki, R. A., Jin, H., Lee, S., Yokota, T., Sekino, M., & Someya, T. (2018). Self-adhesive and ultra-conformable, sub-300 nm dry thin-film electrodes for surface monitoring of biopotentials. *Advanced Functional Materials*, 28(36), 1803279.
83. Khalid, M. A. U., & Chang, S. H. (2022). Flexible strain sensors for wearable applications fabricated using novel functional nanocomposites: a review. *Composite Structures*, 284, 115214.
84. Park, J. J., Hyun, W. J., Mun, S. C., Park, Y. T., & Park, O. O. (2015). Highly stretchable and wearable graphene strain sensors with controllable sensitivity for human motion monitoring. *ACS applied materials & interfaces*, 7(11), 6317-6324.
85. Ryu, S., Lee, P., Chou, J. B., Xu, R., Zhao, R., Hart, A. J., & Kim, S. G. (2015). Extremely elastic wearable carbon nanotube fiber strain sensor for monitoring of human motion. *ACS nano*, 9(6), 5929-5936.
86. Eppner, C., Deimel, R., Alvarez-Ruiz, J., Maertens, M., & Brock, O. (2015). Exploitation of environmental constraints in human and robotic grasping. *The International Journal of Robotics Research*, 34(7), 1021-1038.
87. Wang, S., Sun, Z., Zhao, Y., & Zuo, L. (2021). A highly stretchable hydrogel sensor for soft robot multi-modal perception. *Sensors and Actuators A: Physical*, 331, 113006.
88. Kong, M., Yang, M., Li, R., Long, Y. Z., Zhang, J., Huang, X., ... & Li, C. (2023). Graphene-based flexible wearable sensors: mechanisms, challenges, and future directions. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 1-33.
89. Meng W, Nie M, Liu Z et al (2021) Buckled fiber conductors with resistance stability under strain. *Adv Fiber Mater* 3:149–159.

90. Wang, Z., Guan, X., Huang, H., Wang, H., Lin, W., & Peng, Z. (2019). Full 3D printing of stretchable piezoresistive sensor with hierarchical porosity and multimodulus architecture. *Advanced Functional Materials*, 29(11), 1807569.
91. Lu D, Liao S, Chu Y et al (2022) Highly durable and fast response fabric strain sensor for movement monitoring under extreme conditions. *Adv Fiber Mater* 5:223–234.
92. Liu H, Xiang H, Wang Y et al (2019) A flexible multimodal sensor that detects strain, humidity, temperature, and pressure with carbon black and reduced graphene oxide hierarchical composite on paper. *ACS Appl Mater Interfaces* 11:40613– 40619.
93. Li C, Yang S, Guo Y et al (2021) Flexible, multi-functional sensor based on all-carbon sensing medium with low coupling for ultrahigh-performance strain, temperature and humidity sensing. *Chem Eng J* 426
94. Zu G, Kanamori K, Nakanishi K et al (2019) Superhydrophobic ultraflexible triple-network graphene/polyorganosiloxane aerogels for a high-performance multifunctional temperature/strain/ pressure sensing array. *Chem Mater* 31:6276–6285.
95. Esencan Turkaslan, Banu, and Aydin., Mhrece Filiz "Optimizing parameters of graphene derivatives synthesis by modified improved Hummers." *Mathematical methods in the Applied Sciences* (2020).
96. Lim, Daniel J., Nigel A. Marks, and Matthew R. Rowles. "Universal Scherrer equation for graphene fragments." *Carbon* 162 (2020): 475-480.
97. Kaushal, Ashish, S. K. Dhawan, and Vishal Singh. "Determination of crystallite size, number of graphene layers and defect density of graphene oxide (GO) and reduced graphene oxide (RGO)." *AIP Conference Proceedings*. Vol. 2115. No. 1. AIP Publishing LLC, 2019.
98. Epp, J. "X-ray diffraction (XRD) techniques for materials characterization." *Materials characterization using nondestructive evaluation (NDE) methods*. Woodhead Publishing, 2016. 81-124.
99. Thien, G. S., Omar, F. S., Blya, N. I. S. A., Chiu, W. S., Lim, H. N., Yousefi, R., ... & Huang, N. M. (2014). Improved synthesis of reduced graphene oxide-titanium dioxide composite with highly exposed 001 facets and its photoelectrochemical response. *International Journal of Photoenergy*, 2014.
100. Rochman, R. A., Wahyuningsih, S., Ramelan, A. H., & Hanif, Q. A. (2019, May). Preparation of nitrogen and sulphur Co-doped reduced graphene oxide (rGO-NS) using N and S heteroatom of thiourea. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 509, p. 012119). IOP Publishing.
101. Bharadwaj, S., Gupta, T. K., Chauhan, G. S., Sehrawat, M., Kumar, A., Dhakate, S. R., & Singh, B. P. (2023). Long Length MWCNT/TPU Composite Materials for Stretchable and Wearable Strain Sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 357, 114364.

102. Qiu, A., Aakyiir, M., Wang, R., Yang, Z., Umer, A., Lee, I., ... & Ma, J. (2020). Stretchable and calibratable graphene sensors for accurate strain measurement. *Materials Advances*, 1(2), 235-243.
103. Li, C., Zhou, B., Zhou, Y., Ma, J., Zhou, F., Chen, S., ... & Jiang, L. (2022). Carbon nanotube coated fibrous tubes for highly stretchable strain sensors having high linearity. *Nanomaterials*, 12(14), 2458.
104. Ramírez, J., Rodríguez, D., Urbina, A. D., Cardenas, A. M., & Lipomi, D. J. (2019). Combining high sensitivity and dynamic range: Wearable thin-film composite strain sensors of graphene, ultrathin palladium, and PEDOT: PSS. *ACS applied nano materials*, 2(4), 2222-2229.
105. Jung, H., Park, C., Lee, H., Hong, S., Kim, H., & Cho, S. J. (2019). Nano-cracked strain sensor with high sensitivity and linearity by controlling the crack arrangement. *Sensors*, 19(12), 2834.
106. McGrath, M. J., & Scanaill, C. N. (2013). *Sensor technologies: Healthcare, wellness, and environmental applications* (p. 336). Springer Nature.
107. Amjadi, M., Pichitpajongkit, A., Lee, S., Ryu, S., & Park, I. (2014). Highly stretchable and sensitive strain sensor based on silver nanowire–elastomer nanocomposite. *ACS nano*, 8(5), 5154-5163.
108. Gürdal, O. (2000). *Algılayıcılar ve Dönüştürücüler*. Nobel Yayın Dağıtım.
109. McGrath, M. J., & Scanaill, C. N. (2013). *Sensor technologies: Healthcare, wellness, and environmental applications* (p. 336). Springer Nature.

7. EKLER

EK 1. Lineer regresyon kodu

```
% Dosyayı yükle
data = load('veri20.txt');

% Verileri ayır
germe = data(:, 1);
direnc = data(:, 2);

% Lineer regresyon katsayılarını hesapla
katsayilar_lineer = polyfit(germe, direnc, 1);
regresyon_cizgisi_lineer = polyval(katsayilar_lineer, germe);

% Regresyon çizgisini çiz
figure;
plot(germe, direnc, '-', germe, regresyon_cizgisi_lineer, '-');
title('Lineer Regresyon');
xlabel('Germe');
ylabel('Direnç');
legend('Veri Noktaları', 'Lineer Regresyon Çizgisi');
grid off;
set(gcf, 'Color', 'w');
```