MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO EĞİRME TEKNİĞİ İLE GELİŞTİRİLEN TEKSTİL YAPILARININ ELEKTRİKSEL İLETKENLİK VE ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

KÜBRA YILDIZ

DOKTORA TEZİ
Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı
Tekstil Mühendisliği Programı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Muhammet UZUN

İSTANBUL, 2024

MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRO EĞİRME TEKNİĞİ İLE GELİŞTİRİLEN TEKSTİL YAPILARININ ELEKTRİKSEL İLETKENLİK VE ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

KÜBRA YILDIZ

723417004

DOKTORA TEZİ
Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı
Tekstil Mühendisliği Programı

DANIŞMAN
Prof. Dr. Muhammet UZUN

İSTANBUL, 2024

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez konumun belirlenmesinden tamamlanmasına kadar destek olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Muhammet Uzun'a,

Lisansüstü eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen değerli program başkanı hocam Prof. Dr. İsmail USTA'ya

Değerli jüri üyeleri hocalarım Prof. Dr. Metin YÜKSEK'e, Prof. Dr. Erhan SANCAK'a, Dr. Öğr. Üyesi Vedat ÖZYAZGAN'a ve Dr. Öğr. Üyesi Nilşen SÜNTER EROĞLU'na

Akademik yolda ilerlemeye teşvik eden, bana olan inancını ve desteğini birlikte çalıştığımız süre içerisinde her daim hissettiren kıymetli hocam Merhume Doç. Dr. Adile Yeşim YAYLA'ya

FDK-2020-10154 numaralı proje ile tezime sağladıkları maddi kaynaktan dolayı Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Başkanlığı'na,

Doktora eğitimim sürecince her zaman varlığıyla bana yardımcı olan ve emeğini esirgemeyen değerli kuzenim Mehmet Fatih BİRCAN'a

Bugüne dek aldığım her kararda yanımda olan, desteğini esirgemeyen, yürüdüğüm yolda beni inançla destekleyen, yoluma ışık tutan kıymetli aileme, varlığıyla bana umut olan yeğenlerim Yusuf Emir ŞİMŞEK ve Erva ŞİMŞEK'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ocak 2024 **Kübra YILDIZ**

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR ..... **i**
İÇİNDEKİLER ..... **ii**
ÖZET ..... **iv**
ABSTRACT ..... **vi**
YENİLİK BEYANI ..... **viii**
SEMBOLLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **x**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xii**
TABLO LİSTESİ ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
1.1. İletken Polimerler 1
1.2. Nanopartikül Katkılı Polimerik Kompozit Lifler 4
1.2.1. Polimer matrisler 4
1.2.1.1. Termoplastik poliüretan 6
1.2.2. Karbon esaslı takviye malzemeleri 9
1.2.2.1. Çok duvarlı karbon nanotüp 12
1.3. Akıllı Tekstiller 15
1.4. Elektronik Tekstiller 21
1.4.1. Sensör özelliği gösteren tekstiller 24
1.4.1.1. Sıcaklık sensörleri 26
1.4.1.2. Nem sensörleri 27
1.4.1.3. Kimyasal sensörleri 28
1.4.1.4. Optik sensörler 29
1.4.1.5. Gerinim sensörleri 30
1.4.1.6. Basınç sensörleri 32
1.5. Elektro-eğirme Yöntemi ile Lif Eldesi 36
1.6. Önceki Çalışmalar 41
1.6.1. Gerinim sensörleri 41
1.6.2. Basınç sensörleri 51
1.6.2.1. Piezoelektrik sensörler 51
1.6.2.2. Triboelektrik sensörler 56

1.6.2.3. Kapasitif sensörler 61
1.6.2.4. Piezorezistif sensörler 67
2. MATERYAL VE YÖNTEM 77
2.1. Materyal 77
2.1.1. Kimyasal malzemeler 77
2.1.2. Cihaz ve makinalar 79
2.2. Yöntem 81
2.2.1. Elektro-eğirme yöntemiyle ÇDKNT/TPU nanolif üretimi 81
2.2.2. Elektro-eğirme parametreleri değiştirilerek elde edilen optimum numune üretimi 85
2.2.3. ÇDKNT/TPU nanoliflerin esnek PDMS polimer yüzeyine uygulanıp sandviç yapının oluşturulması 87
2.3. Enstrümantal Analiz 89
3. BULGULAR VE TARTIŞMA 96
3.1. Elektro-eğirme ile Üretilen KNT Katkılı TPU Nanoliflerin Karakterizasyonu 96
3.1.1. Viskozite ölçümü 96
3.1.2. Çözelti İletkenlik ölçümü 98
3.1.3. UV-VIS Spektrofotometre 101
3.1.4. SEM Analizi 102
3.1.5. FTIR Analizi 107
3.1.6. Kalınlık ölçümü 109
3.1.7. Gerilme-gerinim analizi 112
3.1.8. DSC analizi 117
3.1.9. TGA analizi 119
3.1.10. Direnç ölçümü 121
3.1.11. Elektromekanik analiz 130
4. SONUÇ 136
KAYNAKLAR 144
EKLER 181
ÖZGEÇMİŞ 205

ÖZET

ELEKTRO EĞİRME TEKNİĞİ İLE GELİŞTİRİLEN TEKSTİL YAPILARININ ELEKTRİKSEL İLETKENLİK VE ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Küresel ekonomik değişimlerin etkisi altında kalan tekstil sektörü, ekonomik krizleri avantaja çevirmek için güncel bilgileri uyarlayarak ve bunları farklı alanlarda değerlendirmeye alarak katma değeri yüksek akıllı tekstillerin ön plana çıkmasını sağlamıştır. Bu durum multidisipliner bir çalışma alanı ortamında tekstil mühendisliği, kimya, tıp, elektronik ve malzeme bilimi, mekatronik gibi alanların birbiri ile etkileşim içinde olmasını sağlamıştır. Özellikle son yıllarda sağlık alanındaki giyilebilir sensörlü ürünler, akıllı tekstiller alanının çalışma alanını genişletmiş olup, mevcut akıllı tekstillere çalışma alanı olarak fark atacağı belirlenmiştir. Piyasada kullanılan mevcut elektronik elemanlar esnekliği olmayıp deforme olma ihtimali çok yüksek iken, giyilebilir kumaş elektronik malzemeler ve sensörler ise oldukça esnek, hafif ve maliyeti düşük olduğundan daha avantajlı bir hal almaktadır. Bu nedenle, esnek, hassas ve yüksek performansa sahip kuvvete duyarlı giyilebilir sensörler kişiselleştirilmiş sağlık izleme, insan vücut hareketi algılama, insan-makine arayüzleri, robotik ve benzeri giyilebilir elektronik cihazlar gibi birçok potansiyel uygulama alanlarına konu olmuştur.

Bu tez kapsamında düşük maliyetli, hassas ve ölçeklenebilir piezorezistif kuvvet sensör yapılarında kullanılmak üzere elektro-eğirme tekniği ile çok duvarlı karbon nanotüp/termoplastik poliüretan nanokompozit nanolifler üretilmiştir. Tezin ilk aşamasında kontrol numunesi olarak kullanılmak üzere saf termoplastik poliüretan nanolif oluşturmak amacıyla dimetilformamid-termoplastik poliüretan çözeltisi hazırlanarak elektro-eğirme cihazında çekilmiştir. Akabinde çeşitli oranlarda (%0,3-%0,5-%0,7-%1-%1,5-%2) karbon nanotüp içeren çözeltiler hazırlanarak ve elektro-eğirme cihazında çekilerek karbon nanotüp etkisi gözlemlenmiştir böylece optimum karbon nanotüp oranı belirlenmiştir. Optimum oran üzerinden farklı sonikasyonu yöntemleri denenerek yüksek oranda dispersiyon etkisini sağlayan yöntem tespit edilmiştir. Daha sonra elektro-eğirme parametreleri değiştirilerek denemeler yapılarak optimum çekim parametreleri belirlenmiştir. Bu kapsamda, kolektör dönüş hızı, ağızlık ile toplayıcı arasındaki mesafe ve çekim süresi değiştirilmiştir. Polidimetil siloksan yüzey

arasına kapsüllenen nanokompozit nanolifler ile sandviç yapı oluşturulmuştur. Üretilen numunelerin karakterizasyonu için analiz ve ölçümler gerçekleştirilerek uygun üretim parametreleri belirlenmiştir.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF ELECTRICAL CONDUCTIVITY AND ELECTROMECHANICAL CHARACTERISTICS OF TEXTILE STRUCTURES DEVELOPED BY ELECTRO SPINNING TECHNIQUES

The textile sector, which is under the influence of global economic changes, has brought smart textiles with high added value to the forefront by adapting current knowledge and evaluating them in different fields in order to turn economic crises into an advantage. This has led to the interaction of fields such as textile engineering, chemistry, medicine, electronics and materials science, mechatronics in a multidisciplinary working environment. Especially in recent years, wearable sensor products in the field of health have expanded the field of smart textiles and it has been determined that it will make a difference to the existing smart textiles as a field of study. While the current electronic elements used in the market are inflexible and highly deformable, wearable fabric electronic materials and sensors are highly flexible, lightweight and low cost, making them more advantageous.

Within the scope of this thesis, multi-walled carbon nanotube/thermoplastic polyurethane nanocomposite nonwoven surfaces were produced by electrospinning technique to be used in low-cost, precise and scalable piezoresistive force sensor structures. In the first stage of the thesis, dimethylformamide-thermoplastic polyurethane solution was prepared and spun by electro spinning device to create a pure thermoplastic polyurethane surface to be used as a control sample. Subsequently, the carbon nanotube effect was observed by preparing solutions containing carbon nanotube in various proportions (0,3%-0,5%-0,7%-1%-1,5%-2%) and being spun by the electro spinning device, in this way the optimum carbon nanotube ratio was determined. The method providing high dispersion effect has been determined by trying different sonication methods over the optimum ratio. Afterwards, the optimum drafting parameters were determined by changing the electro spinning parameters and making trials. In this context, the collector rotation speed (r.p.m), the distance between the nozzle and the collector and the shooting time were changed. A sandwich structure was formed with nanocomposite nonwoven surfaces encapsulated between the polydimethylsiloxane surface. For the characterization of the produced

samples, analysis and measurements were carried out and appropriate production parameters were determined.

YENİLİK BEYANI

ELEKTRO EĞİRME TEKNİĞİ İLE GELİŞTİRİLEN TEKSTİL YAPILARININ ELEKTRİKSEL İLETKENLİK VE ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Son zamanlarda teknik tekstil alanında giyilebilir sensörler bilimsel ve ticari alanlarda önemli ölçüde dikkat çekmeyi başarmışlardır. Bu tezin bilimsel ve teknolojik olarak özgün değer ve yenilikleri şu başlıklar altında açıklanabilir:

Fonksiyonel makro ölçekli nanokompozitlerin üretiminde, çok duvarlı karbon nanotüplerin (ÇDKNT) yüksek yüzey/hacim oranı, küçük boyutları ve nanotüpler arasındaki güçlü van der Walls etkileşimleri nedeniyle karbon nanotüp (KNT) demetler ve aglomereler oluşturma eğilimindedir. Bu nedenle, KNT/polimer nanokompozitlerin üretimi oldukça karmaşık ve zor bir süreç gerektirir. KNT ağı içerisinde demetlerin ve aglomerasyonların oluşumu, KNT/polimer nanokompozitlerin elektromekanik özelliklerini önemli ölçüde etkiler çünkü aglomerasyon, KNT ve polimer arasında zayıf ara yüzey bağı ile sonuçlanan düzgün olmayan bir dağılıma (dispersiyon) yol açar. Bu nedenle, polimer matrislerinde etkili bir dispersiyon tekniği ve homojen KNT dağılımını gerçekleştirmek zordur. Yapılması planlanan bu tezde, literatürdeki karmaşık kimyasal işlemler ve sentezleme gerektiren pahalı tekniklerin aksine, KNT'ye zarar vermeyen sonikatör ve Dimetilformamid (DMF) çözeltisi ile karmaşık olmayan bir dispersiyon yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca, KNT/polimer nano liflerinin sentezlenmesi ile ilgili yapılan mevcut araştırmalar karmaşık ve kullanılan cihazlar ise çok maliyetlidir. Ayrıca, bu yöntemler uzun süren kimyasal işlemler ve yüzey modifikasyonları gerektiren karmaşık imalat işlemleri gerektirmektedir. Bu nedenle, homojen, iyi dağılmış KNT/polimer lifleri üreten, üretim parametreleri optimize edilmiş kompleks olmayan bir üretim tekniğinin uygulanmasına büyük bir ihtiyaç vardır. Bu tez çerçevesinde, karmaşık ve maliyetli imalat işlemlerinin aksine, elektro-eğirme tekniği kullanılmıştır. Bu tez kapsamında farklı sonikasyon yöntemleri ile çözelti hazırlanmış ve farklı KNT oranları ile çekim işlemi uygulanarak optimum dispersiyon yöntemi ve katkı oranı belirlenmiştir. Ayrıca elektro-eğirme üretim parametreleri değiştirilerek denemeler yapılmış ve ölçümler neticesinde optimum üretim parametreleri belirlenmiştir. Böyle kapsamlı bir çalışma literatürde mevcut değildir.

SEMBOLLER

C : Kristalizasyon

Cm : santimetre

CPs : Santipoise

Dm : desimetre

g : Gram

H : Entalpi

Hz : Hertz

I : Akım

K_g : Kilogram

m : metre

L : Litre

MPa : Mega Paskal

n : Nano

N : Newton

R : Direnç

S : Siemens

t : Zaman

T : Sıcaklık

^0C : Santigrat

α-Al_2O_3 : Alüminyum Oksit

Δl : Boyutsal Değişim

μ : Mikro

KISALTMALAR

A : Amper

ÇDKNT : Çok Duvarlı Karbon Nanotüp

KNT : Karbon Nanotüp

DMF : Dimetilformamid

DSC : Diferansiyel Taramalı Kalorimetri

ES : Elektro-eğirme

CE : İletken elastomer

KPF : Örme Piezorezistif Kumaş

SFRP : Kısa lif takviyeli polimer

CPNC : İletken Polimer Nanokompozitler

PZT : Kurşun Zirkonat Titanat

EMI : Elektromanyetik Arayüz

FRP : Lif takviyeli polimer

FRPC : lif takviyeli polimer kompozitler

FRPC : Lif takviyeli polimer kompozitler

CF : Karbon lif

GF : Gauge Faktörü

PU : Poliüretan

CFRP : Karbon lif takviyeli polimer

MHC : Çok ölçekli hibrit kompozitler

PP : Polipropilen

CNM : Karbon nanomalzemeler

ILSS : Tabakalar arası kayma mukavemeti

Tg : Camsı geçiş sıcaklığı

ANS : Otonom sinir sisteminin

CA : Selüloz asetat

GO : Grafen okssţt

R-GO : İndirgenmiş grafen oksit

AgNW : Gümüş nanoteller

TENG : Triboelektrik nanojeneratör

TS : Triboelektrik sensör

FT-IR : Taramalı Elektron Mikroskobu

M : Kütle

Mk : Manyetik Karıştırıcı

PDMS : Polidimetil Siloksan

RPM : Dakikadaki Devir Sayısı

Sa : Saat

SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu

TGA : Termogavimetrik Analiz

TPU : Termoplastik Poliüretan

US : Ultrasonik

UV-VIS : Ultraviyole Absorsiyon Spektroskopisi

v : Hacim

V : Volt

w : Ağırlık

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1. Kumaş gerinim sensörleri. a) ATP gerilim sensörü [252], b) CNY gerilim sensörü [255], c) Anti-bakteriyel gerilim sensörü [256], d) Yüksek oranda gerilebilir tekstil gerilim sensörü [257], e) GF/NF gerilim sensörü [258], f) Ayarlanabilir, giyilebilir mikro çatlaklı dokunmamış kumaş [259], g) Ni@PET-g-PAO/Fe_3O_4 gerinim sensörü [260], h) Elektronik tekstil uyumlu giysi (e-TeCS) [261]..... 47

Şekil 1.2. Piezoelektrik basınç sensörleri. a) Kendinden sensörlü kompozit malzeme [299], b) PVDF-TrFE kumaş sensörü [300], c) Piezoelektrik basınç sensörünün şeması ve fotoğrafı [301], d) SGF numunesi [302], e) CT-Duyusal alanın taranması: elektrot ipliği: yeşil; piezoelektrik iplik: sarı [303], f) İletken süper hidrofobik pamuklu kumaş [304]. 55

Şekil 1.3. Triboelektrik basınç sensörleri. a) PEDOT: PSS işlevselleştirilmiş pamuklu tekstil [306], b) PANI@WCT tabanlı TENG cihazı [307], c) Fabrikasyon olarak tekstil tabanlı sensörün (TS) [308] şematik gösterimi, d) Şematik gösterim koaksiyel yapıya sahip SET'in [309], e) Özlü-kılıf ipliğinin ve 3DFIF-TENG'in imalat süreci [310], f) Cu-PAN ipliklerinin ve parilen-Cu-PAN ipliklerinin şematik gösterimleri [311]. 60

Şekil 1.4. Kapasitif basınç sensörleri. a) Tekstiller üzerindeki kapasitif basınç sensörlerinin katman yapısı [313], b) Ti_3C_2 MXene pulunun atomik yapısının şeması [314], c) NC ve SFC sensörlerinin yapıları [315], d) Tekstilin yapısı kapasitif sensör [316], e) İki yapı yapısına sahip sensör tasarımı [317], f) Dokuma tekstile gömülü basınç sensörü dizilerinin fotoğrafı [318]. 66

Şekil 1.5. Piezorezistif basınç sensörleri. a) TracKnee'nin devre şeması. [320], b) Tekstil basınç sensörünün üretim süreci için şemalar [321], c) PDMS@AgNWs pamuklu kumaş üretimi için şematik gösterim [322], d) RGO kaplı NW-PP'nin SEM mikrografı [323], e) Monte edilmiş CCF/TPU basınç sensörü. [324], f) Gümüş kaplı PET kumaşın hazırlanması [325]. 72

Şekil 2.1. a) Termoplastik poliüretan granül b) Çok duvarlı karbon nanotüp 78

Şekil 2.2. a) Hassas terazi b) Ultra sonikatör c) Ultrasonik banyo..... 79

Şekil 2.3. Manyetik karıştırıcı 80

Şekil 2.4. Elektro-eğirme cihazı 81

Şekil 2.5. a) Saf TPU çözeltisi b) ÇDKNT katkılı TPU çözeltisi 82

Şekil 2.6. Elektro-eğirme mekanizması 84

Şekil 2.7. a) Saf TPU çözeltisi ile b) KNT katkılı TPU çözeltisi ile oluşturulan nanolif oluşturulan nanolif 85

Şekil 2.8. Esnek PDMS polimerleri arasına sıkıştırılmış, sandviç yapıdaki elektro-eğirilmiş ÇDKNT/TPU liflerin imalat aşaması 88

Şekil 2.9. PDMS ile oluşturulan sandviç yapı 88

Şekil 2.10. DV-E model brookfield viskozimetre 89

Şekil 2.11. WTW profiline cond 3110 iletkenlik ölçer 90

Şekil 2.12. Shimadzu UV-1280 UV-Vis spektrofotometre 90

Şekil 2.13. Carl Zeiss Evo MA10 taramalı elektron mikroskobu 91

Şekil 2.14. Jasco-4000 fourier kızılötesi dönüşümlü spektrofotometre 91

Şekil 2.15. Mitutoyo 547-401 absolute dijital kalınlık ölçme komparatör cihazı 92

Şekil 2.16. Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test makinesi 92

Şekil 2.17. Shimadzu Corporation DSC-60 Plus/60A plus diferansiyel taramalı kalorimetre 93

Şekil 2.18. Shimadzu Corporation DTG-60H termogavimetrik analiz cihazı 94

Şekil 2.19. Keithley 8009-resistivity test fixture cihazı 95

Şekil 2.20. Numunelerin piezorezistif tepkilerinin ölçümü 95

Şekil 3.1. DMF-KNT ve DMF-TPU-KNT çözeltilerinin UV-VIS grafiği 101

Şekil 3.2. Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin SEM görüntüleri 105

Şekil 3.3. Elektro-eğirme ile elde edilen nano yüzeylerin FTIR grafiği 107

Şekil 3.4. Nanoliflerin ısıtma evresindeki DSC grafiği 117

Şekil 3.5. Nanoliflerin TGA grafikleri 119

Şekil 3.6. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki elektrik akım değerleri 125

Şekil 3.7. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki iletkenlik değerleri..... 126

Şekil 3.8. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki elektrik akım değerleri 128

Şekil 3.9. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki iletkenlik değerleri..... 128

Şekil 3.10. Nanoliflerin uygulanan gerinime karşı direnç değişim grafiği..... 132

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1. Giyilebilir gerinim sensörlerinin analitik tablosu 48

Tablo 1.2. Giyilebilir basınç sensörlerinin analitik tablosu 73

Tablo 2.1. Saf TPU ve ÇDKNT katkılı çözelti parametreleri 83

Tablo 2.2. Çözelti oluşturma parametreleri 84

Tablo 2.3. Elektro çekim cihaz parametreleri 85

Tablo 2.4. Elektro-eğirme ile üretilen C1-prob numunesinin üretim parametreleri 86

Tablo 2.5. Elde edilen tüm numunelerin özellikleri ve değişken üretim parametreleri . 87

Tablo 3.1. Nanolif çözeltilerinin viskozite değerleri 96

Tablo 3.2. Çözelti iletkenlik değerleri 98

Tablo 3.3. Kompozit nanoliflerin kalınlık değerleri 109

Tablo 3.4. PDMS ve kompozit nanoliflerin mekanik özellikleri 113

Tablo 3.5. Nanoliflerin erime sıcaklıkları 118

Tablo 3.6. Nanoliflerin TGA değerleri 120

Tablo 3.7. Nanoliflerin gerilim altındaki direnç-akım-iletkenlik değerleri 122

Tablo 3.8. Numunelerin elektromekanik analiz verileri 131

1. GİRİŞ

1.1. İletken Polimerler

İletken polimer kompozitler, özellikle giyilebilir algılama uygulamaları için kullanılan ideal algılama malzemeleridir. Düşük modülü, hafifliği, üstün esneklik özelliği, kolay işleme ve mekanik deformasyona karşı elektriksel direncinin uygun duyarlılığı sayesinde birçok esnek algılama elementi geliştirmek için sıklıkla kullanılmaktadır. İletken polimer kompozit temelli yüksek performanslı akıllı esnek gerinim sensörlerinin insan hareketi algılama, sağlık takibi ve insan-makine etkileşiminde kullanıldığı birçok kez belirtilmiştir. İletken polimer kompozitler, ayrıca yeni kumaş algılama teknolojilerinde de kullanılmaktadır. Son yıllarda iki kategori kumaş gerinim sensörü sık bir şekilde belirtilmektedir. Bunlar iletken elastomer (CE) ve örme piezodirençli kumaş (KPF) sensörleridir. Bunlar sırasıyla kumaşlara CE serigrafi baskı ve iletken ipliklerinin kumaşlara örülmesiyle oluşturulmaktadır. Bu kumaş sensörler, kavisli insan cildine kolayca uyum sağlayabilir, giysilere dikişsiz olarak yerleştirilebilir ve bazı fonksiyonel ve akıllı giyilebilir cihazlar oluşturabilir. Bununla birlikte, iletken polimer kompozitlerin reolojik özelliklerinden dolayı bu sensörlerle belirli bir yayılmada kararlı bir yanıt elde etmek zordur. Viskoelastik malzemelerin gerilim gevşemesi, sıklıkla gözlemlenmiş ve tartışılmıştır. Bir viskoelastik malzeme için gerilme ve deformasyonun doğrusal olmayan davranışı, genellikle gerilme gevşemesi veya sürünme olarak bilinmektedir. CE ve KPF sensörleri, yalnızca saf iletken polimer kompozitler yerine kumaş-lif alt tabakadan oluştuğu için kumaş-lif ve iletken polimer arasındaki kısıtlamalar gerilimin mekanik davranışını etkilemektedir [1].

İletken polimer kompozit temelli gerilebilir gerinim sensörleri, yaygın şekilde matris olarak elastik polimerleri kullanır. Fakat elastik polimerler her zaman omuz baş omuz formasyonuna ve dolayısıyla gerinim sensörlerinin zayıf geri kazanılabilirliğine yol açan güçlü mekanik histerezis etkisi gösterir [2].

Esnek polimer malzemelerin gerinim, basınç, kuvvet ve deformasyon ölçümleri gibi sensör uygulamalarında kullanımı önerilmektedir. Uyaranlardaki değişikliği algılamak için piezodirençli gerinim sensörü uygulamasında iletken polimer nanokompozitler

(CPNC) oluşturulması adına iletken dolgu maddeli karbon nanolif ve iyonik sıvılar kullanılır [3].

Polimer bazlı gerinim sensörleri, hafif olmaları, kolay taşınabilirlikleri ve esnek davranışları sayesinde akıllı saatler, akıllı ekranlar, biyomedikal cihazlar gibi bazı cihazların yapımında kullanılmaktadır [4]. Esnek sensörler, işleme, kuru ve ıslak koşullarda çalışabilme ve uyarlanabilir olma özellikleri sayesinde sıkça tercih edilmektedir. Geleneksel olarak kullanılan metal tabanlı gerinim sensörlerinin katı olması bu sensörlerin uygulamalarını sınırlandırmıştır. Metallere yakın mekanik özellikler göstermesi nedeniyle iletken polimerler, sensör uygulamalarında metallerin yerine kullanılabilecek en uygun malzemeler olarak belirtilmiştir. Mekanik özellikler, farklı sensör uygulamaları için farklı polimer malzemeler kullanılarak uyarlanmıştır. Herhangi bir malzemenin mekanik davranışı, gerilme-şekil değiştirme eğrisi kullanılarak analiz edilir. Tekrarlanan araştırmalarla gerilme-gerinim özelliklerindeki değişiklik malzemenin çalışma davranışını belirler. Analiz araçları sayesinde fiziksel davranışların incelenmesi kolaydır. Fiziksel davranışların incelenmesi kadar hata davranışlarının da tahmin edilebilmesi çok önemlidir. Gerinim ve stresi belirlemek için matematiksel klasik yöntemler kullanılmaktadır, hata davranışını tahmin etmek için de analitik çalışmaların kullanımına başlanmıştır. Zamanla farklı malzemelerin davranışlarını tahmin etmek için çeşitli araç ve teknikler uygulanmıştır. Hata çalışmaları, gerilme gerinimi ve deformasyon davranışı analiz edilerek gerçekleştirilmiştir [5].

Piezoelektrik prensibi, aralıklı anlık kuvveti elektrik enerjisine dönüştürmek için uygundur. Kurşun zirkonat titanat (PZT) isimli bir piezoelektrik seramik malzeme kullanan güç üretim elemanları, diğer bir deyişle üzerine basıldığında elektrik üreten elementler hakkında çalışmalar yapılmıştır. PZT insan vücuduna zararlı bir madde olan kurşun içermesi nedeniyle kompozit materyal üretiminde kullanılmaya uygun bir malzeme değildir. Kırılganlığı nedeniyle de dayanıklılık açısından sorun teşkil etmektedir [6].

Günümüzde robotik dokunma uygulamaları, cilde monte edilebilir sensörler ve başka birçok uygulamada esnek ve gerilebilir gerinim ve basınç sensörlerine yönelik artan bir talep vardır. Yaygın metalik folyolar ve katı yarı iletkenler gibi geleneksel sensörleri düşük hassasiyet, düşük esneklik ve gerilebilirlik gibi özelliklerinden dolayı farklı yapı

şekilleri ile uyumsuz hale getirir. Bu durum yeni ortaya çıkan çeşitli bazı uygulamalarda bu sensörlerin kullanımını engeller. Gerilebilirlik bir cihazın deforme olduktan sonra orijinal şeklini geri kazanma yeteneğini ifade eder. Bu nedenle gerilebilirlik, özellikle cilde monte edilebilir veya robotik dokunmatik uygulamaları gibi kullanımlarda esnek elektroniklerin yeni gereksinimi olarak kabul edilir. Nanokompozit piezodirençli ve piezokapasitif malzemeler, yüksek hassasiyetleri ve kolay üretilmeleri nedeniyle geleneksel malzemelere iyi bir alternatif sunar. Özellikle grafen, karbon nanotüpler (KNT) gibi akıllı karbon nanomalzemeler içeren polimer nanokompozitlere dayalı malzemeler, yüksek duyarlılıkları, üstün mekanik ve elektriksel özellikleri nedeniyle basınç ve gerinim sensörlerinin üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle polimer/KNT kompozitleri, diğer nano kompozit malzemelere kıyasla üstün mekanik ve elektriksel özelliklere sahiptir [7].

Üç boyutlu 3D yazdırılabilir iletken polimerler, belirli şekil ve algılama gereksinimlerini karşılayabilen algılayıcı malzemelerdir. Bunlar, genellikle iletken polimer kompozitler kullanılarak kaynaşmış biriktirme modellemesi ve doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı gibi 3D yazdırma yöntemleriyle hazırlanır. Bu polimerler adına gerinim algılama sinyali için çok iyi bir saptama yeteneğinin yanında yazdırılabilirliğinin sağlanması da gereklidir [8]. Bir 3D baskı yöntemi kullanılarak 3D yazdırılabilir iletken KNT'ler ve polidimetilsiloksan (PDMS) kompozitinin çekme numuneleri hazırlanıp bunların çok iyi gerinim algılama sinyallerine sahip olduğu ölçülmüştür [9]. Grafen takviyeli karbon nanoliflerin kompozitlerinde polimer matrisi içindeki dolgu düzeninin gerinim algılama sinyali üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir [10]. Farklı çekme koşulları altında CF/CB/PP iletken kompozitlerin gerinim algılama davranışında iki veya daha fazla iletken dolgu tarafından oluşturulan köprü ağı, polimerlerin daha yüksek stabiliteye sahip olmasına izin verir [11].

Esnek iletken kompozitler sınıfındaki metal dolgulu kompozitler ve karbon bazlı kompozitler, ayarlanabilir iletkenlikleri, yüksek ekranlama performansları ve geniş çalışma gerinimi aralıkları sayesinde esnek ve gerilebilir ekranlama uygulamaları için potansiyel malzemeler olarak kabul edilir [12]. Yapılan bir çalışmada gerilebilir ve şeffaf bir elektromanyetik arayüz (EMI) perdeleme uygulaması için gümüş nanotel ve PDMS birleştirilmiştir [13]. Yapılan başka bir çalışmada ise çalışma gerilimi aralığını artırmak

için buruşuk yapıya sahip gerilebilir MXene/poliüretan kumaşlar üretilmiştir. Fakat bu çalışmada elektrik iletkenliği, uygulanan gerinimi %40'tan daha fazla bir oranda hızlıca düşürmüştür. Ayrıca, yüksek iletkenlik ve yüksek EMI perdeleme performansını artırmak için yüksek miktarda iletken dolgu maddesinin gerekli olduğu, bunun da gerilebilirliğin dikkate değer bir şekilde azalmasına yol açtığı görülmüştür [14].

1.2. Nanopartikül Katkılı Polimerik Kompozit Lifler

1.2.1. Polimer matrisler

Lif takviyeli polimer (FRP) kompozit malzemeler, polimer matris ve takviyeli malzemeden oluşan mükemmel performansa sahip bir malzeme türüdür. Yüksek spesifik mukavemet ve sertlik, gelişmiş yorulma performansı, iyi dielektrik özelliği, ısı direnci, korozyon direnci ve şekillendirme ve işleme çeşitliliği ve kolaylığına sahiptir. Denizcilik, savunma, havacılık ve otomotiv yapıları gibi hafifliğin kritik olduğu tüm alanlarda giderek daha fazla kullanılmaktadır [15]. Ayrıca makine, kimya endüstrisi ve mimari gibi modern endüstriyel alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Kompozit malzemelerin mikro mekaniğini incelemek için, önce temel bileşen olarak lif ve matris ile bir mikro hacim, yani belirli bir miktarda lif ve matris malzemeleri içeren temsili hacim elemanı oluşturmak gerekir. Lif geometrisi ve düzenlemesi için çeşitli varsayımlar yapılabilir, ancak malzemelerin temel özelliklerine ulaşılmalıdır. Yurtiçi ve yurtdışındaki araştırma durumuna göre, altıgenler ve dörtgenler gibi belirli kompozit malzemelere dayanan birçok temsili hacim elemanı vardır. Temsili hacim elemanına belirli sınır koşulları uygulanarak bir mikro mekanik model oluşturulur [16].

Lif takviyeli polimer matrisli kompozitler, güçlü yapısal özelliklere sahiptir. Mekanik özellikler ve hasar kanunları, mikroyapı özelliklerine olduğu kadar, bileşen malzemelerin özelliklerine de bağlıdır. Bu nedenle mikro mekanik, malzemelerin mekanik özelliklerini ve arıza mekanizmasını analiz etmenin teorik temelidir. Son yıllarda lif takviyeli polimer matrisli kompozitlerin mikro mekaniği üzerine yapılan araştırmalar, yurtiçinde ve yurtdışında bilim adamları tarafından oldukça değerli, önemli teorik öneme ve pratik değere sahip olan mekanik alanında önemli bir konu haline gelmiştir [17].

Son zamanlarda kompozitleri, arayüz ve matris modifikasyonları yoluyla elde edilebilen çeşitli yapısal iyileştirmeler sayesinde önem kazanmıştır [18]. Çoğu lifli kompozit, zayıf

düzlem dışı ve kalınlık gibi matris baskın mekanik özellikleri bakımından sıkıntılıdır [19]. İnorganik cam lifleri, pürüzsüz yüzeyleri nedeniyle kendisini çevreleyen matrise zayıf bir yapışma göstererek lif-matris bağlarının ayrılmasına neden olabilir [20]. Bu arayüz bağında yapılan bir iyileştirme, GFRP kompozitlerinin mekanik özelliklerini geliştirmenin en önemli yoludur [21].

Son zamanlardaki arayüzey teknolojisi araştırma alanı, nanomalzemelerin (kil, grafen, karbon nanotüpler vb.) lif yüzeyine veya matris içine girmesinin büyük ilgi gördüğünü göstermektedir. Her iki yaklaşımda da potansiyel olarak FRP kompozitlerinin mekanik performansında önemli bir kazanımlar elde edilir. Bu çalışmalara bakılarak matris içinde veya lif yüzeyi üzerinde dağılmış işlevselleştirilmiş nanomalzemelerin varlığının sadece arayüzey yapışmasını iyileştirmekle kalmayıp aynı zamanda çatlak köprüleme, çatlak saptırma ve çatlak durdurma mekanizmaları yoluyla geçerli kırılma mekanizmalarını da değiştirdiği görülmektedir [22].

Kısa lif takviyeli polimer (SFRP) kompozitler, mükemmel mekanik özelliklere, düşük üretim maliyetine, nispeten kolay şekillendirilebilirliğe, korozyon direncine ve karmaşık geometri şekilleri için tasarım özgürlüğüne sahip hafif malzemelerdir. Yüksek performansı sayesinde SFRP kompozitleri birçok endüstriyel üründe, özellikle otomobil bileşenlerinde giderek daha fazla kullanılmaktadır [23].

SFRP kompozitlerinin üretimindeki en yaygın üretim süreci olan enjeksiyon kalıplama, kompozitlerde kaçınılmaz olarak karmaşık mikro yapılara neden olur. Katmanlı yüzey-çekirdek-yüzey yapısı, lif oryantasyon dağılımı, lif uzunluğu dağılımı ve lif içeriği varyasyonu sırasıyla gözlenir ve ölçülür. Karmaşık mikroyapılar, SFRP kompozitlerinin karmaşık mekanik davranışlarına neden olur. Farklı yönlerde dağılan lifler tarafından belirlenen SFRP kompozitlerinin önemli bir anizotropisi vardır. Lineer elastik liflere rağmen polimer matrisin plastik akışı, kompozitlerin elastik olmayan performansını üretir. Ayrıca, lif içeriği, lif uzunluğu ve sıcaklık varyasyonlarının hepsinin, kompozitlerin elastik modülü ve kırılma mukavemeti üzerinde belirgin etkileri vardır [21].

Geçtiğimiz yıllarda lif takviyeli polimer kompozitler (FRPC) araçlarda, uçaklarda, gemilerde ve ayrıca sivil altyapıda çok çeşitli uygulamalarda giderek daha sık kullanılmıştır. FRPC'ler ayrıca beton yapılar için dış (kumaş veya levha) ve iç (inşaat

demiri) yapı malzemeleri olarak ve ayrıca tamamen yapısal elemanlar olarak da kullanılmıştır ve kullanılmaktadır. Denizcilikte ise çoğu durumda yüksek özgül gücü, mükemmel korozyon direnci ve sonuç olarak daha düşük yaşam döngüsü maliyeti sayesinde alüminyum veya çelik gibi daha geleneksel malzemelerin yerini almıştır [24]. En yaygın olarak kullanılan FRPC'ler ya karbon lif (CF) ya da cam lifi ile takviye edilir. Sürdürülebilirlik ile ilgili çalışmaların öneminin artmasıyla birlikte doğal, bitki bazlı lifler içeren kompozitler, düşük maliyetli ve çevre dostu alternatifler olarak önem kazanmaktadır [25]. Kullanımı artan bir diğer lif türü ise belirli bölgelerde yaygın olarak bulunan bir kaynak olan bazalt kayadan yapılan bazalt lifleridir. Bu lifler, cam lifinden daha az ön işleme gerektirmesine rağmen benzer mekanik mukavemet sağlar. Bu sayede başka uygun bir FRPC alternatifi sunar [26]. Bu malzemelerin deniz ortamında mevcut olan zorlu koşullar altında dayanıklılığı kapsamlı bir şekilde araştırılırken nihai sonuçları etkileyen çok sayıda deneysel parametre nedeniyle bu verilerin karşılaştırılabilirliği sınırlıdır. Ayrıca mevcut performans değerlendirmeleri yalnızca mekanik ve dayanıklılık yönlerine odaklandığı için bu tür FRPC'lerin üretimi, kullanımı ve imhasının uzun vadede gerçekten sürdürülebilir olup olmadığı sorusunu ele almamaktadır. Bu sorunun cevaplanabilmesi için sadece teknik hususların değil, aynı zamanda ekonomik, çevresel ve kaynak erişilebilirliği gibi hususların da değerlendirilmesi gerekmektedir [27].

1.2.1.1. Termoplastik poliüretan

Giyilebilir elektroniğin önemli bir alt alanı olan gerilebilir ve giyilebilir gerinim sensörleri, kişisel sağlık izleme, insan hareket algılama, insan-makine arayüzleri ve yumuşak robotik gibi sağlıkla ilgili bir dizi potansiyel uygulamada kullanılmaktadır. Bu kapsamda film tipi gerinim sensörleri geliştirilmiştir. Ancak bu sensörler, vücut hareketinin istenen yönde algılanması için insan derisine veya giysi kumaşına entegre edilememiştir. Gerilebilir iletken kompozit lifler, yumuşak polimer bazlı lifler doğal olarak gerilebilir ve uygun maliyetli olduğundan, bu sorunu ele almaya yönelik araştırmaların ilgisini çekmiştir. Doğrudan kumaşlara dikilebilir veya kumaşlara dokunabilirler. Bu liflerin bazıları giyilebilir gerinim sensörleri olarak kullanılmış olsa da hem yüksek hassasiyet hem de geniş bir uygulanabilir gerinim aralığı gereksinimi, oldukça zorlu olmaya devam etmektedir. Gerilebilir polimer esaslı kompozit lifler, çözelti fazında karıştırma ve kompozit liflerin hazırlanması ile polimer ipliklerin veya liflerin

modifiye edilmesi şeklinde iki yöntemle hazırlanabilir. Genellikle birinci yöntem, kompozit lifte dolgu maddelerinin iyi dağılımını ve güçlü dolgu-matris etkileşimlerini elde etmek için avantajlıdır. Ayrıca, düşük viskoziteli bir polimer süspansiyonunda iletken dolgu miktarını ayarlayarak ortaya çıkan mekanik, elektriksel ve gerinim algılama özelliklerini de kontrol edebilir. Temel olarak bu tür kompozitlerin gerinim algılama özellikleri, piezodirençli etkilerinden kaynaklanır. Piezorezistif etkiler, polimer matrisindeki iletken dolgu maddeleri arasındaki bağlantıların değişmesinden kaynaklanan, uygulanan gerilime tepki olarak elektriksel direnç değişimi ile ilgilidir. Gauge faktörü (GF = 100 (DR/R)/ε, ayar faktörü, gösterge faktörü, S, duyarlılık), polimer matrisindeki iletken dolgu maddelerinin içeriğinden ve hizalanmasından etkilenir çünkü bu parametreler iletken elemanların etkin temas alanını ve germe sırasında mevcut iletken yolların sayısını belirler. Böylece polimer matrisindeki iletken dolgu maddelerinin hizalanması kontrol edilerek göreceli olarak yüksek iletkenliğe ve GF'ye sahip kompozit lifler elde edilebilir. Kompozit sensörlerde daha düşük bir iletken dolgu yüzdesi, daha yüksek bir hassasiyet sağlar [28].

Güçlü mekanik özelliklerin gerekli olduğu uygulamalarda termoplastik poliüretan (TPU) kullanılmıştır. Çevre dostu, biyolojik olarak parçalanabilen, doğal bir lif kompozit yapmak için TPU omurga zincirindeki polar siyanür grupları, iyi mekanik özellikleriyle birlikte onu bir matris olarak mükemmel bir seçim haline getirir. Termoset poliüretan ve poliüretan (PU) köpüğün muz, şeker kamışı küspesi, hindistan cevizi, keten, çam ağacı, kenevir lifi, hurma lifler, pirinç kabuğu, sert ağaç ve mikrokristal selüloz lifleri ile takviye edildiği çalışmalar vardır. Kenaf ve kakao kabuğu liflerinin TPU ile birleştirildiği araştırmalar da bulunmaktadır. Tüm durumlarda TPU'nun güçlü yapısı nedeniyle kompozitlerin çekme mukavemetinin matristen daha düşük olduğu görülmüştür. Fakat eğilme özelliklerinde ise iyileşme olduğu gözlemlenmiştir. Doğal lif TPU kompozitleri ile cam, kevlar (aramid lifi), karbon gibi sentetik liflerle güçlendirilmiş, üstün mekanik özelliklere sahip TPU karşılaştırıldığında doğal lif TPU kompozitlerinin daha iyi esnekliğe ve daha düşük modüle sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca doğal lif TPU kompozitleri, aşırı kırılmayı önleyen ve liflerin en-boy oranının korunmasına yardımcı olan daha iyi işlem dayanıklılığına da sahiptir. Güçlü çekme özelliklerine rağmen TPU, eğilme modülü yönünden güçlü değildir. Bu nedenle güçlü eğilme gerilimi isteyen uygulamalar için uygun değildir [29].

Genel olarak, giyilebilir gerinim sensörleri için üç tipik gerilebilir polimer bazlı lif mevcuttur. Bunlar, iletken bir dolgu maddesi ile birleştirilmiş kompozit lif, bir katmanda iletken bir dolgu maddesiyle birleştirilmiş koaksiyel lif ve iletken nanopartiküller veya bir film kaplama ile birleştirilmiş polimer iplikler veya liflerdir [30]. Temel olarak, bu tür kompozitlerin gerinim algılama özellikleri, polimer matrisindeki iletken dolgu maddelerinin konum ve bağlantılarının değişmesinden kaynaklanan indüklenen gerinim üzerindeki direnç değişikliğini çeken piezodirenç etkileri ile ilişkilidir. Gerinim algılama uygulamaları için bu tür gerilebilir kompozit lif elde etmek için lif hazırlama süreci boyunca elastik polimer matrisinde veya üzerinde bulunan iletken nanomalzemelerin (nanomalzemelerin yapısı, yoğunluğu ve hizalaması gibi) parametrelerinin kontrol edilmesi çalışmaları yapılmıştır. Kompozit lifte daha düşük iletkenlik ve dolgu yüzdesi için daha büyük bir GF gözlenir. Bu nedenle gerinim performansları, optimize edilmiş dispersiyon işlemi altında polimerin iletken dolgu maddelerine oranı kontrol edilerek ayarlanmalıdır. Gerilebilir kompozit liflerin bazıları yüksek kopma uzamasına sahip olmalarına rağmen, düşük iletkenliklerinden dolayı geniş çalışılabilir gerinim aralığını karşılayamazlar. Bu nedenle, giyilebilir lif gerinim sensörlerindeki son gelişmeler, kompozit liflerin uygulanabilir gerinim aralığının genişletilmesinde yer almalıdır. Bu, yüksek gerilebilir kompozit lifin iletkenliğini artırarak yapılabilir [31].

TPU, yumuşak ve sert değişen segmentleri ve biyolojik olarak uyumlu ve biyolojik olarak parçalanabilen bir elastomeri olan önemli bir malzemedir. Sert ve yumuşak bölümler arasındaki polarite farkı, TPU'da mükemmel mekanik özellikler ve aşınma direnci ile sonuçlanan termodinamik uyumsuzluklar üretir. Sonuç olarak TPU, iyi aşınma direnci, iyi işleme performansı, yüksek kimyasal kararlılık ve mekanik özellikleri nedeniyle otomobil, ayakkabı, bina, tel-kablo, hortum ve boru hattı gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Son yıllarda TPU kompozit malzemeler, elektromanyetik girişim koruma alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu nedenlerden dolayı polimer matris olarak TPU'nun seçilmesi doğru bir seçim yapıldığını gösterir [32]. Elektromanyetik girişim koruma alanıyla ilgili yapılan bir çalışmada TPU ve RGO arasında kurulan hidrojen bağı, kompozitin iyi bir arayüz yapışmasına sahip olmasını sağlamış ve TPU/RGO köpük kompozit, 21,8 dB'lik iyi bir ekranlama etkinliği göstermiştir [33].

TPU, iyi işlenebilirlikleri ve kendine özgü moleküler yapılarından kaynaklanan aşınmaya dayanıklı özellikleri nedeniyle büyük ilgi görmüştür. Bu özellikleri, TPU'yu minimum aşındırıcı aşınmaya sahip koruyucu kaplama veya filmler için uygun hale getirir. TNF ile güçlendirilmiş GF/EP kompozitlerinin eroziv aşınma direnci davranışları üzerine yapılan bir çalışmada GF/EP kompozitlerinin katı partikül erozyon direncini arttırmak için ince bir koruyucu TNF tabakasının kullanımını incelenmiştir. Bu çalışmada TNF'nin hem kompozit aşınma direncini arttırdığı hem de kompozit tabakalar arası kırılma tokluğunu geliştirdiği görülmüştür. Bu özellikleri TNF'yi hem mükemmel aşınma direnci hem de yüksek tokluk özelliklerinin aynı anda gerekli olduğu alanlarda FRP kompozitleri için uygulanabilir hale getirmektedir [34].

1.2.2. Karbon esaslı takviye malzemeleri

Karbon lif takviyeli polimer (CFRP) kompozitler, yüksek özgül sertlik ve mukavemet özellikleri nedeniyle günümüzde endüstriyel uygulamalarda çok sık kullanılmaktadır. Boyuna basınç kırılımı, tek yönlü CFRP kompozitlerin tasarımı ve uygulaması için çok önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir. Tek yönlü CFRP kompozitlerin sıkıştırma özellikleri, matris malzemelerinin mekanik özellikleri ile yakından ilişkilidir. Bu nedenle nanoparçacıkların matris içine dağıtılmasının modifikasyon şeması, kompozit malzemelerin sıkıştırma özelliklerini arttırmanın etkili bir yoludur. Doldurma nanoparçacıklarının sıkıştırma özellikleri üzerindeki etkisi, yüksek mukavemetli CFRP kompozitlerin tasarımına ve imalatına rehberlik etmektedir. CFRP kompozitlerinin boyuna basınç dayanımını tahmin etmek için hata mekanizmalarını incelemek ve teorik ve analitik modeller geliştirmek için pek çok çalışma yapılmıştır. CFRP kompozitlerinin sıkıştırıcı hasar modları, fiziksel tabanlı modelleri geliştirmek için deneysel olarak incelenmiştir. Yapılan bazı çalışmalarda liflerin mikro burkulma ve bükülme bandı oluşum hatasının, CFRP kompozitlerin baskın boyuna basınç kırılma mekanizmaları olduğu bulunmuştur. Üretim sürecindeki ilk lif hizasızlığı ve matris doğrusal olmama durumları, bükülme bandı oluşumunu indükleyebilir ve kompozitlerin yapısının çok büyük bir oranda zarar görmesine yol açabilir [35]. Yapılan bir çalışmada malzeme ve geometri parametrelerinin tek yönlü CFRP kompozitlerin basınç dayanımı üzerindeki etkilerinin incelenmesi için lif mikro burkulması ve lif bükülmesini dikkate alan gelişmiş

bir model geliştirilmiş ve Young matris modülünün en önemli parametre olduğuna dikkat çekilmiştir [36, 37].

Karbon lif takviyeli epoksi kompozitler, üstün spesifik darbe enerjisi emilimi ve hafifliği, yüksek özgül mukavemeti ve sertliği, düşük termal genleşmesi ve zorlu ortamlarda dayanıklılıkları nedeniyle yüksek performanslı araçlarda kullanılmaktadır. Gövde panelleri, zemin, çatı ve gövde altı yapıları otomotiv uygulamaları, karbon lifin önemli faydalar sağlayabileceği sertliğe ihtiyaç duymaktadır [38]. Rüzgar enerjisi sektöründe CF, kanadın genel bükülme sapmasını azaltmak için türbin kanadı destek başlıkları gibi bileşenler için yüksek sertlik özellikleri sağlar.

Zift ve rayon gibi öncüllerden türetilen kompozitlerle karşılaştırıldığında poliakrilonitril (PAN) kompozitinden türetilen CF'ler, üstün mekanik özelliklerinden dolayı bugün CF pazarının %90'ını oluşturmaktadır. Bu avantajlara rağmen esas olarak PAN öncül liflerinin stabilizasyon adımına atfedilen üretim maliyeti, pazara giriş için bir engel olmaya devam etmektedir. Düşük maliyetli CF için üretim zorlukları arasında petrokimyasal hammadde fiyatı nedeniyle PAN lifinin CF maliyetinin %45-60'ını oluşturduğu hammadde maliyetleri de bulunmaktadır. Artan talepleri karşılamak ve malzeme maliyetlerini azaltmak için geleneksel PAN lifine bir alternatif olarak tekstil sınıfı PAN bazlı lifler üzerinde de çalışmalar yapılmaktadır. Yayılmış çekme teknolojisini kullanan kıvrımsız kumaş kompozitlerin yapısal bütünlüğünde iyileştirmeler göstererek maliyette tasarruf, ağırlıkta azalma ve daha kısa işlem sürelerinin görülmesini sağlamıştır. Kıvrımsız kumaş teknolojisi, uygun uygulamalara uyarlanabilen homojen malzemelerin oluşturulmasına izin vererek çift açılı ve ince katlı laminantların üretimine izin verir. İnce katlı laminantlar, gelişmiş mekanik özelliklere yol açan reçine açısından zengin alanların azaltılmasının yanı sıra kat döşemesinin ve yüksek lif dağılımının homojen olmasını sağlar [39].

KNT, yüksek iletkenlik, mekanik mukavemet ve yüzey işlevselleştirmesi sağlayan son teknoloji bir malzemedir. MgO levhalı karbon elektrotlar, enzim yüklemesi ve yeterli biyoyakıt kaynağı için gözenek boyutlarının hassas kontrolü ile geniş bir yüzey alanı sağlar. Yapılan bir çalışmada yapay biyoakışkanlardan çıkış akımını (µA'dan mA'ya) artırmak için KNT bazlı filmler, lifler ve iplik üretilmiştir. Fakat nanoyapılı karbon elektrotlara yetersiz biyoyakıt tedariki nedeniyle ter ve gözyaşı gibi doğal ürünlerden

gelen akım, hala μA seviyesinde kalmıştır. Bir IC devreli şarj pompası ve tek bir BFC ile kurulan bir elektronik devresi, üzüm ve salyangozdan LED aydınlatma sağlanmasına ve kablosuz bir biyoalgılama sistemine yardımcı olmuştur. Süperhidrofobik hava valfli mikroakışkan BFC'ler, biyoanot karbon tabakalarını, biyoyakıtlar dahil bir hidrojel tankını ve biyokatot karbon tabakalarını sırayla lamine eden katmanlı BFC'ler ve serigrafi baskılı origami BFC'ler, bu çalışmada kullanılan örnekler arasındadır. Ayrıca bu çalışmada katı substratlar veya karbon kumaş şeritler üzerinde enzimatik hücreler üretilmeye de çalışılmıştır. Bu tür iki boyutlu BFC'ler için giyilebilir cilt cihazları için bir tekstil kumaşın düzlemsel yüzeylerine montaj mümkün olsa da göz merceği, ayak bileği ve dirsek gibi kıvrımlı yüzeylere uygulama zor olmaya devam etmektedir [40].

Yüksek dağ kışındaki uzun donma süresi nedeniyle soğuk havalarda rüzgar hızı sensörleri, fan kanatları ve diğer güç ekipmanları donup hasar görmektedir. Bu nedenle bu cihazlar, normal şekilde çalışamayıp veri kullanılabilirliğini azaltmaktadır. Bu ekipmanların buzlanma önleme teknolojileri için mekanik buz çözme, elektrotermal buz çözme ve süper hidrofobik kaplama buzlanma önleme geliştirme çalışmaları yapılmıştır. Mekanik buz çözme, düşük enerji tüketimi ve düşük maliyete sahip olmasına rağmen pasif bir yöntemdir. Ayrıca buz çözme hızında yavaştır ve coğrafi koşullar bu yöntemi sınırlandırmaktadır. Buzlanma önleyici kaplamaların veya özel malzemelerin enerji tüketimi yoktur, düşük maliyetlidir ve bakımı kolaydır. Fakat buzlanma önleyici etkisi sınırlıdır ve daha fazla araştırma gerektiren buzlanmayı önlemek için yeterli değildir. Termal buz çözme teknolojisi güvenli, güvenilir ve etkilidir. PTC malzemeden yapılmış ısı izleme kayışı, zırhlı kablolar ve mika ısıtma plakaları gibi elektrikli ısıtma malzemelerinin düzensiz ısıtma ve ısıtmada sınırlı sıcaklık değerleri gibi sorunları bulunmaktadır. Ayrıca zırhlı kablolar ve mika ısıtma plakalarının ağır ısıtma elemanları, zor bükülme ve yavaş ısıtma hızı gibi dezavantajları da vardır. Kompozit malzemelerin gelişmesiyle birlikte CF, yüksek mukavemet, yüksek modül, yüksek elastikiyet, yüksek sıcaklık direnci, asit-alkali korozyon direnci ve iyi elektriksel iletkenlik gibi mükemmel özelliklerinden dolayı buz çözme teknolojilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Yeni nesil bir takviye lifi olan CF, %95'in üzerindeki karbon içeriği ile mükemmel fiziksel özelliklere ve kimyasal kararlılığa sahiptir. Bu nedenle uçak imalatında, gemi inşa endüstrisinde ve otomobil endüstrisinde geniş uygulama alanlarına sahip olması beklenmektedir. Kısa lif karbon liften uzun lif karbon life kadar yapılan araştırmalarla

ısıtma malzemeleri yapmak için karbon lif kullanma teknolojisi ve ürünleri giderek popüler hale gelmektedir [41]. Yapılan bir çalışmada yüksek basınç altında kürlenen karbon lif kompozitlerin yüksek elektriksel iletkenlik ve termal iletkenlik gösterdiği bulunmuştur. Basınç, karbon lif katman ve karbon nanotüp ara katmanının özelleştirilmesiyle uçak buzlanma önleme sisteminin bir parçası olarak dağıtılabilen verimli bir elektrikli ısıtma sistemi elde edilmiştir ve CF'nin buzlanmayı önleme/buz çözme için ideal bir seçim olduğu görülmüştür [42].

1.2.2.1. Çok duvarlı karbon nanotüp

Yüksek mukavemet, düşük kütle yoğunluğu ve geniş en boy oranı gibi benzersiz yapıları ve özellikleri nedeniyle KNT'ler kompozitlerde ideal bir takviye maddesi olarak kullanılmaktadır. Aralarındaki güçlü bir Van der Waals kuvveti ve geniş spesifik yüzey alanı nedeniyle kolayca kümelenmeleri sayesinde KNT'ler, su dahil çoğu çözücü veya polimer matrisinde kolay bir şekilde dağılmamaktadır. Kendi kendilerine toplanma eğiliminde oldukları için suda ve diğer çözücülerde zayıf dağılabilirlik özelliği göstermektedir. Ayrıca, çok duvarlı karbon nanotüplerin (ÇDKNT) reaksiyona girmeyen yüzeyi ile ÇDKNT'lerin mükemmel özelliklerini sınırlayan polimer matrisi arasında güçlü arayüzey etkileşimlerinin oluşması zordur [43].

KNT'lerin keşfi ve kompozit malzemelerde takviye dolgu maddeleri olarak kullanımları, bu malzemelerin mekanik özelliklerine yeni yaklaşımlar ortaya çıkarmıştır [44]. Dağılım ve arayüzey etkileşimlerini iyileştirmek adına KNT'lerin yüzeyini değiştirmek için çeşitli kovalent olmayan ve kovalent yöntemler kullanılmaktadır. Kovalent olmayan yöntem, KNT'lerin yüzeyindeki moleküller arası etkileşime, fiziksel adsorpsiyona ve/veya sarmaya dayanmaktadır. Fakat KNT'ler ve polimer matris arasındaki zayıf arayüzey etkileşimi, stresin etkin transferini sınırlamaktadır. Kovalent yöntem ise KNT'ler ve fonksiyonel ajan arasında güçlü bir arayüzey etkileşimi oluşturabilen dış KNT duvarındaki kimyasal bir bağ oluşumuna dayanmaktadır [45]. Yapılan bir çalışmada karboksil işlevli ÇDKNT'ler üzerine aşılanmış polieter-eter-ketonun mekanik karıştırma yoluyla ÇDKNT'lerin epoksi reçinesi içinde dağılımını iyileştirdiğini ve mekanik özelliklerde önemli bir gelişme sergilediği bulunmuştur [46]. KNT'ler ideal takviye olarak epoksi reçineye uygulandığında homojen dağılım sağlanamazsa iki madde arasında zayıf ara yüzey bağı ile olacağı için istenilen mekanik özellikler ortaya çıkmaz

[44]. Başka bir araştırmada ise çok duvarlı KNT'ler üzerine aşılanmış hidroksil sonlu polieter-sülfonun epoksi matrisinin gerilme mukavemetini ve kırılma tokluğunu açıkça arttırdığı görülmüştür [47]. Bu sebeplerden dolayı kovalent yöntem, KNT/polimer matrisli kompozitler elde etmek adına KNT'leri modifiye etmek için etkili bir yöntem olarak kabul edilmektedir [45].

Birçok endüstri alanında ağırlığı azaltmak, fiziksel özellikleri artırmak ve fonksiyonel yeteneklere sahip olmak gibi daha katı gereksinimleri karşılayan gelişmiş malzemeler talep edilmektedir. Bu nedenle tek yönlü çok ölçekli hibrit kompozitlerin (MHC) önemi, liflerin hizalama yönelimine güçlü bir şekilde bağlı olan üstün mekanik özellikleri nedeniyle akademik ve endüstriyel araştırmalarda artmaktadır. Grafen oksit (GO), KNT, pul pul dökülmüş grafit nanoplatelet ile güçlendirilmiş bir MHC matrisi olan nanokompozit filmlerin özellikleri, polimer moleküllerinin ve nanomalzemelerin uyum sağlama özelliğinden etkilenmektedir. Polipropilen (PP), üstün nitelikler sağladığı için en yaygın termoplastiklerden biri olarak kabul edilmektedir. Ayrıca termoplastikler arasında en çok yönlü olanıdır. Bu nedenle PP kompozit hem inşaat hem de otomotiv endüstrilerinde çok sık tercih edilmektedir. Karbon nanomalzemeler (CNM), son derece yüksek mekanik özellikleri, elektriksel özellikleri, yüzey alanı ve en-boy oranları sebebiyle enerji toplama, yapısal sağlık izleme ve polimer kompozitler gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Ayrıca CNM'ler, ekstrüzyon işlemi sırasında ekstrüderin yarık kalıbındaki çekme yükü ile polimer kompozit filmlerde hizalanabilmektedir. CNM'ler kristalleşme kinetiğini geliştirmek için yönlendirilmiş kristal yapıların büyümesi adına çekirdeklenme bölgeleri olarak da hareket edebilmektedir. Bu sayede polimerlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesini sağlamaktadır. Özellikle tek yönlü olarak yönlendirilmiş CNM ile güçlendirilmiş polimerler, tek yönlü liflerle aynı anda kullanıldıklarında rastgele dağıtılmış CNM ile güçlendirilmiş polimerler veya güçlendirilmemiş polimerler ile karşılaştırıldığında bu kullanımda tek yönlü liflerle sinerjik etki göstermektedir [48].

KNT'lere dayalı polimer nanokompozitler, farklı işleme teknikleri kullanılarak çeşitli polimer matrislerine KNT'ler eklenerek üretilmektedir. Düşük KNT içeriğinde bile benzersiz bir mekanik özellik geliştirme düzeyi elde edilmektedir. Fakat KNT'lerin üstün özelliklerinin büyük ölçekli kompozit yapılar için kullanılabilecek üstün mekanik

özelliklere sahip polimer kompozitlere aktarılması hala zorlu olmaktadır. KNT'lerin eklenmesiyle tabakalar arası kayma mukavemeti (ILSS), kırılma tokluğu, kalınlık yoluyla iletkenlik, camsı geçiş sıcaklığı (Tg) gibi matris baskın kompozit özellikler geliştirilebilmektedir [49]. Yapılan araştırmada matriks içerisine amin grupları işlevselleştirilmiş KNT'ler eklenerek ILSS'de yaklaşık %20'lik bir artış elde edildiği görülmüştür [50]. Başka bir çalışmada ise KNT'ler lif kumaş yüzeyine dik olarak hizalanarak ILSS'de yine yüksek derecede bir artış görüldüğü ifade edilmiştir [51].

Karbon nanopartiküller, yüksek mukavemet, yüksek iletkenlik gibi birçok avantajlı mekanik ve elektriksel özelliklere olduğu için çok işlevli çimento kompozitleri üretiminde de kullanılmaktadır. Yapılan araştırmalarla tatik yükleme altında KNT veya karbon nanolifler ile güçlendirilmiş çimento bazlı sensörlerin özdirençlerindeki fraksiyonel değişimi ile yük değişiklikleri arasında iyi bir korelasyon olduğu bulunmuştur. Bu özellikleri çimento bazlı sensörlerin yapısal sağlık izlemesi için gerinim sensörleri olarak kullanılmasının uygun olduğunu göstermektedir. Çimento bazlı sensörün yapısal sağlık izlemesi için uygunluğunu incelemek adına sensörün piezodirenci döngüsel yükleme altında harmonik veya kademeli olarak artan sıkıştırma altında tekrarlanabilirliği ve hassasiyeti üzerine araştırmalar yapılmıştır. Bu araştırmalarda dinamik olarak değişen yükleme ve farklı tekrarlanan sıkıştırma seviyeleri altında ÇDKNT ile düz çimento bazlı sensörün kendi kendini algılama davranışını keşfetmeye olan ilgisi üzerinde durulmuştur. Bu çalışmaların sonucunda sensörlerin özelliklerinin temel olarak basınç gerilimi genliğine, karışımına ve bileşenlerine bağlı olduğu görülmüştür [52].

Güçlendirilmiş KNT, yüklerin hareketini kolaylaştıran iletken bir yol oluşturur ve sonuç olarak yeni nesil bilgisayar cihazları, tüketici elektroniği, kablosuz yerel ağ şebekesi (LAN) cihazları, kablosuz anten sistemleri, cep telefonu sistemleri, yüksek performanslı spor giyim, giyilebilir ekranlar, EMI koruyucu, yeni taşınabilir güç sınıfları ile süper kapasitörler, yakıt hücresi, piller gibi ve sağlık izleme cihazlarına gömülü enerji depolama cihazlarında kullanılabilecek polimer nanokompoziti elektriksel olarak iletken yapar [53].

1.3. Akıllı Tekstiller

Giyilebilir teknoloji, modern yaşamın her anında ve alanında akıllı saatler, spor bantları ve kulaklıklar gibi ayrı cihazlar biçiminde kullanılmaktadır. Giyilebilir cihazlar kalp atış hızını, kandaki oksijen seviyesini ve hareketleri takip ederek cep telefonları aracılığıyla bulut hizmetlerine ileterek kullanıcı arabirimi olarak sunulmasına olanak sağlamaktadır. Bu işlevler tipik olarak kendi yerleştirme istasyonlarında ayrı olarak şarj edilmesi gereken bağımsız aygıtlarla gerçekleştirilmektedir. Ayrıca veri toplama işlemi, tipik olarak bilek veya kulak gibi vücutta bir alet takmanın uygun olduğu bölgelerle sınırlı olmaktadır. Algılama cihazlarının giysilere entegrasyonu, vücudun etrafındaki dağıtılmış konumlarda algılamaya daha iyi erişim sağlamaktadır. Örneğin, nabız hızı bilekte ölçülürken elektrokardiyografi (EKG) ve solunum göğüste ölçülmektedir. Elektroniği giyime entegre eden bazı ürünler piyasaya sürülmektedir. Levi's ve Google'ın çıkardığı cep telefonunun cepteyken kontrol edilebildiği akıllı ceket, bu ürünlerden biridir. Genel olarak bu tür ürünlerde elektronik bileşenler, kullanımı için giysiye takılan ve şarj için veya giysi yıkandığında giysiden ayrılan plastik bir mahfaza içine yerleştirilmektedir. Bu nedenle giysiyi korumak için ek kullanıcı müdahalesi gerekir. Daha kullanıcı dostu bir akıllı giysi sunabilmek adına elektronik cihazın makinede yıkamaya dayanabilmesi için tamamen kapatılması gerekmektedir. Bu durum giyside bir şarj bağlantı noktasına izin verilmediği anlamına gelmektedir. Bu nedenle de kablosuz olarak şarj etmek için başka bir yola ihtiyaç duyulmaktadır [54].

Akıllı tekstil alanında çok fazla araştırma yapılmıştır. Bilinen en eski çalışma, bir kumaşa baskılı bir devre kartının takılabilmesi için iletken yollar oluşturulması adına paslanmaz çelik ipliğin bu kumaşa örülmesi hakkındadır. İlk çalışmaların çoğu, sert elektronik modüllerin kumaşlara takılması ve böylece bu sistemlerin belirli görevleri yerine getirmelerine odaklanmıştır. Yüksek performanslı akıllı tekstil ürünleri geliştirmek için iyi elektriksel iletkenlik ve bükülmeye karşı yüksek dayanıklılık özellikleri gereklidir. Geçmişten günümüze nanoteknoloji ve malzeme biliminde gerçekleşen yenilikler, artık yeni iletken malzemeler üretebilmeyi ve bu malzemelerin kumaşla sorunsuz bir şekilde bütünleşebilmesini mümkün kılmıştır. Bu sayede ergonomik olarak esnek ve düşük ağırlıklı tekstil ürünlerinin üretilmesinin önü de açılmıştır. Bu akıllı tekstil sistemlerini üretebilmek için önce akıllı malzemelerin belirlenen kumaş üzerine serilmesi

gerekmektedir. Bu sayede işlevsel iletken bir kumaş oluşturulur [55]. İşlevsel bir iletken kumaşın gerçekleştirilebilmesi için başlıca dört gereklilik vardır:

- İletken kumaş,
- İletken lifler,
- İşlenmiş lifler
- İletken mürekkepler

Yukarıdaki dört malzemenin birbirine entegre edilmesiyle işlevsel iletken bir kumaş oluşturulabilmektedir. Bu maddelerin her biri için bazı sınırlamalar ve avantajlar vardır. Bir kumaş, çok sayıda küçük üniteden oluşan çok seviyeli ve çok malzemeli entegre bir platform olarak tanımlanabilir. İstenen kumaşı üretebilmek için farklı birimler, dış kuvvetler altında dokunabilir, örülebilir veya birleştirilebilir. Piyasada bulunan çok sayıdaki farklı malzeme, üzerine elektrik devrelerini yerleştirmek için tek bir yol kullanabilmeyi zorlaştırmaktadır. Yöntem seçimi sadece kumaşın yüzeyine değil aynı zamanda elektrik malzemelerinin özelliklerine de bağlıdır. Kumaş yapısı, elektrik devresini takmak ve yazdırmak için gereken bağı belirlemektedir [55].

Elektronik bileşenlerin doğrudan veya dolaylı olarak tekstil üzerine eklenebilmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Baskı teknolojileri, nanomalzemelerin kullanımıyla birlikte yıkanabilir, gerilebilir ve nefes alabilir tekstiller sağlamaktadır. Bu baskı teknolojileri aşağıdaki gibidir:

- Geleneksel baskı yöntemleri:
  - Ekran baskısı,
  - Gravür baskı,
  - Fleksografik baskı
- 3D baskı yöntemleri:
  - Mürekkep püskürtmeli baskı,
  - Aerosol püskürtmeli baskı

Geleneksel baskı tekniklerinden en çok kullanılanı ekran baskısı yöntemidir. Bu yöntemde kalıp adı verilen gözenekli bir ağdan itilen yüksek viskoziteli nanomalzeme mürekkepleri kullanılır. İstenilen elektriksel desen şablon üzerine basılır ve nanomalzemenin açık alanlardan geçmesine izin verilerek maske görevi görmesi sağlanır.

Tekstilde kullanılan en eski baskı yöntemidir. Ayrıca basit, düşük maliyetli ve çok yönlü olduğu için sık tercih edilmektedir. Mürekkep püskürtmeli ve aerosol püskürtmeli gibi 3D baskı teknolojileri, son devreyi oluşturmak için elektronik nanomalzemeleri katman katman bir şekilde birleştirir. Bu yöntemlerde istenen devre modeli dijital bir dosyada tanımlanarak bir yazıcıdan çıkartılır. Düşük maliyetli, kişiselleştirilebilir, daha az malzeme israfı ve uygun kapsama alanı gibi avantajları bulunmaktadır ve bu avantajları sayesinde tercih edilmektedir [55].

Sağlık ve sosyal bakım gibi alanlarda da günümüzde birçok akıllı tekstil teknolojisi geliştirilmektedir. Sağlık sektöründe akıllı tekstiller hastalar ve doktorlar için çok faydalı olmaktadır. Akıllı tekstiller, sağlık sektöründe pasif veya aktif sistemlerde kullanılabilir. Pasif sistemler sadece veri toplamak için kullanılabilmektedir. Aktif sistemlerle yapılan aktif ısıtma veya soğutma gibi işlemlerle hastanın konforu korunup kontrol edilebilmektedir. Ayrıca aktif kompresyon ile ödem tedavisi için de kullanılabilmektedir. Akıllı teknolojilerin tekstile entegrasyonu, giysilerin konforunu değiştirebileceği için kritik bir konu olarak ele alınmaktadır. Herhangi bir giysinin en önemli parametrelerinden biri giysilerin termal konforudur. Termal konfor, dokuma kumaşların test edilmesi ve karakterizasyonu veya daha kesin olarak tüm giysilerin test edilmesiyle değerlendirilebilmektedir. Giysilerin tamamı, termal ve nem mankenleri gibi bazı özel laboratuvar test ekipmanlarıyla test edilebilmektedir [56].

Azalan doğum oranı ve yaşlanan nüfus ile birlikte yaşlı bakımı yapan hemşire ve bakım çalışanlarının bel ağrısı çekmesi sorunun ele alan bir çalışma yapılmıştır. Bu araştırmada bakım yapan çalışanların döner bir yatakta yatan hastaların hareketlerine yardım ettikleri durum ele alınmıştır. Çalışanların yatak bakımı hareketindeki duruşu bel ağrısına neden olabilmektedir. Ağırlık merkezi kaydırması kullanılarak uygun bir vücut hareketi yapmanın bel ağrısını önlemede etkili olduğu belirtilmektedir. Bu hareketlerin takibi için bir sistem oluşturulmuştur. Sistemde vücut hareketini yakalamak için kameralar kullanılmaktadır. Sistemde kameralar ve vücut arasında fiziksel bir temas yoktur. Ayrıca bu sistemde vücut bölümlerine monte edilmiş atalet sensörlerini kullanan giyilebilir bir teknoloji de kullanılmıştır. Bu sensörler, eklem açılarını doğrudan tespit edebilmektedir. Bu sensörlerin modülleri nedeniyle bakım çalışanına rahatsızlık verdiği tespit edilmiştir. Bu rahatsızlığın giderilip çalışanın konforunun derecesini arttırmak için kumaşta esnek

bir sensör elemanının kullanımın uygun olduğu söylenmiştir. Bu nedenle de kumaşlara gömülebilen hetero-öz optik lifler kullanılarak bir vücut hareketi izleme sistemi geliştirilmiştir [57].

Akıllı tekstil ile birlikte fizik rehabilitasyon, sağlık durumu izleme gibi alanlarda da veri toplama işlemi yapılmaktadır. Yapılan bir çalışmada profesyonel veya rekreasyonel bir sporcu için eskrim, basketbol ve sprint gibi birçok sporda bir adımın baskısı ve konumunun hem antrenman hem de rekabet adına hayati bir faktör olabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada doğru pozisyonda atılan bir adım, verimlilik ve deneyim ile ilişkilendirilerek adımdan gelen uygun baskının sporcuların fiziksel yeteneklerini gösterdiği ve potansiyel yaralanma risklerini belirleyebildiği ifade edilmiştir. Ayrıca adım basıncını belirleme yeteneğinin (vücut ağırlığının zemin temas alanına oranı) rehabilitasyon sonuçlarının değerlendirilmesinde önemli bir ölçüt haline geldiği söylenmiştir. Bu nedenle hem adım pozisyonunun hem de basıncın izlenmesinin verimli ve bilgilendirici bir performans elde etmede çok önemli olduğu tespiti yapılmıştır. Bu durumlar ışığında bu çalışmada antrenman yoğunluğunu izlemek ve sporcunun kondisyonunu takip etmek için bir dizi akıllı algılama teknolojisi ile çeşitli akıllı ekipmanlar tasarlanmıştır [58]. Yapılan başka bir çalışmada hareket sensörleri aracılığıyla bacakların hareketliliği ve hareketinin tespit edilebilmesi için rehabilitasyon amacıyla tasarlanmış akıllı bir dizlik oluşturulmuştur [59]. Bir diğer çalışmada ise sürücülerin kan basıncı ve vücut ısısı gibi fizyolojik parametrelerin izlenebilmesi için vücut sensör ağı tabanlı bir birim yapılmıştır. Fakat bu tasarımda sürekli izleme sağlanabilmesi adına cihazın her zaman giyilmesi gerekmektedir ve toplanan verilerin yüklenebilmesi için kablosuz ağ mevcudiyeti zorunludur [60].

Akıllı tekstil, baskılı tekstil, elektronik tekstil ve e-tekstil olarak da adlandırılmaktadır. E-tekstil, bilgisayarların, dijital bileşenlerin ve elektronik cihazların içine gömülmesini sağlayan kumaşlar olarak tanımlanmaktadır. Özelleştirilebilir ve esnek taşınabilir altyapılar olabildiği gibi her zaman, her yerde ve herkes tarafından kullanılabilmektedir. Makine nakışı, prosesinin otomasyonu ve optimize edilmiş iplik uzunluğuna sahip kullanıcı tanımlı desenlerin oluşturulması olanakları sayesinde dokuma, örme ve baskı işlemlerinin aksine e-tekstil üretiminde nispeten yüksek bir paya sahiptir. Tasarımda farklı tipte dikiş hatları kullanılabilmektedir. E-tekstilin en yaygın olarak geliştirilen bazı

örnekleri dokunma algılama ve temas basıncı ölçümü için tasarlanmıştır. E-tekstillerin bir başka potansiyel uygulaması olarak da vücut hareketinden enerji toplanması örnek verilebilir [61].

Uzaktan sağlık alanında akıllı tekstil teknolojisi büyürken biyopotansiyel izleme için de akıllı tekstil elektrotları geliştirilmektedir. Kardiyak aritmik olayların meydana gelmesi, kardiyovasküler sistemin sinüs düğümüne düzensiz uyarılar üreten otonom sinir sisteminin (ANS) uygunsuz işleyişinden kaynaklanmaktadır. İmpulsların etkisiyle değişen sinüs düğümünün boşalma hızı, kalp hızı varyasyonlarına neden olmaktadır. Bu nedenle kalp atış hızı değişkenliği ANS aktivitesini değerlendirebilmek için biyobelirteç olarak kabul edilmektedir. Kalp hızının cinsiyet, yaş, fiziksel aktivite, günlük alışkanlıklar (meditasyon, egzersiz, tütün, alkol vb.) ve vücut kitle indeksi (VKİ) gibi faktörlerden etkilendiği iyi bilinmektedir. ANS aktivitesinin saptanmasının daha çok hastanede doktor gözetiminde kaydedildiği görülmektedir. Ancak ev gibi bu işlemin kontrolünün olmadığı ortamlarda da bu tür aktivitelerin günlük aktiviteler altında tespit edilmesi zaruri bir ihtiyaç olmuştur. Akıllı tekstil teknolojisinin sağlık hizmeti izlemedeki örneklerinden biri olarak bulut bilişim teknolojisinin yardımıyla ev merkezli kurulumda ANS faaliyetlerini değerlendirme de verilebilir. Son yıllarda biyopotansiyellerin elde edilebilmesi için oldukça fazla tekstil elektrot tasarımı yapılmaktadır. Tekstil elektrot malzemesi özel olarak elektriksel iletken kumaştan yapıldığı için tekstil elektrotlarını tişört veya ceket üzerine işleyerek biyopotansiyelleri ölçmek uygun bulunmaktadır. Tekstil elektrotları, bu bakımdan büyük kullanım rahatlığı sağlamaktadır. Ayrıca iletken kumaş gümüş (AG) nanopartikülleri içerdiği için antibakteriyel ve antialerjik bir yapıda olmaktadır [62].

Giyilebilir sistemlerin tıp alanında yaşamsal parametrelerin sürekli izlenmesi için kullanımı, rahatlıkları ve insan ile giysi arasında oluşturduğu doğal ilişki sayesinde bu teknoloji özellikle solunum izlemede de çok önem kazanmıştır. Bir yandan yaşamsal belirti değişikliklerinin uzaktan izlenmesine izin verebilmesi, diğer yandan evde takip edilen hastalardan doktorlara ve tersine her iki yönde de bilgi verebilmesi giyilebilir teknolojileri Endüstri 4.0 olarak adlandırılan Akıllı Üretim Devrimi için en çekici teknolojilerden biri haline getirmektedir. Bu sayede geleneksel akış ölçerlere göre solunum parametrelerinin izlenmesi daha konforlu hale getirilebilmiştir. Solunum

parametreleri sağlık durumu anormalliklerini tespit edebilmek için çok önemlidir ve solunum parametrelerindeki anormal değişikliklerin değerlendirilmesi, insan kardiyopulmoner sistemi hakkında bilgi sağlamaktadır (Örneğin, dakikada 27 nefesten daha yüksek bir solunum frekansı, kalp yetmezliğinin çok önemli semptomlarından biridir). Solunum sırasında akciğerdeki durum değişimi göğüs ve karın yüzeylerinde deformasyonlara neden olduğu için solunum izlemede kayışlara veya giysilere yerleştirilmiş sensörler aracılığıyla ventilasyon kaynaklı torasik ve/veya abdominal gerilimi kaydetmek için çeşitli teknolojik çözümler oluşturulmuştur. Fakat aynı giyilebilir sistemler, potansiyel tüm kullanıcılar için cinsiyet ve vücut yapısı farklılığından dolayı genellenememektedir. Erkek ve kadınlardaki vücut yapısı ve ölçülerindeki farklılıklar giysilerin tüm kullanıcılar için uygunluğunu etkilemektedir. Genel olarak kadınların omuz genişliği, boy ve üst göğüs çevresi erkeklere göre daha küçükken, kalça genişliği ise erkeklerden daha büyüktür. Bu nedenle bir kadın, erkek beden ölçülü bir takım elbise giydiğinde bu takım elbise kalçalarına daha sıkı oturacaktır. Genel olarak kadınlar hem daha küçük hava yolu çapına hem de akciğer hacmine sahip olduğu için kadınlarda solunum aktivitesi, daha düşük tepe ekspiratuar akış hızı devam etmektedir. Bu nedenle solunum izlemede sistemler genellikle ya cinsiyet uyumuna dayalı bir yaklaşım izlenerek ya da olası tüm erkek ve/veya kadın şekillerine uyum sağlamak için kayışlar gibi değişen uzunluktaki öğeler kullanılarak tasarlanmaktadır [63].

Akıllı tekstiller, fiziksel sinyalleri gerçek zamanlı olarak algılayarak sağlık koşullarının izlenmesindeki kolaylıkları ve doğrulukları nedeniyle önemli hale gelmiştir. Akıllı tekstillerin geliştirilmesine yönelik modern teknolojilerin talepleri, çoklu uyaranlara yanıt veren çeşitli algılama liflerini keşfetme ihtiyacını vurgulamaktadır. Bu tür algılayıcı liflerin üretim sürecinde elektrotlarla birden fazla fonksiyonel katmanın çok yönlü işlevlere ve uygun mekanik güce sahip tek bir makroskobik lifli yapı halinde birleştirilmesi kapsamlı bir zorluk olarak ele alınmaktadır. Özellikle büyük ölçekli ve sürekli imalat, pratikte çok fazla tercih edilir. Ancak bunun uygulanması zordur. Termal çekmenin uzun menzilli çeşitli algılayıcı lifler hazırlamak için etkili bir yöntem olduğu bildirilmiştir. Bu süreç liflerin şeker benzeri bir kıvama ulaşması için ön kalıbın ısıtılması ve bu ısıtılan liflerin yüzlerce metre uzunluğunda fonksiyonel lifin üretildiği ince liflere çekilmesi işlemleriyle gerçekleştirilmektedir. Bu hazırlama süreci ve ekipmanın çok karmaşık olması sebebiyle pratik uygulamaları karşılamak için yeterli esnekliğe ve çoklu

işlevlere sahip uzun algılayıcı lifler üretmek için yeni bir endüstriyel sürece ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir. Ayrıca koruyucu kaplamanın olmaması ve fonksiyonel katmanın esnekliği nedeniyle aşınma direnci ile eğilme direnci özelliklerinin uygulanmasının zor olduğu ve bu durumun akıllı tekstillerdeki pratik uygulamaları engellediği bildirilmiştir [64].

Akıllı tekstil alanı nispeten yeni olduğu için özellikle akıllı tekstillerin güvenilirliği nedeniyle çok sayıda çalışma yapılması gerekliliği bulunmaktadır. Çoğu uygulamada iletken tekstil desenli geleneksel bileşenlerin güvenilir bir şekilde bağlanması gerekmektedir. Bu konuda yapılan bir çalışmada geleneksel bileşenlerin iletken gerilebilir şeritler üzerine bağlanmasına odaklanılmıştır. Bu çalışmada ara bağlantı (lehimleme, yapıştırma…) için standart teknolojileri kullanmak mümkün olduğu, ancak tüm geleneksel teknolojilerin bu alanda artılarından çok eksileri olduğu belirtilmiştir. Lehimleme işleminin yüksek sıcaklıktan dolayı şeride zarar vermesinden dolayı lehimlemenin sorunlu olduğu bildirilmiştir. Ayrıca lehimli eklemin hiç esnek olmamasının ise akıllı tekstillerin kullanım rahatlığı ve dayanıklılığı için önemli olduğu vurgulanmıştır. Diğer bir seçenek olarak da kürleme işleminin daha düşük bir sıcaklığına sahip olan, ancak gümüş parçacıklar nedeniyle pahalı olan, kürlemenin uzun zaman aldığı ve çok esnek malzemeler ve gerilebilir şeritle kullanım için esnekliği sorgulanabilen elektriksel iletken yapıştırıcının kullanılma işlemi bildirilmiştir. Bilinen başka bir yöntemin ise bileşen pedlerinin şeritteki iletken dikiş iplikleriyle doğrudan temasıyla iletken bağlantıyı yapmak için iletken olmayan UV ile kürlenebilen yapıştırıcının kullanımı olduğu söylenmiştir. Bu durumda yapıştırıcı, bu doğrudan temasın stabilitesini sağlamaktadır. Temas işlemi sırasında basıncın iletken iplikler ve talaş yastıkları arasındaki boşluktan tüm yapıştırıcıyı sıkıştırdığı, böylece yapıştırıcının talaşı şerit üzerine yapıştırırken iyi bir mekanik-elektriksel temas sağladığı rapor edilmiştir. Ayrıca bu yöntemin çok hızlı ve burada kullanılan yapıştırıcının elektriksel iletken yapıştırıcıdan daha ucuz ve temasının daha esnek olduğu da belirtilmiştir [65].

1.4. Elektronik Tekstiller

Giyilebilir e-tekstil, disiplinler arası bir alandır. Geleneksel tekstil ürünleri, malzeme olarak sadece bir örtü işlevi görmektedir. Hızla değişen küresel taleplere bağlı olarak ve teknolojik gelişmeler ışığında tekstil üzerinde duyarlı fonksiyonelliğin geliştirilmesi,

giyilebilir elektronik alanında devrim niteliğinde olan akıllı tekstillerin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Elektronik tekstil olarak da adlandırılan akıllı tekstiller, fonksiyonel tekstillerden farklıdır ve karıştırılmamalıdır. Fonksiyonel tekstiller malzeme ilavesi, terbiye gibi açılardan işlevsellik sağlarken akıllı tekstiller doğası gereği koşullar/uyaranlar tarafından oluşturulan verilerin yorumlanmasından sonra kullanıcısına geri bildirim verebilmektedir [66,67]. Akıllı tekstiller, çevrelerini algılama ve tepki verme açısından geleneksel tekstillerden farklıdır [68]. Termal, mekanik, elektriksel, manyetik veya diğer temellere göre çevresel koşulları veya uyaranları algılayabilen ve tepki verebilen malzemeler olarak tanımlanabilir [69]. Akıllı tekstil, aktif ve pasif akıllı tekstiller olmak üzere iki ana kategoriye ayrılabilir. Pasif akıllı tekstil çevresel uyaranlara göre durumunu değiştirebilirken aktif akıllı tekstil, çevreden gelen çeşitli sinyalleri algılayabilen ve ardından anlamlı bir yanıt verebilen sensörler ve aktüatörlerle donatılmıştır [68,70]. Birçok heyecan verici uygulama ve malzeme çeşitli alanlarda konvansiyonel tekstilin dönüşümünü göstermiştir [69]. Çeşitli alanlardaki birçok heyecan verici uygulama ve malzeme, konvansiyonel tekstilin dönüşümünü göstermiştir. Gelişen teknolojiler ve dünya çapındaki dijitalleşme ile birlikte giysiler elektroniklerin bir araya gelmesiyle yeni bir tür yüksek teknoloji ürünü olmaya başlamıştır. Elektronik tekstil, geleneksel endüstriyel sınırları aşan yeni tasarım yaklaşımları gerektiren gelişmekte olan bir teknolojidir. Bu zorlu disiplinler arası araştırma alanı, giyilebilir yerel izleme, hesaplama sistemleri ve kablosuz iletişim uygulamalarının geliştirilmesinde bir atılım yapmak için bilgi teknolojisi, mikrosistemler ve tekstil uzmanlarını bir araya getirmektedir [71,72]. Elektronik tekstil, nano/mikro teknolojiler, bilgisayar sistemleri ve bilgi-iletişim teknolojileri gibi disiplinler arası çalışmaları bünyesinde barındırmaktadır [73]. Elektronik tekstil ürünlerinin başlangıcında özelliklerini kaybetmeden nasıl yeniden kullanılacağına dair büyük bir zorluk bulunmaktaydı. E-tekstille ilgili olan en önemli zorluklardan biri, onları yeniden kullanılabilir, yeterince verimli ve yıkama sürecinin üstesinden gelerek yaşam döngüleri boyunca dayanıklı bir hale getirmektir [74–77]. Elektronik tekstilin bir başka zorluğu da uygun malzemelerin nasıl birleştirileceği sorunudur. Bu sorun, tekstil ve elektronik bakış açısıyla malzemeleri bir araya getirerek istenilen özellikleri sağlama ve hibrit malzemeler oluşturma bakış açısıyla aşılabilmektedir [78]. Elektronik tekstil, konfora, hayatı kolaylaştırmaya ve güvenlik sorunlarına yönelik insanlığa hizmet eden çözümler olarak ortaya çıkarmaktadır. E-

tekstilin ana çalışma alanları, elektronik endüstrisi, iletişim sistemleri, askeri uygulamalar, eğlence sektörü ve sağlık sektörüdür. Sağlık sistemlerinde giyilebilir elektronik ürünler, yardım, teşhis, rehabilitasyon ve terapi gibi konularda kullanım kolaylığı sağlamaktadır [79,80]. Lif, iplik, kumaş gibi tekstil ürünlerinin ve hatta üretim sistemlerinin kendi esneklikleri vardır. Çeşitli ürün uygulamaları için istenilen özelliklerde uzmanlaşma imkanı sunmaktadır. Bu nedenle disiplinler arası araştırma çalışması tekstil ürünleri, kullanıcı uyaranlarına ve/veya çevresel faktörlere göre hissetme, algılama ve harekete geçme yetenekleri sayesinde bir bilgi işleme altyapısı olarak kullanılmak üzere aktarılabilir [81]. Giyilebilir elektronik ürünlerin arasında en dikkat çekici olanı, iletişim alanında kablosuz teknolojiye artan talep nedeniyle oluşturulan giyilebilir antenlerdir [82].

Giyilebilir sensörler, bilgi ve izleme sistemleriyle bağlantıları nedeniyle evdeki acil durumları tanıyarak hayatta kalma şansını artırmaktadır [83]. Elektronik bileşenlerin giysilere eklenmesi, tatmin edici elektronik tekstil tabanlı mimari, geleneksel tekstiller için yeni özellikler oluşturmaktadır. Fakat beklenen tekstil fiziksel özelliklerinin korunması, giysi özellikleri için kritik bir konu olmaktadır [84]. Elektronik tekstildeki gelişmeler ışığında lifler, iplikler ve kumaşlar, korozyon koruması sağlarken işlevsel olarak sensörler veya elektromanyetik arayüzler haline gelmektedir. Kumaştan izleme ve/veya veri aktarımı, elektrostatik deşarj gibi artan yenilik ve gelişmeler, e-tekstilde muazzam bir alanı temsil etmektedir [85]. Elektronik endüstrisindeki minyatürleşme, led elektronik bileşenlerin küçüldükçe küçülmesi ve dolayısıyla bu bileşenleri tekstile yerleştirebilme durumu, araştırmacıların büyük ilgisini çekmiştir. Elektronik bileşenleri uygun maliyetli, güvenilir ve verimli yollarla tekstile entegre etme üzerine yapılan pek çok çalışma vardır [86]. Geliştirilmiş bazı e-tekstil prototiplerinin, benzersiz özellikleri nedeniyle olası ticari uygulamalar için yeterli olduğu görülmüştür. Bu prototiplerin hafiflik, rahatlık ve esneklik gibi özellikleri ile işlevsellik sağladığı görülmüştür. Bununla birlikte uygulamaların çoğu hala prototip formundadır ve e-tekstilin ticari olarak toplu üretimi hala bir zorluktur [87]. Giyilebilir elektronik ürünlerin oluşturulabilmesi için konforlu, esnek ve hafif olmaları nedeniyle lif bazlı elektronik bileşenler en uygun malzemeler olarak belirtilmiştir [88]. Esneklik, yapıyı giyilebilir kılan tekstil açısından kritik parametrelerden biridir. Malzeme rijit ise konfor açısından giyim için uygulanabilir bir çözüm değildir. Elektronik sistemler, tekstil içine yerleştirilebilecek kadar esnek

olursa tekstil ürünlerinde elektronik sistemler kullanılabilir. Az ya da çok tamamlanmış prototiplere sahip çok sayıda akademik ve endüstriyel laboratuvara rağmen ticari olarak çok az sayıda ürünün var olduğu gözlemlenmektedir. Bunun nedeni e-tekstilde test prosedürleri de dahil olmak üzere standart ve normların eksik olmasıdır.

1.4.1. Sensör özelliği gösteren tekstiller

Son yıllarda klinik araştırma ve sağlık alanında ivmeölçerler, jiroskoplar, akıllı kumaşlar, aktüatörler, kablosuz iletişim ağları, güç kaynakları, bunları işleme ve karar desteği için veri toplama teknolojisi [89] dahil olmak üzere çeşitli giyilebilir cihazlar ve sensörler geliştirilmiştir. Algılama teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte farklı amaçlar için çeşitli giyilebilir sensörler üretilmiştir. Örneğin, değişken dirençli bükülme sensörleriyle donatılmış giyilebilir cihazlar, insan eklemi bükülme açılarını ölçerek insan duruş tanıma ve hareket yakalama uygulamalarına olanak tanımaktadır [90]. Yara bölgesindeki pH değişimleri yara gelişimi ile ilgili faydalı bilgiler sağlayabildiği için Guinovart ve arkadaşları yaraların pH'ını izlemek için bandajlara serigrafi baskılı bir pH potansiyometrik sensörünün akıllıca dahil edilmesine dayanan yeni bir cihaz tanıtmıştır [91].

Vücuda takılan sensörlerin kombinasyonu giyilebilir sensörler vücuttaki hayati durumları algılamaya da hizmet etmektedir. Düşük maliyetli, giyilebilir sensör ve doğru değere sahip sağlık izleme sistemleri popüler hale gelmiştir [92]. Bazı araştırmalar, sağlığı gerçek zamanlı olarak izleyebilen düşük maliyetli bir cihaz geliştirildiğini göstermektedir [93]. Nabız sensörü, kalp atışını algılamak için kullanılan yaygın bir sensördür [94]. Diğer yandan nabız sensörü, fotopletismografi sensörünü kullanarak kalp atışını, kandaki oksijen seviyesini ve kan basıncını tespit etmek için kullanılmaktadır [95]. Küçük, güvenilir, basit bir sağlık monitörü olması fotopletismografi sensörünün [96] avantajlı taraflarıdır. Bazı araştırmalarda akıllı saatler, sıcaklık, kalp atış hızı, kandaki oksijen, stres seviyesi ve kan basıncı gibi hayati durumları izleyebilmek için bir sağlık izleme cihazı olarak kullanılmıştır [97]. Veriler ise bluetooth aracılığıyla bulut sunucu veri tabanına bağlı olan cep telefonlarına gönderilmiştir. Android işletim sisteminde akıllı saatlerde sağlığın izlenebilmesi için Android işletim sisteminin kendi kullanıcı arayüzü vardır. Bazı araştırmalar da sağlığın web sitesi üzerinden izlenebildiğini göstermektedir. Yapılan bir çalışmada sağlık durumunu izlemek ve uyarılar sağlamak için Thingspeak, kullanıcıların

durumunu göstermek için de LCD kullanılmıştır [98]. Sağlık izleme sisteminde bir sensör okumasında eşiği belirlemek için kullanılan eşik algoritmaları ve veriler buluta gönderildikten sonra veri işleme için hastanın sağlık düzeyini belirleyecek çeşitli algoritmalar kullanılmaktadır [99]. Bu algoritma ile doktorlar ve sağlık personeli, hastanın durumunun kötüleşip kötüleşmediğini öğrenebilmektedir. Bir başka son derece hassas ve ultra ince silikon stres sensörü çipi de görünmez hizalayıcıların bilek ve diş ortodontik kuvvetleri üzerindeki insan nabızlarının ölçümü için kullanılan inceltme ve laminasyon adına ayrı sensör çiplerinin yeniden yapılandırılmasıyla geliştirilmiştir [100]. Gövdenin derinliklerindeki biyolojik dokuların (özellikle akciğerler ve kalp) geçirgenliğinin sürekli ölçümü için birden fazla elektrottan (tek bir düşük frekansta uyarılan antenler) oluşan giyilebilir bu dokuların etrafını saran sensör önerilmiştir [101]. İnsan yürüyüşünün analizi ile ilgili gelecekte rehabilitasyon, klinik tanı ve sağlık izlemede uygulanabilecek nicel insan kinematik ve kinetik analizlerini uygulayabilmek için mobil kuvvet plakası sistemi gibi bazı kablosuz giyilebilir sensör sistemleri geliştirilmiştir. [102]. Akıllı tekstil ürünlerini insanları ısıdan, yağmurdan vb. koruyan nesnelerden, ek özelliklere sahip fonksiyonel tekstil ürünlerine dönüştürmenin popülaritesi gittikçe artmaktadır.

Akıllı tekstiller, ceketleri akıllı telefonlarla eşleştirebilmek, çığ mağdurları için itfaiyecilerin ya da otomatik acil durum çağrılarının izlenmesini sağlamak veya özellikle sporcuların, yaşlıların ve daha uzun süreler boyunca izlenmesi gereken hastaların biyosinyallerinin saptanmasına izin vermek gibi genellikle özel tasarımlar oluşturabilmek için farklı derecelerde entegre edilmiş elektronik bileşenler içermektedir [103]. Bu sensörlerin yanı sıra akıllı tekstile yine farklı entegrasyon derecelerine sahip bir iletişim, bir güç kaynağı ve bir veri işlemcisinin dahil edilmesi de gerekmektedir [104].

Sensörlerin ve diğer elektronik bileşenlerin tekstil kumaşlarına tam entegrasyonu, teknolojinin son durumunda her zaman kolay olmasa da bu yaklaşımın avantajları açıktır. Doğrudan cilde temas eden elektrotlar, yaygın EKG elektrotlarından veya sporda nabız ölçümü için kullanılan nispeten sert göğüs kayışlarından daha cilt dostu malzemeler kullanılarak ve daha rahat şekilde üretilmektedir. Tekstil elektrotlarına ve tekstile entegre elektronik bileşenlere dayalı bir EKG'de gerekli tüm kabloları tekstilin içine yerleştirme

işlemi, EKG'yi sert ekipman, birkaç kablo ve yapıştırılmış elektrotlar içeren halen yaygın olan versiyonundan çok daha konforlu hale getirir [105, 106].

İlk tekstil tabanlı sensörler, EKG ya da elektriksel gerilimi ölçebilmek adına voltaj veya iletkenlik gibi elektronik sinyalleri izleyip ölçmek için oluşturulmuştur. Bu araştırmalarda iletken iplikler veya kumaşlar kullanırken daha geniş bir ölçüm yelpazesine izin veren daha karmaşık malzeme bileşimleri de incelenmiştir. Bu çalışmalarda genellikle elektronik özelliklerin saptanmasına dayanan çeşitli fiziksel sensörlere, farklı gazları tespit etmek için kullanılan bazı kimyasal sensörlere ve aynı zamanda sağlıkla ilgili çeşitli biyolojik belirteç molekülleri üzerine yapılan son araştırmalara ışık tutulmuştur [107, 108]. Bu sensörler, lif, iplik seviyesinde veya komple tekstil kumaşları üzerinde farklı tekniklerle farklı dielektrik özelliklere sahip iletken, yarı iletken ve yalıtkan malzemelerin birleştirilmesiyle oluşturulabilir. Bu çalışmalarda ayrıca tekstil tabanlı biyosensörlerin avantajlarına, halen devam eden bazı zorluklarına da değinilmiştir.

1.4.1.1. Sıcaklık sensörleri

Sıcaklık önemi, fiziksel, kimyasal, biyolojik, çevresel ve elektronik sistemlerle yakın ilişkisi nedeniyle her alanda en çok endişe duyulan parametrelerden biridir. Sistemlerin sıcaklığının izlenmesinin gerçek zamanlı, kullanımı kolay bir cihazla yapılması ve son derece hassas olması gerekir. Bu durum ise kritik bir zorluk oluşturur. Uygulanabilir ve pratik bir çözüm olan giyilebilir sıcaklık sensörleri, elektronik kaplamalar ile robot sensörleri, gıda güvenliği, insan-makine arayüzü ve çevresel sıcaklık ölçümü gibi çeşitli uygulamalara karşı büyük ilgi toplamaktadır [109]. Bu uygulamaların gereksinimlerini karşılayabilmek için sıcaklık sensörlerinin esnek, biyouyumlu, son derece hassas ve hafif olması gerekmektedir [110]. Önceki yıllarda termokupl sensörleri, termodirenç sıcaklık sensörleri ve termal duyarlı alan etkili transistör dahil olmak üzere çeşitli tipte esnek sıcaklık sensörleri kullanılmıştır [111, 112]. Rogers ve ark. elastomerler üzerinde Si nano şeritler kullanarak serpantin altın ve PIN diyotuna dayalı esnek bir sıcaklık sensörü geliştirmiştir. Ayrıca Bao ve ark. esnek bir Ni-polimer kompozit tabanlı kablosuz sıcaklık sensörü oluşturmuştur. Ancak bu sensör yalnızca küçük bir dinamik aralıkta çalışabilmiştir (25°C ila 40°C) [103]. Yapılan başka bir çalışmada ise esnek çift modlu sensör dizisi aracılığıyla aynı anda basınç ve sıcaklık algılaması gerçekleştirilmiştir [104]. Sıcaklık sensörleri, insan derisinin kesin ve sürekli termal karakterizasyonunu

izleyebilmektedir. Ancak bu sensörler tipik olarak çok düşük bir termal yanıt üretmektedir. Bu nedenle doğru algılama elde etmek için karmaşık bir elektronik devre gereklidir. Bu durum ise akıllı tekstilde bu sensörlerin entegrasyon ve giyilebilir uygulamalarını zorlaştırmaktadır [115]. Ayrıca bu tür sensörler, metal ve silikon malzemelerin kullanımı nedeniyle iyi bir biyouyumluluğa sahip değildir.

1.4.1.2. Nem sensörleri

Çeşitli koşullar altında insan derisinin nem veya nem seviyesinin ölçümleri, çeşitli fizyolojik ve metabolik koşulları değerlendirmek, kozmetik ürünlerin etkinliğini ölçmek, büyüme, onarım ve yaşlanma ile ilgili mekanizmaları kurabilmek için kullanılmaktadır. Bir yaradaki nem seviyesinin izlenmesi, yaranın iyileşmesi hakkında bilgi sağlamaktadır [116]. Son zamanlarda elektronik cilt (e-cilt) ve kişisel sağlık uygulamaları için bir platform üzerindeki fiziksel sensörlerle doğrudan entegre edilmiş birkaç gerilebilir nem sensörü geliştirilmiştir [117]. Bununla birlikte önemli mekanik deformasyonlar altında gerilebilir nem sensörlerinin performansı (duyarlılık, tepki süresi, gevşeme süresi ve stabilite dahil) üzerine yapılan ayrıntılı çalışma sayısı azdır. Gerilebilir nem sensörlerinin çoğu gerilebilir olmayan bileşenlere dayanır ve bu cihazların gerilebilirliği, yapısal mühendislik kullanılarak elde edilmektedir [118]. Kendinden gerilebilir bileşenlere dayalı gerilebilir nem sensörleri henüz geliştirilememiştir. Bu nedenle yüksek gerilebilirlik ve hassasiyete, iyi stabiliteye, hızlı tepki ve gevşeme süresine, düşük maliyete ve basit bir üretim sürecine sahip, tasarımında gerilebilir bileşenler kullanılan bir gerilebilir nem sensörünün geliştirilmesi son derece önemlidir. Böyle bir sensör, e-cilt ve sağlık gözetimindeki uygulamalar için faydalı olacaktır. Ayrıca kimyasal buhar biriktirme, kimyasal olarak modifiye edilmiş grafen (grafen oksit, (GO)) [119] veya indirgenmiş grafen oksit (R-GO) ve R-GO kompozitleri yoluyla sentezlenen grafene dayalı nem sensörleri [120] önemli bir ilgi uyandırmıştır. Kimyasal buhar biriktirme tabanlı nem sensörleri ve GO tabanlı nem sensörleri [121] gibi grafen malzemelere dayalı nem sensörleri, yüksek bir tepki, hızlı tepki ve gevşeme süresi [122] sergilemelerine rağmen hala sınırlı gerilebilirliğe sahiptir.

R-GO ve R-GO kompozitlerine [123] dayalı katı ve esnek nem sensörleri, yavaş tepki ve gevşeme süresi (birkaç on saniyeden birkaç dakikaya kadar) göstermektedir. Bu nedenle yeni nesil nem sensörü uygulamaları için insan vücuduna uyumlu olarak takılabilen, hızlı

tepki ve dinlenme süresi sağlayan, şeffaflığı ve gerilebilirliği yüksek R-GO kompozit tabanlı nem sensörlerinin geliştirilmesi gerekmektedir.

1.4.1.3. Kimyasal sensörleri

Giyilebilir cihazlar, kullanıcının günlük yaşamı ve hareketleri ile sorunsuz bir şekilde entegre olan, vücudun üzerine veya vücuduna takılabilen hibrit, ağ özellikli cihazlar olarak tanımlanmaktadır. Kullanıcının çevresini, hareketini kesintiye uğratmadan bilgi çıkarma, toplama işlemlerini kablosuz ya da kablolu iletişim yoluyla düzenler. Bunu başarmak için giyilebilir cihazların biyolojik olarak uyumlu olduğu kadar uygun, hafif, mekanik ve termal olarak dayanıklı olması gerekmektedir [124]. Giyilebilirlik moduna göre esnek giyilebilir cihazlar ve epidermal cihazlar olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır [125]. Epidermal cihazlar, cilde implante edilebilir yani cilde takılabilen cihazlardır [126]. İmplante edilebilir cihazlar vücudun iç kısımlarına veya üzerine yerleştirilir ve kısmen veya tamamen iç dokularla etkileşime girer [127]. Yapılan bazı çalışmalarda uygun şekilde konformal olan ve doğrudan epidermise yapışabilen giyilebilir cihazlar, epidermal giyilebilir cihazlar olarak adlandırılmıştır. Giyilebilir cihazlar için "Giyilebilir Kimyasal Çevre Sensörü" şeklinde bir terim bulunmaktadır. Fakat bu terim cilde yapışması gereken cihazlara zorunlu olarak atfedilmemektedir. Sensörler, doğrudan cilde temas ettirilerek (elektronik yama veya dövme) veya doğrudan temas olmadan (kumaşlar, akıllı saatler veya akıllı gözlükler üzerindeki cihazlar) cilde takılabilmektedir. Nano ölçekli malzemeler yani nanomalzemeler, yukarıda belirtilen gereksinimlerin elde edilmesine yardımcı olabilecek mükemmel mekanik, elektrik, kimyasal, biyolojik ve termal özellikleri sergilemektedir [128]. Günümüzde giyilebilir cihazların üretimi için nanomalzemelerin kullanımı, özellikle çevresel uygulamalar için büyük bir araştırma olmuştur [129]. Nanomalzemelerin seçiminde enstrümantasyon elektroniği, üretim yöntemleri, transdüksiyon yaklaşımları ve amaçlanan uygulamalar dikkate alınmalıdır. İletim ilkesi ve üretim yöntemleri, farklı sensör türleri için oldukça değişkendir. Bu nedenle nanomalzemenin özelliklerine üretim yöntemleri ve transdüksiyon prensipleri ile ilgili yeterli bilgi, birlikte birleştirmek için ihtiyaç duyulmaktadır. Sağlık alanında çeşitli uygulamalara odaklanan nanomalzeme tabanlı esnek ve giyilebilir sensörlerle ilgili birkaç yeni inceleme bulunmaktadır [130]. Aynı şekilde yiyecek-içecekler [131], inşaat güvenliği [132] ve e-tekstil [133] alanları için de yapılan yeni çalışmalar vardır. Ayrıca

çoğunlukla gaz izleme için olan çevresel sensörlerle ilgili de birkaç inceleme yayınlanmıştır [134]. Çok yakın tarihli bir incelemede çevresel izleme için gerilebilir sensörlerin kullanıldığı bildirilmiştir [135]. Bununla birlikte çevresel izleme için nano materyal bazlı kimyasal ve giyilebilir sensörlerin ayrıntılı olarak incelemesine ilişkin henüz hiçbir çalışma bildirilmemiştir.

1.4.1.4. Optik sensörler

Optik sensörler, giderek büyük popülerlik kazanmakta ve geleneksel elektrikli veya mekanik sensörlere artan bir şekilde alternatif haline gelmektedir. Genel olarak elektrik sensörlerine kıyasla insan sağlığını kaydetmede benzersiz avantajlar sunmaktadır. Düşük sıfır ve düşük hassasiyet kayması, yüksek doğruluk, hassasiyet ve geniş kullanılabilir bant genişliği gibi üstün metrolojik özellikleri vardır [136]. Elektromanyetik girişime karşı bağışıklıdır, elektriksel olarak güvenlidir, olağanüstü minyatürleştirme sağlayabilir ve nano ölçekli hacimleri yakalayabilir, biyolojik maddenin nispeten büyük penetrasyon derinliklerine sahip invazif olmayan incelemesine izin verir. Algılama elemanları, lif optik ya da optik olarak şeffaf kapsüllenmiş fotopletismografik ve biyokimyasal sensörler biçiminde bulunmaktadır. Bu sensörler, genellikle ucuzdur, suya ve korozyona karşı dayanıklıdır [137]. Mikroelektronik teknolojiler, giyilebilir cihazlar için daha yüksek hassasiyet, daha hızlı yanıt, daha iyi sağlamlık ve daha yüksek entegrasyona yönelik ihtiyaçlara göre seçildiği için nihayetinde düşük frekanslı elektromanyetik alanların doğasında bulunan sınırlarına ulaşabilirler [138]. Yanıt süresi parazitik etkilerle ve yüksek yoğunluklu elektronik devrelerde sinyal karışması ile sınırlı olmaktadır. Bu sınırlamalar, bir sinyal taşıyıcısı olarak fotonlar kullanılarak önlenebilmektedir [139]. Çoğu durumda optik sensörlerin insan vücudu ile doğrudan temas halinde olması veya yüksek kalitede temas gerektirmesi bile gerekmemektedir. Diğer önemli avantajlar arasında miktarların sadece okunmasına değil, aynı zamanda doğrudan iletilmesine de izin veren dağıtılmış sensörlerin uygulanmasına olanak sağlaması da bulunmaktadır. Bu özelliklerden dolayı optik sensörler, giyilebilir cihazlarla fizyolojik parametrelerin izlenmesi ve genel olarak tıp için üstün ve gelişmiş bir çözüm haline gelmektedir. Günümüzde giyilebilir cihazlar pazarının yaklaşık %15'i optik sensörlere dayanmaktadır ve bu oran sürekli artmaktadır [140]. Göz ardı edilemez bir diğer fayda ise optik sensörler alanında esnek teknolojilerin büyük ilerlemesidir. Bu nedenle yeni keşfedilen oldukça

esnek ve yumuşak optik sensörlerin, yeni nesil akıllı giyilebilir tıbbi cihazlar için güvenilir ve güvenli bir alternatif sağlaması beklenmektedir. Organik yarı iletken cihazlar birçok çekici özelliğe sahiptir. Bunlar arasında esnek yüzeyler üzerinde basit üretim, minyatürleştirme olasılığı, aynı anda optik bir sinyal üretme-algılama yeteneği ve geniş bir değer aralığında ayarlanabilir ışık emisyonu özellikleri bulunmaktadır [141]. Optik sensörlerin tıptaki potansiyeli keşfedilmeye başlanmıştır. Bu alanda yalnızca sensör olarak değil aynı zamanda biyolojik aktivite manipülatörleri olarak da hizmet etmektedir. Örneğin, çip üzerinde laboratuvar spektrometreleri [142], plazmonik spektrometreler ve esnek e-deri [143-144] gibi biyosensörler olarak kullanılmaktadır.

1.4.1.5. Gerinim sensörleri

Yapay zeka teknolojisinin sürekli gelişimi ile gerinim sensörleri yoğun bir ilgi görmüştür. Akıllı aşınma cihazlarının algılama ucu olarak gerinim sensörleri mekanik deformasyonu elektrik sinyallerine dönüştürebilmektedir. Son yıllarda yeni teknolojinin yükselişi ile birlikte akıllı giyilebilir cihazların pazar payı artmaktadır. Özellikle akıllı giyilebilir cihazların alanlarında geniş gerinim aralığına, yüksek hassasiyete sahip, sürekli olarak izlenebilen, ağırlık ağırlıklı esnek gerinim sensörlerine büyük bir talep bulunmaktadır [145-147]. Geleneksel gerinim sensörleri çoğunlukla zayıf gerilebilirlik ve düşük hassasiyete sahip metal ince filmler ve yarı iletken malzemelerden oluşmaktadır. Ayrıca karmaşık hazırlama süreçleri ve nispeten yüksek üretim maliyetleri de geniş bir alanda uygulanma olanağını kısıtlamaktadır [148, 149]. Bu nedenle yüksek kapsamlı performansa sahip kuvvet, elektrik, gerinim sensörü üretimi, hala büyük bir zorluk olarak durmaktadır ve araştırmaların odak noktası haline gelmiştir [150].

Yüksek hassasiyet ve stabiliteye sahip esnek, gerilebilir ve uygun maliyetli gerinim sensörlerinin geliştirilmesi, e-cilt, yumuşak robotik ve giyilebilir cihazlarda uygulanacak önemli bir husustur [151-153]. Esnek elektronik ürünlerdeki gerinim sensör talepleri için yüksek hassasiyet, düşük algılama limiti ve mükemmel stabilite ile gerinim sensörleri geliştirmek önemlidir. Bu tür sensörlerin performansını iyileştirmek için bu tip sensörler gümüş nanoteller (AgNW) [154], KNT'ler [155], karbon siyahı partiküller [156], R-GO'lar [157] ve iyonik sıvılar gibi çeşitli malzemelerin dahil edilmesi [158] ile bir elastomerik substratta incelenmiştir. Bu tür sensörler, geniş bir algılama aralığına ve mükemmel doğrusallığa sahiptir. Bununla birlikte düşük gerinim aralığında hassasiyetleri

hala zayıf olduğu için insan vücudunun neden olduğu ince deformasyonların tespitinde bu tür sensörlerin kullanımı hala sınırlı bir halde bulunmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda mükemmel fiziksel, kimyasal ve elektriksel özelliklere sahip çeşitli 2B malzemeler incelenmiştir. Bunlar arasında grafen, benzersiz fizikokimyasal özelliklerinden dolayı büyük ilgi görmüştür [159]. CO_2 lazer tarafından poliimid (PI) filme çizilen grafenin mükemmel elektriksel performansa sahip olduğu görülmüştür. Bunun yanında grafenin basit imalat ve kolay modelleme avantajları nedeniyle gerinim sensör üretimindeki kullanımı son zamanlarda artmıştır. Yukarıda da belirtildiği gibi bu gerinim sensörleri, küçük bir gerinim aralığında düşük hassasiyete sahiptir. Bunun nedeni grafen levhalar/pullar arasındaki güçlü etkileşimlerin, tekrarlanan gerinme-bırakma döngüleri altında kayma ve pürüzsüz çatlak ilerleme mekanizmalarını kesintiye uğratmasıdır. Sonuç olarak malzeme çok dar bir gerinim aralığı içinde iletken yolunu kaybetmektedir.

Gerilebilir malzemeden yapılan giyilebilir gerinim sensörleri, mekanik deformasyonları elektrik sinyallerine [160] dönüştürmek için tasarlanmıştır ve insan vücudundaki eklemlerin hareketini izlemede yaygın olarak kullanılmaktadır. Örneğin, dirsek, diz ve ayak bileği sağlık durumları ve nefes alma-verme sırasındaki hareketlerin izlenmesi için kullanılmaktadır [161]. Büyük deformasyonlara uyum sağlamak için yapılan bazı çalışmalarda iletken film/kumaş tabanlı gerinim sensörleri, iletken polimer kompozit tabanlı sensörler ve iyonik sıvı bazlı sensörler [162] gibi çeşitli tiplerde giyilebilir gerinim sensörleri geliştirilmiştir [163]. İletken film tabanlı gerinim sensörü yüksek iletkenliğe sahiptir. Fakat çok sınırlı bir gerilebilirliğe sahiptir. Bu nedenle büyük deformasyonlara karşı uyum sağlayabilmesi zordur. Son yıllarda hem yüksek gerilebilirlik hem de iletkenliğe sahip olan iletken polimer kompozit tabanlı sensörler ve iyonik sıvı bazlı sensörler daha fazla ilgi görmüştür [164]. Bununla birlikte bu sensörler, iletken polimer kompozitler, polimer matrisi ve iletken dolgu maddeleri arasındaki etkileşimler nedeniyle tipik olarak kısa yorulma ömrü ve düşük süneklik sergilemektedir [165]. Karşılaştırıldığında iyonik sıvı bazlı gerinim sensörleri daha iyi mekanik davranış göstermektedir.

1.4.1.6. Basınç sensörleri

Son zamanlarda insan-makine arayüzleri, akıllı robotlar, dokunmatik paneller, elektronik kaplamalar ve sağlık monitörlerindeki pratik uygulamaları nedeniyle esnek basınç sensörleri artan bir ilgi görmüştür [166]. Basınç sensörlerinin dört klasik algılama mekanizması, piezodirenç etkisi [167], piezoelektriklik [168, 169], kapasitans [170] ve triboelektrik etkisidir [171]. Kapasitans mekanizmalı basınç sensörleri yapısal basitliğe, düşük güç tüketimine, hızlı tepkiye, yüksek güvenilirlik ve kararlılığa sahiptir. Dış uyarıları hızlı ve istikrarlı bir şekilde kapasitans sinyallerine dönüştürebilmektedir. Bu nedenle bu basınç sensörleri, robotik kollar gibi cansız nesnelerin etkileşimler sırasında insan derisinin hissettiği gibi aynı hisleri algılamasını sağlamaktadır.

Bu sensörler, insan eklem hareketlerini, nefes almayı ve nabzı ölçmek için giyilebilir cihazlara da entegre edilebilmektedir [172, 173]. Klasik esnek kapasitif basınç sensörleri, esnek elektrotlar arasında elastik bir dielektrik tabakanın sandviçlenmesiyle oluşturulan bir cihaz türüdür. Sensöre basınç uygulandığında elektrotlar arasındaki mesafe değişmektedir. Bu işlem de kapasitans değerini etkilemektedir. Bu nedenle elektrot veya dielektrik katman üzerinde üç boyutlu bir yapı üretmek, şu anda sensörlerin sıkıştırılabilirliğini ve hassasiyetini artırmak için kullanılan ana yöntemdir.

Yapılan çalışmalar, mikro piramit [174], mikro kırışık [175], mikro dışbükey [176], eğik mikro sütun [177] veya mikro silindir [178] yapılarının sensör hassasiyetini etkili bir şekilde iyileştirebileceğini doğrulamıştır. Bununla birlikte bu çalışmaların çoğu, sensörleri üretmek için tek taraflı yapıları kullanmıştır. Bu yapıların morfolojisindeki sınırlamalar, sınırlı sıkıştırılabilirlik, düşük dayanıklılık ve artan viskoelastik davranışlar gibi bazı iyileştirilemeyen eksikliklere neden olabilmektedir. Bu eksikliklerin üstesinden gelebilmek için dielektrik katman olarak çift taraflı yapılar kullanılmıştır [179].

Triboelektrik nano jeneratör (TENG), enerji toplama teknolojisi ve giyilebilir elektronikte kullanılan bir sensör teknolojisi olarak geliştirilmiştir. Triboelektrik sensör (TS) mekanik harekete duyarlıdır ve hareketin kendisi tarafından tahrik edilmektedir. Bu nedenle TS, insan vücudunun belirli yaşamsal belirtilerini ve hareket türlerini izleme yeteneğine sahiptir. Bu izlemeye dayalı olarak yeni insan-makine arayüzleri oluşturulabilmektedir.

Çok sayıda gelişmiş giyilebilir teknoloji arasında triboelektrik nano jeneratör (TENG), kendi kendine güç, yüksek çıkış, hafiflik, tasarımın uygulanabilirliği, düşük maliyet, stabilite ve sağlamlık gibi önemli avantajları ile birçok araştırmacının dikkatini çekmiştir [180]. TENG ilk olarak 2012 yılında enerji hasadı için icat edilmiştir [181].

Fiziksel temasta iki malzeme farklı elektronegatifliğe sahip olduğunda bu iki malzemenin yüzeyinde zıt yükler oluşur [182]. Mekanik bir kuvvet altında ayrıldıklarında ise yüklerin yarattığı potansiyel, dış bir devre boyunca bir elektron akışını indükler [183]. Bu nedenle uygulanan mekanik kuvvet elektriğe dönüştürülür. TENG, mekanik bir hareketten elektrik sinyali üretebildiği için bu mekanik hareketlerin özelliklerini algılamak için kendi kendine çalışan sensör olarak hizmet edebilir [184]. Bir triboelektrik sensör (TS), farklı uygulama koşullarına göre esnek bir şekilde tasarlanabilmektedir. TENG'nin dört temel çalışma modu vardır. Bunlar: temas ayırma modu [185], doğrusal kayma modu [186], tek-elektrot modu (187) ve bağımsız triboelektrik katman modudur [188]. Bu dört modun kendine özgü özellikleri ve tipik uygulama örnekleri vardır. Pratikte belirli uygulamalara göre uygun şekilde seçilmekte veya kombinasyon halinde kullanılmaktadır.

Esnek piezoelektrik sensörler, iyi dinamik tepki, yüksek hassasiyet ve kendi kendine güç sağlayan algılama avantajları nedeniyle çok dikkat çekmiştir. Bununla birlikte piezoelektrik çıktılar genellikle sıcaklık değişiminden etkilenmektedir. Bu durum esnek piezoelektrik sensörlerin endüstriyel akıllı ekipmanlardaki uygulamalarını sınırlamaktadır. Yapılan bir çalışmada yerinde sıcaklık algılama ve piezoelektrik kalibrasyon işlevine sahip esnek bir piezoelektrik sensör geliştirilmiştir. Sensör, yüksek doğrulukta algılama kabiliyetine ulaşmak için sıcaklığa bağlı olarak piezoelektrik çıktısını kalibre edebilmiştir. Bu sensör, esnek bir PI alt tabaka, S-şekilli platin interdijital elektrotlar ve hizalanmış piezoelektrik liflerden oluşturulmuştur. Piezoelektrik sensörler istikrarlı performansa, geniş ölçüm aralığına, hafif yapıya, esnek ve takılabilir elektronik alanında büyük potansiyele sahiptir. Piezoelektrik sensörler, iyi dinamik tepkileri, yüksek hassasiyetleri ve kendi kendine güç sağlayan algılama avantajları nedeniyle yüksek hassasiyetli dinamik algılama uygulamaları için uygundur. Özellikle piezoelektrik polimer poliviniliden florür (PVDF) ve onun kopolimerleri P(VDF-TrFE), pratik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmalarını sağlayan iyi piezoelektrik performansa ve mekanik esnekliğe sahiptir [189, 190]. Örneğin, esnek piezoelektrik sensörler genellikle

akıllı giyilebilir cihazlarda kullanılmakta [191, 192] ya da solunum, kalp atışı, hareket tanıma gibi vücut sağlığı izleme parametrelerini takip edebilmek için doğrudan cilt yüzeyine takılmaktadır [193, 194]. Esnek piezoelektrik sensörler, yapısal tasarım, performans iyileştirme [195, 196], üretim süreci ve pratik uygulamalarda [197, 198] büyük ilerleme kaydetmiştir. P(VDF-TrFE) uzun süredir piezoelektrik sensör olarak kullanılmasına rağmen P (VDF-TrFE)'nin performansı her zaman sıcaklıktan etkilendiği [199, 200] ve bu etkinin manipüle edilebilmesi için birkaç strateji bildirilmiştir. Bu nedenle piezoelektrik sensörlerin son yıllarda özellikle oda sıcaklığı gibi sabit bir sıcaklıkta uygulaması çok sınırlıdır. Sıcaklığın değiştiği endüstriyel durumlarda ise nadiren kullanılmaktadır. Sıcaklıktan etkilenen doğruluk da uygulama alanlarının genişlemesini sınırlayan bir engel haline gelmiştir. Birçok araştırmacı, sensörlerin doğruluğunu artırmak için sayısal yöntemler öne sürmüştür [201, 202]. Bu yöntemler, genellikle bir sıcaklık hata modeli oluşturularak elde edilmekte ve bu yöntemlerde sensör çıkışını kalibre etmek için ek algoritma kullanılmaktadır. Bununla birlikte mevcut sayısal kompanzasyon yöntemleri ile gerçek ortamla aynı karmaşık algoritma modellerini kurmak ve bu nedenle piezoelektrik çıktıyı gerçek zamanlı olarak doğru bir şekilde kalibre etmek zordur. Yerleşik devre, sayısal yöntemle karşılaştırıldığında karmaşık algoritmalar ve hata modelleri olmadan basit olan iyi bir kalibrasyon telafi yöntemi olarak bildirilmiştir [203, 204]. Yapılan bazı çalışmalarda piezoelektrik seramiklerin ve termosensitif malzemelerin entegrasyonu çok ilerleme kaydetmiştir [205-207]. Ancak sıcaklık ve piezoelektrik birimleri eşit şekilde yerleştirme yöntemi, düşük bir entegrasyon derecesine sahiptir ve daha da önemlisi esneklikten yoksundur. Günümüzün esnek elektronik ürünlerinin gelişiminde P(VDF-TrFE) sensörlerinin çok çeşitli endüstriyel alanlara uyum sağlayabilmesi gerekmektedir. Bu gerekliliği sağlanmaya çalışırken geniş bir sıcaklık aralığında yüksek hassasiyeti korumak ise ana zorluk olarak ortaya çıkmaktadır.

Piezodirençli sensörler, uygulanan basıncı veya mekanik kuvveti elektrik sinyaline dönüştürebildikleri için en vazgeçilmez basınç sensörlerinden biri olarak kabul edilmektedir. Ayrıca bu sensör tipinin basit bir algılama mekanizması olması, sağlam bir üretim sürecine sahip olması, düşük miktarda güç tüketmesi ve potansiyel olarak yüksek piksel yoğunluğuna ve diğer pratik özelliklere sahip olması gibi başka avantajları da bulunmaktadır [208-210].

Geleneksel piezodirençli sensörler, algılama malzemeleri olarak genellikle silikon tabletler, yarı iletkenler ve metal folyolar gibi uygun maliyetli ancak düşük hassasiyete, dar algılama aralığına (%0-%5) sahip ve kavisli olarak montajı zor olan sert bir alt tabaka kullanmaktadır. Bu kullanım olmadığında yumuşak yüzeyler, pratik uygulamalarını büyük ölçüde sınırlamaktadır [211, 212]. Piezodirençli sensörlerin algılama yeteneği esas olarak hassas malzemelere, bu hassas malzemelerin mikro yapısına ve destekleyici alt tabakaya bağlı olduğu için nanomalzemelerde duyarlılığı, algılama aralığını, tepki süresini ile dayanıklılığı geliştirmek ve yüksek performans elde etmek için büyük çaba sarf edilmiştir. Son yıllarda grafen, KNT'ler, karbon siyahı, metal oksitler, metal-organik çerçeveler ve iletken polimerler dahil olmak üzere çok sayıda nanomalzeme, çeşitli piezodirençli sensör alanlarında yaygın olarak uygulanmıştır [213-218]. Sp_2 hibrit karbon atomlarından oluşan benzersiz bir 2D malzeme olarak grafenin üstün mekanik özellikleri, basit üretim süreci ve olağanüstü iletkenliği (200000 cm^2 V 1) nedeniyle özellikle piezodirençli sensörlerde popülaritesi artmıştır [219-221]. Ayrıca nanopartiküller, nano tabakalar ve nano şeritler gibi zengin yapısal formlara sahip grafen ve türevleri (GO gibi), polianilin (PANI), polipirol gibi iletken malzemeler de dahil olmak üzere diğer malzemelerle birleştirilmek için yapı taşları olarak kullanılabilir. PPy, MXene ve KNT ile basınç sensörleri için yüksek hassasiyet ve düşük algılama sınırı sağlaması beklenen PDMS, PU, polivinil alkol (PVA) ve nano selüloz gibi yalıtım malzemeleri [222-225] içerisinde de kullanılmaktadır.

Piezodirençli basınç sensörleri, nispeten düşük maliyetli üretim süreçleri, özel çalışma mekanizmaları ve basit sinyal toplama yöntemleri nedeniyle basınç sensörlerinin modern gelişimine en fazla katkı sağlayan sensörlerdir [226, 227]. Grafen bazlı piezodirençli sensörler için 1B lif, 2B ince film veya 3B gözenekli mimarilere dayalı algılama malzemeleri, iki elektrot üzerine yerleştirilerek veya arasına sıkıştırılarak bir elektrik devresinde direnç görevi görmektedir. Bu tip basınç sensörlerinin direncindeki değişiklik, farklı dış basınçlar veya gerilimler altında algılama geometri mimarilerinin deformasyonundan kaynaklanmaktadır [228, 229]. Sensöre basınç uygulandığında iletken malzemeler ve elektrotlar arasındaki temas alanı artmaktadır. Böylece sensör, iletken ağ yolunun artmasından yararlanılması için elektronik iletkenliğin iyileştirilmesine uygun olarak elektrik direncini büyük ölçüde azaltır. Bununla birlikte sensörün çekme uzunluğu arttıkça gerilen sensör için azaltılmış iletken yol nedeniyle

direnç de genellikle artmaktadır. Yani algılama malzemesinin deforme olabilen yapısı tarafından indüklenen akım akışı için elektrik yolundaki değişiklik direnci etkilemektedir.

Piezodirençli sensörün performansı, hassas bilgi elde etme ve cihaz tasarımı adına bir referans sağlamak için hassasiyet, algılama aralığı, doğrusallık, tepki süresi, geri kazanım süresi ve dayanıklılık gibi temel parametrelerle değerlendirilmektedir [230, 231].

Duyarlılık, basınç sensörünün en önemli parametrelerinden biridir ve genellikle basınç algılama ve ölçüm doğruluğunu yansıtan basınç-tepki eğrisinin eğimi ile tanımlanmaktadır. Piezodirençli sensörlerin duyarlılığı (GF) genellikle $(\Delta A/A_0)/\Delta P$ ile gösterilmektedir. Burada ΔA elektrik sinyallerinin nispi değişimini, A_0 başlangıç sinyal değerini ve ΔP uygulanan basınç veya gerinimin varyasyon değerini temsil eder. Piezodirençli ve kapasitif duyarlılığı hesaplama formülü, piezodirençli ve kapasitif sensörlerde meydana gelen sıfır olmayan bir başlangıç sinyali nedeniyle piezoelektrik sensörününkinden farklıdır. GF'nin yanı sıra algılama aralığı, doğrusallık, tepki süresi, iyileşme süresi ve dayanıklılık diğer tüm önemli algılama özellikleridir [232-236].

1.5. Elektro-eğirme Yöntemi ile Lif Eldesi

Elektro-eğirme, elektrostatik kuvvetler kullanılarak polimerlerin çözeltilerinden veya sıvı hallerinden nanolifler üretilmesini sağlayan basit ama çok yönlü bir teknolojidir. Elektro-eğirme işlemi ile yüksek elektrik alanda polimer çözeltilerinden veya sıvı hallerinden kontrollü morfoloji ve boyuta sahip çeşitli sürekli nanolif grupları üretebilmektedir [237].

Elektro-eğirme yönteminde polimerlerin sıvı fazı ya da çözelti molekülleri kuvvetli bir elektrik alana maruz kalarak artı veya eksi yüklerle yüklenir. Bu moleküller, aynen iki mıknatısın aynı kutuplu uçlarının birbirini itmesi gibi birbirlerinden uzaklaşır. Bu itme, sıvıya elektrik alanı doğrultusunda bir su damlası formu aldırır. Fakat itme kuvveti çok büyüdüğü için sıvı damlası aynen bir sakız gibi ince ve uzun bir hale gelir. Kuruyan çözelti, havada ilerlerken karşı plaka üzerinde çözülmüş bir yün yumağı gibi kesintisiz ipliksi lifler şeklinde toplanır. Günümüzde elektro-eğirme metoduyla mikrometre boyutlarındaki insan saçından 20000 kat daha ince, nano büyüklükte ipliksi yapılar elde edilebilmektedir. Oluşan bu lifler elektroeğrilmiş nanoliflerdir [238]. Bu yöntemde polimer çözeltileri elektrik alan içerisine tek ya da birden fazla jet kullanılarak gönderilebilir. Tek jetli elektro-eğirme işlemi, mikron altı boyutlu lifler oluşturmak için

yaygın olarak kullanılmaktadır. Fakat tek bir jetten yapılan elektro-eğirmenin seri üretim hızı düşük olmaktadır. Birden fazla jet kullanılmasıyla ise seri üretim hızı ve oranı artırılmaktadır. Polimer çözeltileri, jet ucunda küçük bir asılı damlacık oluşturmak için bir pompayla küçük bir enjektör içinden pompalanır. Damlacıktaki polimer solüsyonunun sürekli olarak jet ucuna iletilebilmesi için enjektör pompasına genel olarak yaklaşık 20 kV gibi yüksek bir gerilim değeri yüklenir. Elektrik kuvveti yüzey gerilimini yener. Sıvı yüklü jet, iğneden sarkan kolye damlacığının tepesinden fırlatılır. Jet damlacıktan birkaç santimetre uzaklaştığında elektriksel, yüzey ve moleküler kuvvetler arasındaki etkileşim kararsız hale gelir ve jet genişleyen bir bobine bükülür veya döner. İşlem sırasında, jet hareket ettikçe solvent buharlaşır, bu da jet yarıçapını azaltır ve polimer konsantrasyonunu ve viskoziteyi arttırır. Çözelti özelliklerine ve çalışma koşullarına bağlı olarak, çözücü tamamen buharlaşır, jet gerdirme durur ve sonuçta ortaya çıkan, büyük ölçüde azaltılmış çaplı katı (veya neredeyse katı) lif toplayıcı üzerinde birikir. Elmarco ve nanostatik tarafından daha yüksek seri üretim hızında elektro-eğirme nanolifi üretebilmek için birkaç yöntem ticari hale getirilmiştir. Elmarco'nun tasarımında sıvı jetleri, dönen silindirik tamburun yüzeyinden veya tellerden fırlatılır. Nanostatik'in tasarımında ise birden fazla eşzamanlı jeti başlatmak için bir dizi paketlenmiş iğne kullanılır [239].

1882'de Rayleigh, 1915 ve 1917'de Zeleny tarafından sıvı damlacıklarının ve jetlerin elektrik alanlarındaki davranışlarıyla ilgili yapılan araştırmalar, elektro-eğirme hakkında yayınlanan ilk çalışmalar olarak kabul edilmektedir. Rayleigh tarafından elektrik kuvvetinin yüzey gerilimini aştığı durumlarda bir elektrik alanda bulunan bir damlacığın sahip olduğu kararsızlık tanımlanmıştır. Bu kararsızlık, Rayleigh kararsızlığı olarak adlandırılmaktadır. Zeleny de Rayleigh'in çalışmasını temel alarak bir elektrik alanın içinde gliserol ve etanol jetlerinin parçalandığını ve sıvıların viskozite farklılıklarından kaynaklanan kararsızlıktan önce jet uzunluğunda bir değişikliğin olduğunu belirtmiştir. 1934 yılında Anton Formhals'a yapay filamentlerin üretimi ve biriktirilmesi için iki elektrot ve sabit veya döner toplama cihazlarının çeşitli konfigürasyonlarını içeren eğirme işlemi çalışması sebebiyle Amerika Birleşik Devletleri Patent ve Ticari Marka Ofisi tarafından patent verilmiştir. Bu çalışma, elektro-eğirme adına yapılan ilk gerçek çalışma olarak adlandırılabilir. 1960'larda Taylor tarafından bir elektrik alandaki damlacıkların akışkanlar mekaniği, elektrikle çalışan jetler, damlacıklar ve jetlerdeki yük yoğunlukları

ile hareketi ve elektrik yüklü viskoz silindirlerin kararlılığı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Larrondo ve Manley, polietilen oksit (PEO) ve polipropileni erimiş polimerler (çözücüsüz) olarak elektro-eğirme işlemine sokarak artan sıcaklık ve artan elektrik alan kuvvetinin genellikle daha küçük çaplara yol açtığını bildirmişlerdir. 1970'lerin ortalarında Donaldson Filtre Şirketi, çeşitli hava filtrasyon ürünlerinde nanolif kullanımı için elektro-eğirme işlemi yapmaya başlamıştır. 1980'ler ve 1990'lar boyunca birkaç şirket de sınırlı ticari nanolif üretimine başlamıştır [240]. O zamandan beri ticari üretim artarak devam etmektedir.

Elektro-eğirme işlemi ve nanolifler için aşağıda belirtilen birkaç sınırlaması vardır [240].

- Nispeten düşük hacimli üretim oranları,
- Belirli bir hizalama elde etme zorluğu,
- Çap tahmini (çap dağılımı),
- İşlem sırasında tutarlı morfoloji,
- Düşük mukavemet nedeniyle filtre/absorpsiyon uygulamaları için kompozit yapıda nanolifler kullanılması gerekliliği,
- Üretim sınırlaması
- Proses kontrolü

Yukarıdaki sınırlamaların aksine elektro-eğirme işlemi, basit, hızlı, güzel sonuçlara sahip ve nispeten düşük maliyetlidir; çok sayıda malzeme türünü destekler ve bu malzemelere uyarlanabilir. Ayrıca bu işlemin kolay bir kullanımı vardır. Elektro-eğirme, lif dizilimini, mikro yapıyı ve çapı kontrol etme kabiliyetine de sahiptir [241].

Elektro-eğirme, biyomalzemelerin nanoliflerini üretmek için de kullanılan değerli bir teknolojidir. Bu teknik, doku mühendisliğinde in vitro olarak kemik ve yapay organ gibi doku yapılarının üretilebilmesinde alternatif bir üretim tekniği de sunmaktadır. Bu alanda elektro-eğirmede ultra yüksek derecede küçük liflerden oluşan oldukça gözenekli kumaşlar üretilmektedir. Ayrıca PVA, polietilenoksit (PEO) ve poliüretan gibi çok çeşitli polimerlerle birlikte jelatin, selüloz, kolajen ve kitin gibi biyomateryallerin elektro-eğirme işlemine uğradığı ve küçük lif çaplarında ve yüksek gözeneklilikte nanolifler üretildiği çalışmalar yapılmıştır [242]. Doku mühendisliği alanında elektro-eğirme ile çoğu dokunun hücre dışı matrisinin lifli yapısını taklit edebilmek için 50 ila 500 nm

çapında nanolif yapı iskeletleri üretilmektedir. Bu sayede biyomedikal alanda hücreleri mekanik olarak desteklemek, hücrelere yapısal fonksiyon sağlamak ve bunların davranışlarını düzenlemek adına öğretici bir ortam oluşturulmaktadır. Böylece yapay doku üretiminde daha ileri seviyelere daha kolay bir şekilde çıkılabilmektedir [243]. Hücre dışı matrisin nanolifli mimarisini taklit edebilmek, hücre organizasyonunu ve işlevini düzenlemede büyük önem taşımaktadır. Hücre dışı matrise yapısal benzerlik gösteren iskeleler, elektro-eğirme işleminin yanında moleküler montaj ve faz ayırma gibi nanoteknolojik yöntemlerle de üretilebilmektedir. Fakat kullanım kolaylığı ve maliyet düşüklüğü nedeniyle elektro-eğirme yöntemi, bu alanda en sık tercih edilen yöntem olmaktadır. Kalp kaslarıyla ilgili yapılan bir çalışmada miyokardın 100nm çaplı kolajen tip I ve III fibrillerinden oluşan doğal hücre dışı matrisi, elektroeğrilmiş polilaktik asit (PLA) nanoliflerinden oluşturulan PLA matı ile yapay olarak oluşturulmuştur. Daha sonra bu mat üzerine kardiyomiyosit ekimi yapılmıştır. Elektroeğrilmiş PLA membran üzerinde ekilen kardiyomiyosit, lifli ağ ile etkileşime girerek daha gelişmiş sarkomerler oluşturmuştur. Bu durum elektroeğrilmiş liflerin kalp ile ilgili yapılan çalışmalarda da başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir [244].

Elektro-eğirme işlemi, gözenekli filmlerin hazırlanmasında faz tersine çevirme yöntemiyle karşılaştırıldığında daha uygulanabilir ve çevre dostu olmaktadır. Ayrıca elektroeğrilmiş filmler, genellikle daha yüksek gözenekliliğe ve daha büyük spesifik yüzey alanına sahip olduğu için elektro-eğirme işlemi pil uygulamasında iyi sonuçlar vermektedir. Bu bilgiler ışığında yapılan bir çalışmada poliamid (PA) filmlerin üretiminde elektro-eğirme işlemi kullanılmaktadır [245].

Çinko oksit (ZnO) liflerinin üretiminde de organik-inorganik dönüşüm, hidrotermal yöntem, buhar fazlı taşıma yöntemi, sprey piroliz tekniği, termal buharlaştırma işlemi gibi birçok yöntem olmasına rağmen basit, kullanışlı ve düşük maliyetli olduğu için elektro-eğirme işlemi tercih edilmektedir. Ayrıca bu lifler, elektro-eğirme yöntemiyle mikrometreden nanometreye kadar değişen çaplarda organik ve inorganik şekilde üretebilmektedir [246].

Elektro-eğirme, yüksek voltajlı bir elektrik alanı kullanarak hem sentetik hem de doğal polimerlerden hizalanmış veya rastgele nanolifler üretmek için basit, çok yönlü ve ölçeklenebilir bir sistemdir. Yine bu özellikleri sayesinde doğal hücre dışı matrise benzer

yapısal özelliklere ve morfolojiye sahip nanoliflerin de üretilmesini sağlamaktadır. Bu sayede magnezyum (Mg) substratları, elektroeğrilmiş nanolif zar tabakasıyla basit bir şekilde kaplanabilmektedir. İyi bir şekilde kontrol edilen daldırma kaplama prosedürleri ile birlikte elektro-eğirme yöntemiyle biyoaktiviteyi ve osseo integrasyonu teşvik edebilen gözenekli bir filmler üretebilmektedir [247]. Bu filmler sayesinde diş implantlarının içerisine kemik hücrelerinin daha hızlı nüfuz etmesi sağlanır. Böylece kemik hücreleri, implantın yüzeyine daha hızlı bir şekilde yapışır. Bu sayede implant yapılan hastalarda implantlar, daha hızlı bir şekilde kemik dokusuyla kaplanır ve daha hızlı bir şekilde kemiğin parçası haline gelir.

Elektro-eğirme işlemiyle mikron boyutlardan nanometreye kadar değişik lif çaplarındaki nanolifler üretilerek bu liflerden mat formda membranlar elde edilebilmektedir [248]. Bu nanolif membranların üretimi için kolay bir şekilde bulunduğu ve yenilenebilir polimerik malzemelerden biri olduğu için selüloz asetat (CA), hammadde olarak sık bir şekilde tercih edilmektedir. Ayrıca CA düşük toksisiteye ve yüksek biyouyumluluğa sahip olduğu için mat formda üretilen elektroeğrilmiş CA nanolif membranların hücre kültürü, trans dermal ilaç dağıtımı, doku mühendisliği yapı iskeleleri, solüsyonlardan toksinlerin uzaklaştırılması, biyoproses ve tıbbi filtrasyonda kullanımları uygundur. Fakat elektroeğrilmiş CA nanolif membranlar tipik olarak membranın yapısal stabilitesini tehlikeye atan nano lifler arasında zayıf bağlanma ve ayrılmaların keskinliğini etkileyen geniş gözenek boyutları ve geniş gözenek boyutu dağılımları gibi dezavantajlara sahiptir [249].

Elektroeğrilmiş membranlar, üstün nefes alabilirlik, yüksek esneklik, kontrol edilebilir kalınlık ve üretilme kolaylığı özellikleri sayesinde e-tekstil ve giyilebilir cihazlar için önemli bir hale gelmiştir. Giyilebilir cihazların üretiminde kullanılmak üzere çok sayıda elektroeğrilmiş nanolif için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda elektroeğrilmiş nanolif membranların deforme edilebilirliğinin giyilebilir uygulamalarda istenen seviyeden düşük olduğu görülmüştür. Bu sıkıntının elastomer ekleme, ekstra kaplama yapma, termal çapraz bağlama gibi bazı metotlarla giderilebildiği ve giyilebilir uygulamaların daha elastik bir yapıya geldiği bildirilmiştir [250].

1.6. Önceki Çalışmalar

Elektroniğin kumaşlara ve giysilere entegrasyonu, sıradan tekstil ürünlerine önemli fonksiyonel özellikler ve katma değer getirmek için önemli bir kapı açmıştır. Bu tür yeni malzemeler iletişim, sağlık, koruma ve giyilebilir teknoloji alanlarında ticari ürünlere dönüşme sürecine girmiştir. Elektronik tekstil ürünlerindeki önemli sistem ve yapı bileşenlerinden biri de akıllı kumaş sensörleridir. Giyilebilir elektronik tekstil ürünlerinde kullanılan sensör türleri sırasıyla kimyasal ve fiziksel sensörler olmak üzere iki kategoriye ayrılmıştır. Fiziksel sensör tipleri ile ilgili yapılan çalışmalar detaylı olarak özetlenmiştir.

1.6.1. Gerinim sensörleri

Gerinim sensörleri, tekstil ürünleri geniş bir vücut alanı üzerinde cilt ile temas halinde olduğu için ağırlıklı olarak vücut parametrelerini algılamak ve izlemek adına kullanılmaktadır. Tekstil yüzeyleri çeşitli yöntemlerle mekanik zorlanmaya karşı farklı seviyelerde hassas hale getirilebilmektedir. Strese duyarlı malzemelerden yapıldıklarında esnemeye karşı hassas olabilir, hassas olmayan liflerle hassas olan liflerin karıştırılmasıyla ise iplikler modifiye edilebilir. Kumaşlar uygun malzemelerle kaplanarak tansiyona duyarlı hale getirilebilir. Elektronik ölçümler kapasitif ölçümler kadar karmaşık olmadığı için prototipleme diğer kumaş algılama teknolojilerine kıyasla daha basit bir teknoloji olmaktadır [251].

Yapılan bir çalışmada termoplastik poliüretan elektroeğrilmiş membran ve PDMS bileşimine dayanan ve kendiliğinden oluşan bir sandviç yapıya sahip yüksek performanslı bir gerinim sensörü tasarlanmıştır [252]. Gerinim sensörü, AgNW'lerin termoplastik poliüretan elektroeğrilmiş membran üzerine süzülerek iletken bir ağ oluşturacak şekilde bağlanması ve ardından sıvı PDMS kullanılarak döndürülerek kaplanması yoluyla üretilmiştir. Sandviç yapı, TPU elektroeğrilmiş membranının gözenekliliği ve PDMS'nin likiditesi temelinde AgNW'lerin havadan etkili bir şekilde korunmasını sağlayarak oluşturulmuştur. Sonuç olarak gerinim sensörü, 30 günde neredeyse hiçbir değişiklik olmadan 50 S/cm mükemmel iletkenlik sergilemiştir. Esnek AgNW tabanlı sensör, yüksek hassasiyet, üstün güvenilirlik ve olağanüstü kararlılık ile hem esneme hem de bükülme deformasyonlarını algılayabilmektedir. Ayrıca geliştirilen gerinim sensörü, parmak bükme, bilek ve el sıkma hareketleri gibi insan hareketlerini algılamak için de

kullanılabilmektedir. Bu sonuçlar bu sensörün giyilebilir elektronik uygulamalarında büyük bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir.

KNT/PDMS nanokompozit bazında oluşturulan bir gerinim sensörünün esnekliğini ve dinamik dayanıklılığını geliştirmek için etkili bir yöntem önerilmiştir [253]. Gerinim sensörü, PDMS matrisinde KNT'lerin iyi bir dağılımını elde etmek için sıvı faz karıştırma yöntemi ve bir PDMS kalıbı kullanılarak üretilmiştir [254]. Çok duvarlı KNT dağıtılarak PDMS tabanı bir PDMS kalıbına dökülmüştür. Daha sonra hazırlanan bu örnekler, 11 saat boyunca 60°C'de bir fırında kürlenmiştir. Gerinim sensörünün akım toplayıcıları olarak sırasıyla KNT/PDMS ve bakır (Cu) plaka kullanılmıştır. Esnek gerinim sensörleri, karbon/grafen nanokompozitler kullanılarak üretilmiştir. Sensör, gerdirme-bırakma test döngüsü sırasında yüksek dinamik dayanıklılık ve tekrarlanabilirlik göstermiştir. PAN/grafen kompozit nanolif filamentler, 8 iğneli elektro-eğirme cihazı kullanılarak sürekli bir şekilde eğrilmiştir. Bu işlemden sonra stabilizasyon ve karbonizasyon işlemleri yapılmıştır. İplikler bir büküm cihazı kullanılarak üretilmiş, kompozit iplikler stabilize edilmiş ve karbonize edilmiştir. Daha sonra ızgara kağıdı dört çizgi kullanılarak işaretlenerek TPU solüsyonunun yarısı cam lamın yüzeyine muntazam bir şekilde dağıtılıp katılaştırılmıştır. Elde edilen iplikler TPU film üzerine eşit şekilde yerleştirilmiştir. Karbon/grafen kompozitleri nanolif ipliklerin (CNY) uçlarına gümüş boya yardımıyla iki bakır tel bağlanmıştır. Çözeltinin diğer yarısı ise numunelerin üzerine düzgün bir şekilde kaplanarak kurutulmuştur ve ardından numuneler kesilmiştir. Bu sayede hedeflenen gerinim sensörü oluşturulmuştur. Bu esnek gerinim sensörleri, CNY'lerin sürekliliği, kırılganlığı ve yüksek iletkenliği sayesinde mükemmel hassasiyet ve kararlılık sergilemektedir. İplik sayısı ve alt tabaka kalınlığı sırasıyla 4 ve 129 μm olduğunda, uygulanan %2'lik bir gerilim altında ortalama ölçü faktörü değeri 1700 N olmuştur. Gerinim sensörü, 300 germe-bırakma döngüsü sırasında yüksek düzeyde stabilite göstermiştir. Ayrıca gerinim sensörü, ince deformasyonları doğru bir şekilde algılayabilmiştir.

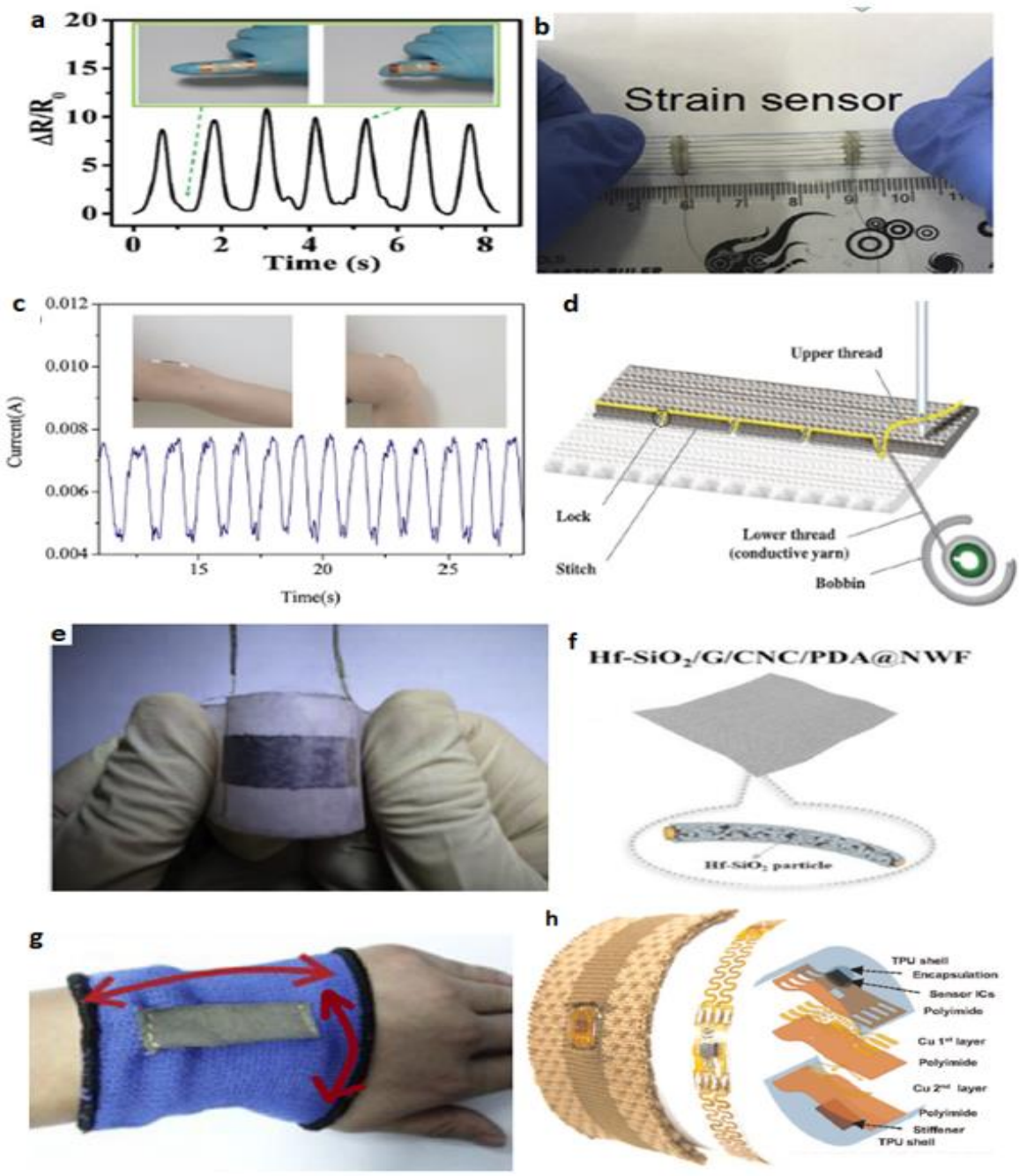
Hareket izleme için akımsız gümüş kaplama ile pamuk/spandeks karışımlı kumaşa dayalı bir sensör hazırlanmıştır [256]. Pamuk/spandeks karışımlı kumaş ilk olarak PANI ile polimerize edilmiştir. Ardından giyilebilir, anti bakteriyel bir gerinim sensörü imal etmek için gümüş ile kaplanmıştır. Ortaya çıkan kumaşın 26,11 GF ve sağlam elektrik iletkenliği

15,7 S/m ile yüksek hassasiyete sahip olduğu görülmüştür. Bu kumaşın esnek özelliklerini koruduğu görülmüştür. Bu da gümüş kaplamalı kumaşların gerinim algılama malzemeleri olarak kullanılacak iyi bir potansiyeli olduğunu göstermiştir. Ek olarak gümüş tabaka bulundurması nedeniyle kumaş ayrıca iyi bir anti-bakteriyel özelliğe sahipti. Yapılan bir dizi performans testinin sonuçlarına bakıldığında da insan izleme için kullanılan düzenli direnç değişikliklerini sergilediği görülmüştür. 0,04 s'lik bir yanıt süresi ile küçük dış deformasyonlara hızlı bir şekilde cevap verdiği belirlenmiştir. Bu sonuçlar sayesinde giyilebilir tekstil alanında iyi bir potansiyele sahip olduğu doğrulanmıştır. İnsan eklemlerinin hareketlerini hassas bir şekilde algılayabilen tüm tekstil bazlı yüksek derecede gerilebilir yapı, gerinim sensörünün iletken parçası olarak kullanılan iletken iplikler ve insan eklemlerine uygun gerinim sensörlerinin imalatı için elastikiyete sahip tekstil alt katmanları kullanılarak üretilmiştir [257]. Bu yapı, polyester örgü ipliklerin altlık olarak insan eklemlerinin tipine göre hareket ve elastikiyet aralığında çapraz olarak düzenlendiği 12 iplik üretan likra lifi ile gömülü örgülü elastik kumaş olarak seçilmiştir. Gümüş kaplama (44/12 dtex) ile sarılmış tek likra lifinden (20 dtex) oluşan iletken iplik ve uyumlu bir tekstil gerinim sensörünün imalatı için iletken bir malzeme olarak naylon filamentler (44/12 dtex) kullanılmıştır. Tekstil substratı %0-%100 oranında önceden gerdirilerek sabitleme pimi ile tutulmuştur. Daha sonra iletken iplikler, dikiş makinesi tarafından tekstil substratı üzerine kenetlenmiştir. Dikiş işleminin tamamlanmasından sonra önceden gerilmiş tekstil için sabitleme pimi çıkarılmıştır. Tekstil, %100 önceden gerilmiş giyilebilir gerinim sensörünü üretmek için gerilmemiştir. Bu işlemler sonrasında 21 GF derecesi ile yüksek hassasiyete sahip bir gerinim sensörü elde edilmiştir. Ayrıca bu sensörü diz ekleminin tempo ve rotasyonuna uyumlu algılama yoluyla giyenlerin yürüyüşündeki değişiklikler de izlenmiştir. Bu sayede kullanıcıların demanstan korunma olasılığı da belirlenebilmiştir. Burada yapılan çıkarım yürüyüş hızındaki değişikliklerle ilişkiliydi. Literatürde termal genleşme-presleme (GnPs) şekillendirme işlemi ile üretilen ve naylon kumaşla kapsüllenen esnek ve yüksek iletkenliğe sahip grafen filme dayalı giyilebilir gerinim sensörlerinin basit ve düşük maliyetli bir üretim yöntemi bildirilmiştir [258]. Grafen ince film, hidrolik pres ile 1 dakika boyunca 1 MPa altında gerekli miktarlarda GnPs ile üretilmiştir. Grafen filmi, GF/NF gerinim sensörünü birleştirmek için algılama elemanı olarak kullanılmıştır. Grafen filmin uçları, iyi bir temas sağlamak için gümüş macun yardımıyla iki bakır tel ile

birleştirilerek iki elektrot arasındaki mesafe 20 mm olarak ayarlanmıştır. Film, iki kat Neopren yapıştırıcı ile naylon kumaş içinde kapsüllenerek oda sıcaklığında film ve naylon kumaş birbirine entegre edilmiştir. Üretilen grafen filmin 9,09x104 S/m'ye kadar olan üstün elektriksel özelliğe sahip iletkenliği olduğu görülmüştür. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) resimleri, grafen filmin grafen trombosit (GnP) katmanları tarafından oluşturulduğunu işaret etmiştir. Gerinim algılama testi, naylon kumaş (GF/NF) gerilim sensörü tarafından kapsüllenen grafen filmin yüksek hassasiyet (sırasıyla %0-%12 ve %12-%19 gerilim altında 9,78 ve 47,6 gösterge faktörü) ve iyi doğrusallık (sırasıyla %0-%12 ve %12-%19 gerinim altında 0,992 ve 0,949 korelasyon katsayısı) ve düşük histerezise sahip olduğunu göstermiştir. Binden fazla parmak eklemi bükme-düzeltme döngüsünden sonra bile sabit bir elektrik tepkisi olduğu yani elektrik tepkisinin korunduğu izlenmiştir. Kontrol edilebilir mikro çatlak yoğunluğuna sahip elektriksel olarak iletken selüloz nano kristal (CNC)/grafen (G) kaplama bazlı geniş gerilim algılama aralığına ve yüksek hassasiyete sahip ayarlanabilir giyilebilir mikro çatlaklı dokumasız kumaş (NWF) gerilim sensörü geliştirilmiştir [259]. Kaplama tabakası, G yüklemesinin değiştirilmesi ile, tabakanın süper hidrofobikliği ise hidrofobik füme silika (Hf-$Si0_2$) /etanol dispersiyonu içinde basitçe daldırma kaplaması yardımıyla elde edilmiştir. Beş farklı G ağırlık oranına sahip bir dizi G/CNC sulu dispersiyon yapılandırılmıştır. PDA@NWF, sonikasyon altında G/CNC sulu dispersiyonuna daldırılmıştır. Ayrıca yalıtkan duruma önceden gerilmiş ve daha sonra hassasiyetini arttırmayı amaçlayan evrensel test makinesi kullanılarak lif yüzeyinde mikro çatlak yapısını üretmek için 1 mm/dk hızında serbest bırakılmıştır. Son olarak mikro çatlaklı G/CNC/PDA@NWF kompozitleri, ultra sonikasyon altında Hf-$Si0_2$ etanol dispersiyonuna aktarılarak kompozitlere süper hidrofobiklik kazandırmak için kurutulmuştur. Sonuç olarak sensör için aynı anda %98'lik geniş bir çalışma aralığı ve 2,36x104'e kadar GF değeri elde edilmiştir (G içeriği ağırlıkça %25'tir). Ayrıca sensörün ultra düşük algılama sınırına (%0,1), kısa yanıt süresine (33 ms) ve 1000 döngü üzerinde iyi algılama kararlılığına sahip olduğu belirtilmiştir. NWF gerinim sensörünün mükemmel su geçirmezlik (WCA = 154^o), korozyon önleme özelliği, olağanüstü kendi kendini temizleme ve stabiliteye sahip olduğu da sunulmuştur. NWF gerinim sensörü, ince deformasyonlardan şiddetli hareketlere kadar çeşitli insan faaliyetlerini izleyebilmektedir. Negatif direnç değişimi ve elektromanyetik girişim kalkanı ile gerilebilir iletken Ni@Fe_3O_4@Polyester kumaş

gerinim sensörü üretilmiştir [260]. Polyester (PET) iplikler ve streç PU filamentler kullanılarak örülmüş PET kumaşlar, bir Fe_3O_4 tabakasının in situ oluşumu ve daha sonra bir nikel (Ni) tabakasının akımsız kaplanması için bir gerinim sensörü imal etmek adına kullanılmıştır. Radyasyonla indüklenen aşı polimerizasyonu, yerinde Fe_3O_4 oluşumu ve ardından bir PET kumaş üzerinde Ni 'nin akımsız çöktürülmesiyle üretilmiştir. Fe_3O_4 NP'leri PET kumaşı ve Ni tortuları arasında çok işlevli bir arayüz tabakası olarak hareket ettiği için mükemmel bir dayanıklılık sergilemiştir ve 500 döngü tekrarlanan gerdirmeden sonra bile elektriksel iletkenlik stabilitesini korumuştur. Fe_3O_4 NP'lerin piyasaya sürülmesi sensörün manyetik tepki özelliklerini geliştirmiştir. Bu sensörün EMI SE değerinin çok sayıda arayüz, arayüzey polarizasyonu, arayüzler arasında elektronik ayırma ve enerji transferi nedeniyle tek Ni kaplamalı numuneye kıyasla %44,8 fazla olduğu görülmüştür. Bu sensörün mükemmel bir gerilebilir iletken ve manyetik tepki anahtarı olarak da kullanılabileceği bildirilmiştir. Bu sensör yardımıyla yüksek verimli bir üretim yaklaşımı kullanılarak örme tekstilde ara bağlantı hatları ve kullanıma hazır entegre devreler dahil olmak üzere ince, özelleştirilebilir uyumlu elektronik cihazları plastik yüzeylerle birleştirme tekniğine sahip, in vivo, büyük ölçekli uzay-zamansal fizyolojik algılama için özel olarak tasarlanmış, elektronik tekstil uyumlu bir giysi (e-TeCS) üretilmiştir [261]. Ürün çeşitli sensör entegre devreleri (IC'ler) ve esnek-gerilebilir elektronik şeritler biçimindeki ara bağlantılarla entegre edilebilen özelleştirilmiş bir kumaştan yapılmıştır. Tekstil platformu, bu elektronik şeritlerin dokunması için kanallardan veya ceplerden oluşturulmuştur. Sensör IC'leri ve ara bağlantıları, çip-pasif bileşen montajı, TPU ve yıkanabilir kapsülleme için ek adımlar ile iki katmanlı endüstriyel esnek baskılı devre kartı işlemleri kullanılarak geliştirilmiştir. 18 μm kalınlığında ve 300 μm Cu hat genişliğinde serpantin ara bağlantılardan oluşan ve 75 μm kalınlık ile 700 μm PI hat genişliği arasında sandviçlenen iki katman, inter-entegre olarak toplam dört katın iletişim ağı mimarisi için köprü görevi görmektedir. Gövde uydurma yoluyla gerçekleştirilen kişiye özel yaklaşım, gövdenin eğriliğine tam olarak uyan e-TeCS ile sonuçlanmaktadır. Sıkıştırma gömleğine benzer şekilde uyarlanmış e-TeCS'nin yumuşak ve gerilebilir yapısı, elektronik bileşenler ve cilt arasında yaklaşık 25 mmHg civarında bir basınç değeri ile yakın temasa izin vererek fiziksel rahatlık ve cilt üzerindeki sensör okumalarının gelişmiş hassasiyetini sağlamaktadır. e-TeCS, mekanik-akustik atalet algılama yoluyla 0,1°C doğruluk ve 0,01°C hassasiyetle cilt sıcaklığını, kalp atış

hızını ve solunumu ise 0,0012 m/s^2 hassasiyetle algılayabilmektedir. Örme tekstil elektronik bileşenleri, mekanik ve elektrik performansında önemli bir bozulma olmaksızın 1000 gerdirme döngüsü altında %30'a kadar gerilebilmektedir. Sensör ara bağlantılarının sağlamlığı, yıkanabilirliği ve giysinin nefes alabilirliği ile birlikte her sensörün modelleme aşaması için deneysel ve teorik araştırmalar yapılmıştır. Toplu sonuçlar e-TeCS'in atalet dinamikleri aracılığıyla fiziksel aktivitenin yanı sıra sismokardiyak olaylar ve solunum sırasında 1500 cm^2'lik bir alan üzerinde insan vücudundaki 30 cilt sıcaklığı düğümünü eşzamanlı ve kablosuz olarak izleyebildiğini göstermiştir. Gerçekleştirilen bu çalışma sayesinde fiziksel bir egzersiz sırasında insan vücudu için sıcaklık, solunum ve kalp atış hızı tespiti gibi kablosuz fizyolojik algılama ve fiziksel aktivite izleme e-TeCS'i geliştirilmiştir [261]. Gerinim sensörleri şekil 1.1.'de gösterilmiştir. Ayrıca literatürde geliştirilen kumaş gerinim sensörleri tablo 1.1 de listelenmiştir.



Şekil 1.1. Kumaş gerinim sensörleri. a) ATP gerilim sensörü [252], b) CNY gerilim sensörü [255], c) Anti-bakteriyel gerilim sensörü [256], d) Yüksek oranda gerilebilir tekstil gerilim sensörü [257], e) GF/NF gerilim sensörü [258], f) Ayarlanabilir, giyilebilir mikro çatlaklı dokunmamış kumaş [259], g) Ni@PET-g-PAO/Fe_3O_4 gerinim sensörü [260], h) Elektronik tekstil uyumlu giysi (e-TeCS) [261].

Tablo 1.1. Giyilebilir gerinim sensörlerinin analitik tablosu

Tip	Elementler	Hassasiyet GF	Gerinim aralığı	Metot	Ref.
Metal lif örgü sensör	Paslanmaz çelik lifler	0,75	%0-%30	Örme	[262]
Karbon örgülü sensör	Stabilize karbon lifler	3,0	%0-%30 tüp şeklinde	Örme	[263]
Polimer lif dönüştürücü	Kurs yönünde karbon dolgulu lifler	6,6	%0-%15 çarpıklık	Boru şeklinde	[264]
İletken iplik örme	İletken iplik, karbonlu naylon 6	0,014	0-12 mm	Tek çözgü	[265]
İplik dönüştürücü	Karbon kaplı lif /polyester/likra	1,42	Uzantı	Düz örgü sensör	[266]
Esnek gerinim sensörü	Karbon lif	5,7	%0-%65	İntarsia tekniği ile yapılmıştır	[267]
Tekstil bazlı gerinim sensörü	Gümüş kaplı polimerik iplikten yapılmış ilmekler	10-200	%0-%25	CCF'lerin çift sargısı	[268]
Gerilebilir Gerinim Sensörü	Ag nano duvarlar ince film	0,75	Maksimum %200	Tek çözgü kumaş	[269]
Tekstil bazlı gerinim sensörü	Polyester iplikle bükülmüş PA lif kaplı karbon parçacıkları	2 ile 14	%40	Elastomerik iplikli kumaş	[270]
	Gümüş nanoparçacık	~0,3	%70	PDMS	[271]
Gerilebilir gerinim sensörü	Polimer kapsüllü	2,5	%30	Likra lifi ile sarılmış	[272]

Optik FBG sensörü	FBG sensörü	~0,8	%20	Polyester iplikler	[273]
Kuvvet sensörleri	İçeren kopolimerler		%0,04	PDMS	[274]
	Silikon ve poliüretan	7,796-2,835		Optik lif	[275]
Tekstil bazlı	Gümüş nanoparçacıklar	0,2 ile 1		Çok modlu optik lif	[276]
İvmeölçer	PU/PEDOT: PSS lifleri	1,4	%160	Pamuk lifi	[277]
Esnek gerinim sensörü	Grafen nanoplateletler/PVA/NCYR ipliği	7	%100	Reklam	[278]
Esnek gerinim sensörü	Grafen/gümüş nanoparçacık kompozit	70,6	%50	Elastan iplik	[279]
Esnek gerinim sensörü	CPC@PU iplik	12,1	%1	Katman katman kendi kendine montaj	[280]
Esnek gerinim sensörü	Grafit oksit-PVDF kompozit	1,9	%0,1	Sandviç yapısı	[281]
Esnek gerinim sensörü	Askıya alınmış grafen nano şerit	15	%3	Kaplama	[282]
Esnek gerinim sensörü	Perkolatif grafen filmi	233	%1,7	Eriyik presleme ile bir film	[283]
Esnek gerinim sensörü	Grafen/polidimetil siloksan kompozit	4,3	%2	Askıya alınmış bir grafen cihazı	[284]
Esnek gerinim sensörü	Polipropilen/karbon nanolif	0,5	~%1	Püskürtme	[285]

Esnek gerinim sensörü	KNT ipliği	<14	%1	Döküm	[286]
Esnek gerinim sensörü	KNT ipliği	4	%500	Çift vidalı ekstrüzyon	[287]
Esnek gerinim sensörü	TPU/KNT/TPU ipliği	86,8	%25	Döndürerek geniş bükümler	[288]
Esnek gerinim sensörü	CNY/PU	2,2	%2	Döndürerek geniş bükümler	[289]
Esnek gerinim sensörü	AgNW/Ecoflex/PDMS	277-1700	%50	Kaplama	[290]
Esnek gerinim sensörü	AgNW/AuNW/PDMS	0,7	%5	Kaplama	[291]
Esnek gerinim sensörü	RGO/SWKNT/kumaş	236	%11,6	Kaplama	[292]
Esnek gerinim sensörü	RGO/kumaş	4	%40,6	Döküm	[293]
Esnek gerinim sensörü	RGO/fibröz paspaslar	18,5	%100	LBL montajı	[294]
Esnek gerinim sensörü	KNT'ler-CB/PDMS	79	%300	Kaplama	[295]
Esnek gerinim sensörü	Grafen film/naylon kumaş	13,1	%19	Daldırma	[296]

1.6.2. Basınç sensörleri

Basınç sensörleri yaygın olarak ya elektronik cihazlarda anahtarlar ve arayüzler olarak ya da kullanıcının yaşamsal belirtilerini izlemek için kullanılır. Giysi, çorap, ayakkabı, yastık, kemer, kafa bandı ve hatta yataklara entegre edilebilmeleri nedeniyle spor, yaşlı bakımı, teşhis ve insan hareket algılama gibi çeşitli uygulamaları için tekstil tabanlı basınç sensörü araştırmaları yapılmıştır [297]. Yataklara tıbbi gözlem için basınç sensörleri dahil edilmiştir. Ayrıca basınç sensörlerinin spor giyim, iç giyim ve sokak modasında kullanılan tekstil klavyeleri ile dokunmatik yüzeylerin geliştirilmesi gibi çeşitli ticari uygulamaları yapılmıştır. İki iletken tekstil elektrot tabakası arasına yerleştirilmiş bir ara malzeme kullanılarak çeşitli basınç sensörleri geliştirilmiştir. Elektrotlar, iletken ipliklerin veya malzemelerin dokumaya işlenmesi veya kaplanmasıyla elde edilmektedir. Basınca duyarlı diğer ara alternatifler, elektro aktif polimerlerdir [298]. Tekstilde kullanılan basınç sensörlerinin çeşitleri aşağıdaki bölümlerde açıklanmıştır.

1.6.2.1. Piezoelektrik sensörler

Piezoelektrik etki, çoğunlukla mekanik enerjinin elektrik enerjisine dönüştürülmesi olarak açıklanmaktadır. Piezoelektrik sensörlerde piezoelektrik malzemeler mekanik olarak uyarıldıklarında bir elektrik alanı oluştuğu için basınç, çekme kuvvetleri, sıkıştırma kuvvetleri ve burulma gibi farklı fiziksel uyaranlara tepki olarak bir basınç farkı ortaya çıkmaktadır. Bu sensörler ayrıca şekil algılama, ses tanıma ve ses çıkarma için de kullanılabilmektedir. Bu sensörler doğrudan kumaşlara eklenebilen, dokunabilen veya uygulanabilen koaksiyel kablolar, filmler ve boyalar gibi farklı formlarda olabilmektedir. Çeşitli kumaş gerinim sensörlerinin örnekleri aşağıda açıklanmıştır.

Fonksiyonel hale getirilmiş GNP'ler (F-GNP) ve boyutlandırma ajanının karıştırılmasıyla cam lifi kumaşların kaplanmasına dayanan kendi kendini algılayan kompozit malzemeler karakterize edilmiştir [299]. F-GNP'lerin dağılımı, prob ile sonikasyonu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Cam lifi kumaşlar, daldırma kaplama ile emprenye edilerek 150°C'de kurutulmuştur. Kaplamalı kumaşlar, çok ölçekli kompozit malzemelerde takviye olarak kullanılmıştır. Kompozit malzemeler üretmek için vakum destekli reçine infüzyon kalıplama kullanılmıştır. Hasar oryantasyonu ve hassasiyete bağımlılığı açıklamak için doğrudan kaplanmış kumaşlarda ve çok ölçekli kompozit malzemelerde farklı

konfigürasyonlarda hasar indüklenmiştir. F-GNP'lerin tek tek lifler boyunca dağılımı nedeniyle kaplanmış kumaşların hasara karşı 90°'de 0°'den daha fazla daha hassas olduğu görülmüştür. Ardından lif sayısının daha fazla olduğu yönde daha fazla sayıda elektriksel iletken yolun kırılmasına neden olmuştur. Çok ölçekli kompozit malzemeler, nano plateletler tarafından oluşturulan elektriksel olarak iletken yolların kırılmasına neden olan elektrik direncindeki ani artışlar aracılığıyla hasarı tespit etme ve bulma kapasitesi göstermiştir. Bu durumun izole yanıtların analiz edilmesi gereken uygulamalarda avantajlı olduğu açıklanmıştır. Drapaj işlemi yardımıyla vakum torbalı gaz giderme kalıplama ile üretilen karmaşık şekilli kompozit yapıların hasar tespiti için poliviniliden florür-trifloroetilen (PVDF-TrFE) kumaş sensörü yapılmıştır [300]. PVDF-TrFE kopolimeri TrFE birimlerini PVDF zincirlerine dahil etmek piezoelektrik performansı önemli ölçüde düşürmediği için yapılan bir çalışmada kumaş sensörü ana malzemesi olarak PVDF-TrFE seçilmiştir. Kumaş sensörü, laminasyon yöntemiyle üretilmiş çift katmanlı PVDF-TrFE şerit ile düz dokuma konfigürasyonunda dokunmuştur. Gerçekleştirilen bu çalışmada kesişen iki şerit birimi arasındaki aktive edici kısım olarak gösterilen kesişen bölge, aktive edilerek dış bir mekanik uyarıya tepki olarak bir elektrik sinyali üretebilmiştir. Karbon/epoksi kumaş kompozit prepregden yapılmış bir kubbe yapısı imal etmek için özel mastarlar ve evrensel bir test makinesi kullanılarak bir döküm işlemi gerçekleştirilmiştir. Deneysel sonuçlardan 3D şekilli karbon/epoksi kompozit yapıda hasar tespiti için bir kumaş sensörünün uygulanabilirliği kanıtlanmıştır. PVDF-TrFE kumaş sensörü oldukça esnek olduğu için bir darbenin neden olduğu stres dalgasını algılayabilmektedir. Genlik ve frekans gibi sinyal özellikleri, sensör yerleştirme konumundan ve yerel lif yönlerinden etkilenebilmektedir. Kumaş sensör, servis durumu sırasında dış yükler nedeniyle zamanla değişen voltaj sinyallerini basitçe karşılaştırarak kanatlar gibi karmaşık şekle sahip iyi tanımlanmış kompozit yapıların yapısal bütünlüğünü kontrol etmek için art arda kullanılabilmektedir.

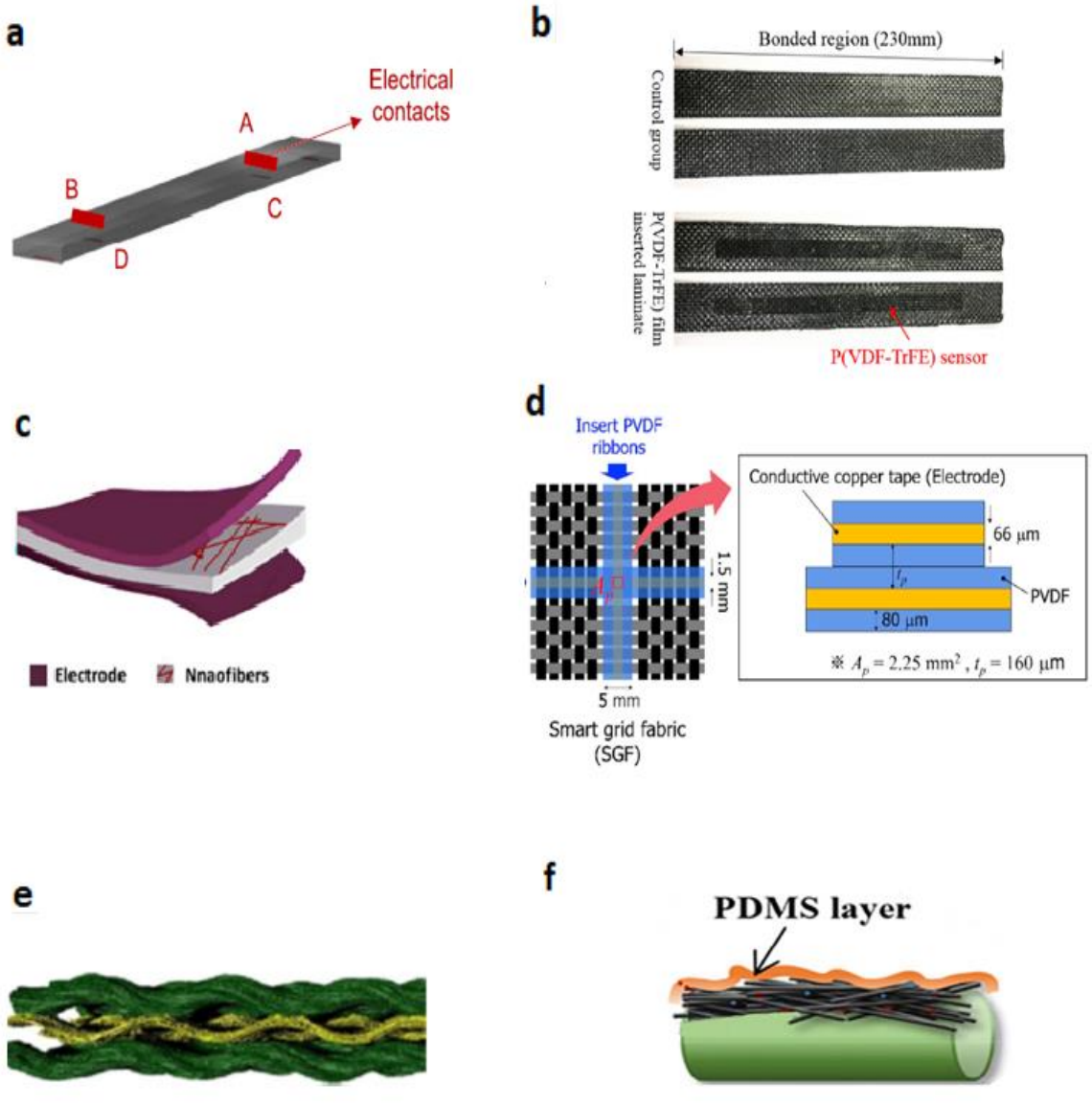
Yapılan başka bir çalışmada elektroeğrilmiş PVDF/BaTiO3 nanotel ve nanokompozit liflere dayalı bir piezoelektrik basınç sensöründen oluşan kablosuz bir piezoelektrik cihaz geliştirilmiştir [301]. Sentetik $BaTiO_3$ NW'ler, DMF/aseton çözücü içinde dağıtılarak bu karışıma ultrason uygulanmıştır. PVDF, nihai bir çözelti elde etmek için sürekli karıştırılarak bu kompleks içinde çözündürülmüştür. $BaTiO_3$ NW'lerin homojen dağılımını garanti altına alabilmek adına bu çözelti elektro-eğirme işleminden önce 30

dakika boyunca başka bir ultrasona tabi tutulmuştur. PVDF/$BaTiO_3$ NW nanoliflerinin elektro-eğirme işlemine sokulması için toplayıcı olarak dönen bir tambur tedarik edilmiştir. Numuneler 6 saat boyunca elektro-eğirme işlemine tabi tutulmuştur ve tüm deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. İnsan hareketinin piezoelektrik sinyalleri zaman gecikmesi olmaksızın Android işletim sistemine sahip bir cep telefonuna uygulama tarafından iletilerek cep telefonunda bu uygulama sayesinde görüntülenebilmiştir. Farklı hareket tarzları veya farklı kişiler için farklı sinyal eğrileri gözlemlenmiştir. Piezoelektrik sinyaller, zayıflama olmaksızın 8 m'lik bir mesafe boyunca iletilebilmektedir. Bu özellikleri sayesinde piezoelektrik sensörler rehabilitasyon ve spor tıbbı alanlarında olduğu gibi giyilebilir tıbbi elektronik ürünleri için de potansiyel olarak kabul görmüştür. Çift eğrilikleri veya ani geometrik değişiklikleri olan karmaşık şekilli kompozit yapılar için geniş alanlı izleme yapabilen yeni yapısal sağlık izleme sistemi geliştirilmiştir [302]. Temel bileşen malzemesi PVDF olan ticari olarak temin edilebilen piezoelektrik filmler kullanılmıştır. Izgara sensör ünitesini oluşturmak için 5 mm genişliğinde iki PVDF şeridi, ortasında iletken bir Cu bantla lamine edilmiştir. Bu çalışmada Cu elektrot ve iletken karbon lifler arasında temas olmadığı bildirilmiştir. Numuneler, sıradan prepregler arasında üst üste kümelenmesiyle kompozit yapıların bir parçası olabilen PVDF şeritleri ve karbon kuru kumaş içeren akıllı grid kumaş (SGF) kullanılarak üretilmiştir. PVDF şeritleri, sıradan karbon kuru kumaşınkine benzer bir kalınlığa sahip olacak şekilde imal edilmiştir. SGF'yi hazırlamak için ticari bir düz karbon kuru kumaştaki birtakım karbon lifi, hazırlanan PVDF şeritleri ile değiştirilmiştir. Tespit edilen frekans bileşenlerinin sinyal işleme ve numunelerin mikroskobik gözlemi sonuçlarına göre farklı darbe enerjisi koşulları altında numune arızalarıyla iyi bir şekilde eşleştiği görülmüştür. Lif takviyeli kompozit yapının arıza indeksi ile sönüm oranının değişimi arasında doğrusal bir ilişki olduğu tespit edilmiştir. Bunun sonucunda ızgara kumaş sensörü kullanılarak yapının hasar seviyesi etkin bir şekilde ölçülmüştür.

Lif takviyeli plastik (FRP) kompozitlerine entegrasyon için dokuma kumaş bazlı piezoelektrik darbe ve bükme sensörlerinin geliştirilmesi ve uygulanmasını anlatan bir çalışma da yapılmıştır [303]. Sensörlü takviye yapısına sahip FRP kompozit, elektriksel olarak iletken, elektriksel olarak yalıtkan ve piezoelektrik malzemelerden oluşan iki boyutlu birkaç dokuma kumaş katmanının belirli bir şekilde katmanlanmasıyla elde edilmiştir. Takviye ortamı olarak normal karbon veya cam liflerinin yerine bir polyester

lifi kullanılmıştır. Güçlendirici lif ve yalıtım için yüksek mukavemetli PET filament iplik kullanılmıştır. Elektrotlar ve karbon lif yerine gümüş kaplı ve dolayısıyla yüksek iletkenliğe sahip (yaklaşık 30 Ω/m) PA 6.6 filamentlerinden yapılmış bir iplik ve piezoelektrik ara katman için bir PVDF multifilament iplik kullanılmıştır. FRP kompozitlerinin yapımı, çok katmanlı numunelerin laminasyonu, membran destekli düşük basınçlı infüzyon tekniği ile vakum destekli olarak gerçekleştirilmiştir. Konsolidasyondan sonra Cu bant, sertleştirilmiş reçine uzaklaştırılarak açığa çıkarılmış ve bir kabloya lehimlenmiştir. Dinamik testin değerlendirilmesiyle sensörlerin her türlü yüke duyarlı olduğu sonucuna varılmıştır. Bileşen yük seviyesi (sapma ve kuvvet) piezoelektrik sinyalden belirlenebilmiştir. Ayrıca bükülen kiriş teorisine göre duyusal yapı, bileşen kesitine asimetrik olarak yerleştirildiğinde daha yüksek bir sensör sinyali elde edilebilmiştir.

Literatürdeki başka bir çalışmada ise karboksilatlı ve aminli çok duvarlı karbon nanotüplerin birleştirilmesi ve PDMS ile modifiye edilmesiyle iletken süper hidrofobik pamuklu bir kumaş üretilerek ve bu kumaşın yağ-su ayırma ve insan hareketi algılama alanlarındaki uygulamaları araştırılmıştır [304]. ÇDKNTs-COOH ve ÇDKNTs-NH_2 stabil süspansiyonlar oluşturmak için sonikasyon yoluyla sırasıyla deiyonize suya ilave edilmiştir. Bu işlemlerden sonra pamuklu kumaş dönüşümlü olarak bu çözeltilere daldırılarak ÇDKNTs-NH_2/ÇDKNTs-COOH çift tabakasının bir araya getirilmesi için ÇDKNTs-NH_2 süspansiyonu ve ÇDKNTs-COOH süspansiyonu içirişinde karıştırmaya tabi tutulmuştur. Montaj, yeterli pürüzlülük ve iletken yollara sahip istenen sayıda çift tabaka elde etmek adına bu işlemler farklı döngüler için tekrarlanmıştır. En son olarak pamuklu kumaş, kütle konsantrasyonu ağırlıkça %5 olan PDMS'nin heksan çözeltisi içine daldırılarak 5 dakika boyunca karıştırılıp daha sonra vakumlu bir fırına aktarılmıştır. ÇDKNT'lerin katman katman montajı ve PDMS'nin modifikasyonu yoluyla hedeflenen iletken süper hidrofobik pamuklu kumaş başarıyla üretilmiştir. Üretilen bu pamuklu kumaş, süper hidrofobikliğe ulaşmış ve yağ-su ayrımında yüksek verimlilik ve mükemmel yeniden kullanılabilirlik özelliği göstermiştir. Süper hidrofobiklik ve iletkenliğin birleşiminden yararlanan kumaş tabanlı basınç sensörünün ıslak ve nemli koşullarda bile parmak bükme, bilek hareketleri, yürüme ve koşma gibi insan hareketlerini algılamada kararlı ve düzenli tepkilere sahip olduğu görülmüştür. Şekil 1.2.'de piezoelektrik basınç sensörleri gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Piezoelektrik basınç sensörleri. a) Kendinden sensörlü kompozit malzeme [299], b) PVDF-TrFE kumaş sensörü [300], c) Piezoelektrik basınç sensörünün şeması ve fotoğrafı [301], d) SGF numunesi [302], e) CT-Duyusal alanın taranması: elektrot ipliği: yeşil; piezoelektrik iplik: sarı [303], f) İletken süper hidrofobik pamuklu kumaş [304].

1.6.2.2. Triboelektrik sensörler

Çeşitli eklem hareketleri gibi insan faaliyetlerinin tespiti için giyilebilir ve şekle uyarlanabilir elektronik tekstil ürünlerinin üretimi için gittikçe artan bir talep vardır. Tribo elektrifikasyon etkisine ve elektrostatik indüksiyona dayalı giyilebilir triboelektrik cihazlar, son zamanlarda bu alanda kendi kendine yeterli ve sürekli bir güç kaynağı olarak hizmet vermektedir [305]. Düşük maliyeti, basit yapısı ve evrensel kullanılabilirliği göz önüne alındığında triboelektrik cihazlar, giyilebilir elektronikte büyük ilgi görmüştür. Çeşitli giyilebilir triboelektrik sensör örnekleri aşağıda açıklanmıştır.

Literatürdeki bir çalışmada enerji hasadı, fiziksel algılama gibi çoklu işlevlerle basit bir daldırma kaplama yöntemi yardımıyla üretilen akıllı bir tekstil ürünü geliştirilmiştir [306]. PEDOT: PSS fonksiyonelleştirilmiş tekstil ilk olarak daldırma kaplama yöntemiyle üretilmiştir. PEDOT: PSS çözeltisi, kaplama çözeltisi içinde ağırlıkça %12,5'lik bir orana gelene kadar distile su ile seyreltilmiştir. Ardından bu çözeltiden silikon kauçuk ince bir film hazırlanmıştır. Daha sonra bu karışım gerekli miktarda Eko Flex Lend karıştırılarak ince film dökümü için kalıba dökülerek kürlenmiştir. Son olarak hem tekstil hem de silikon kauçuk için tasarlanmış aralıklar yardımıyla tekstilin silikon kauçuk ince film üzerine dikilerek sabitlenmesiyle kemer şekli oluşturulmuştur. %10 ile %160 arasında geniş bir gerinim algılama aralığına sahip, yüksekliği değişen çok arklı bir gerinim sensörü geliştirilmiştir. PEDOT: PSS kaplı tekstil ve PTFE tabakası ile maksimum 2 W/m^2'lik bir çıkış gücü yoğunluğu elde edilmiştir ve buradaki empedans 14 MΩ olarak ölçülmüştür.

Başka bir çalışmada ise Amerikan İşaret Dili yorumlaması ve robotik el kontrolü için el hareketlerini izlemek adına insan parmaklarına monte edilen yay şeklindeki gerilme sensörleri üzerine bir araştırma yapılmıştır. Bu çalışmada in situ polimerizasyon ile bir triboelektrik nano jeneratör (TENG) tasarlamak için PANI kaplı yıpranmış pamuklu tekstil (PANI@WCT), pozitif bir triboelektrik malzeme ve elektrot olarak kullanılıştır [307]. PANI@WCT tabanlı TENG (PW-TENG) cihazının üretilebilmesi için iki PANI@ WCT numunesi iki akrilik substratın merkezine yapıştırılmıştır. Ayrıca alüminyum şeritler, PANI@WCT ile köpük bant arasına yerleştirilerek PW-TENG'in performansının analiz edilebilmesi için elektrik bağlantıları olarak kullanılmıştır. PANI@WCTs/akrilik substratlardan biri olan PW-TENG'nin alt kısmı, diğeri ise üst kısmı olarak kullanılmıştır.

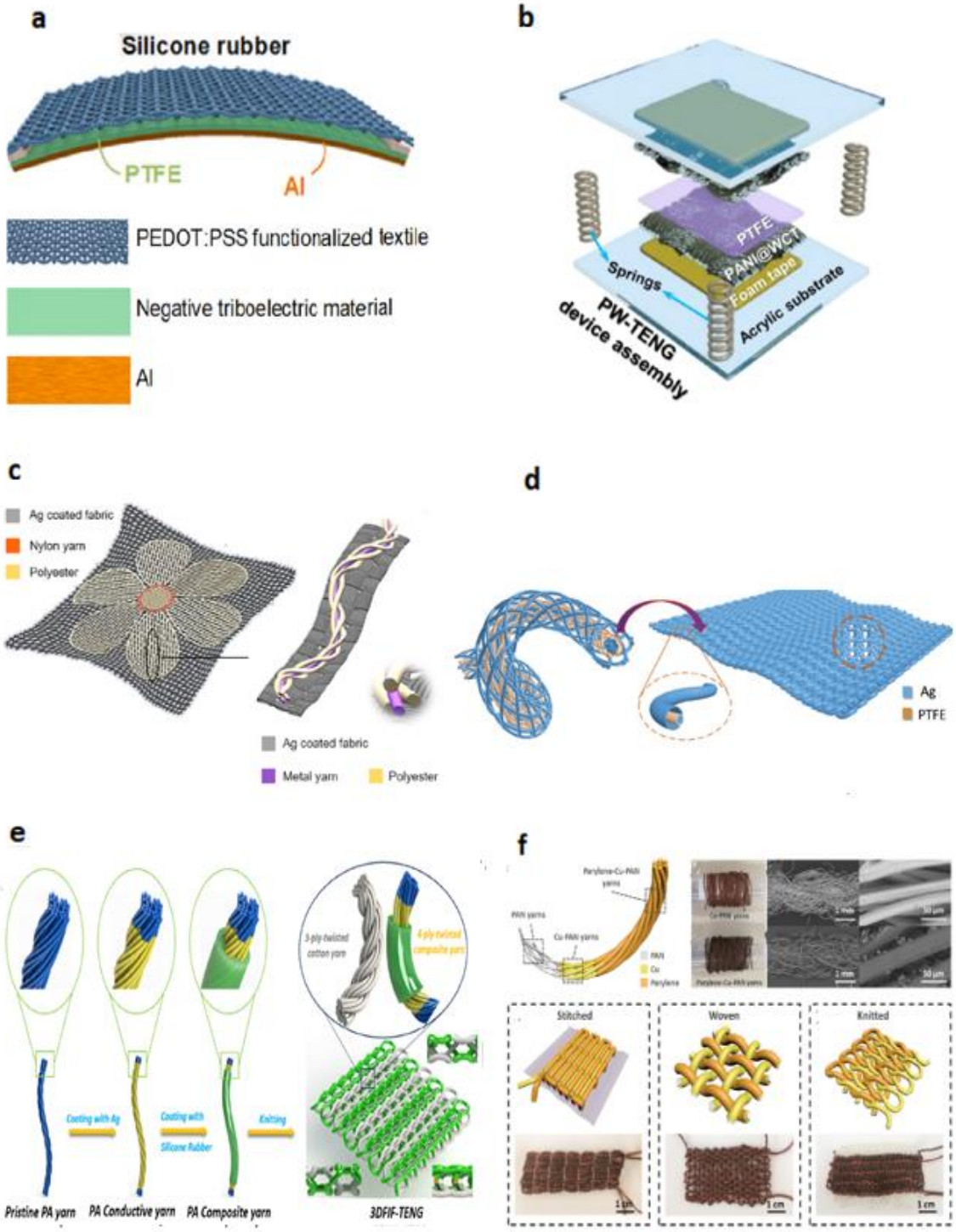
Ayrıca alt PANI@WCT/akrilik substrat üzerine tek taraflı yapıştırıcıya sahip bir politetrafloroetilen (PTFE) film dikkatlice monte edilmiştir. Bu iki parça, akrilik alt tabakaların köşelerine yaklaşık 3-4 mm boşluk olacak şekilde dört yay şeklinde yapıştırılarak birleştirilmiştir. Dört yay, dış bir sıkıştırma kuvveti altında iki aktif PW-TENG malzemesinin temasla ayrılmasını sağlamıştır. PW-TENG cihazının en yüksek Açık Devre Voltajı VOC, ısa Devre Akımı ISC ve güç yoğunluğu değerleri 5 N sıkıştırma kuvvetinde yaklaşık 350 V, yaklaşık 45 μA ve 11,25 W/m^2 olarak ölçülmüştür. Ayrıca PW-TENG, uzun süreli döngüsel sıkıştırma işlemlerinden sonra bile sabit bir elektrik performansı göstermiştir. Sonuç olarak PW-TENG cihazının insan hareketlerini algılamak için kullanılabileceği ve güç kaynağı olarak kendi kendine yetebileceği bulunmuştur.

Bir diğer çalışmada kendinden güç sağlayan kişiselleştirilmiş sağlık hizmetleri için kablosuz biyoizleme sistemine sahip oldukça esnek ve ölçeklenebilir tekstil tabanlı sensör (TS) sistemi üretildi [308]. Elde edilen insan nabız dalga sinyallerinin zamanında işlenmesi, hastanın sağlık verilerinin bir arayüz aracılığıyla bir akıllı telefona kablosuz olarak iletmesi ve görüntülemesi için bir kablosuz biyoizleme sistemi (WBS) geliştirilmiştir. Bu çalışmada ilk olarak polyester kumaşlar, ultrasonik olarak temizlenmiş, daha sonra hidrofilikliği iyileştirmek için nitrik asit çözeltisine daldırılmıştır. Yıkama ve kurutma işlemlerinden sonra gümüş (Ag) kaplı iletken kumaşlar elde edilmiştir. Esnek TS, polyester tekstilini imal etmek için triboelektrik katmanlardan ve elektrotlardan biri olarak işlev gören Ag ile kaplanmıştır. Yaprakları yapmak için ilk önce merkezde naylon iplikle çevrili çiçek çekirdeği olarak 3 katlı bükümlü polyester-metal hibrit lif çapraz olarak dikilmiştir. Polyester-metal hibrit lifler, Ag kaplı kumaşın alt yüzeyinden üst yüzeye dikilmiştir. 0,1 kPa ila 4,3 kPa arasında geniş bir basınç aralığında 3,88 V/kPa'lık mükemmel bir hassasiyetle TS tabanlı WBS, 80000 döngü sürekli çalışma sonrasında yüksek mekanik dayanıklılık ve algılama güvenilirliği sergilemiştir. Kardiyovasküler hastalıkların değerlendirilmesi ve teşhisi için yaşlı, zayıf insanlardan bile nabız dalga sinyallerinin doğru bir şekilde karakterize edilebilmesi için çok hassas bir şekilde çalışılması gerekmektedir. Lif şekilli koaksiyel tribo-sensör (SET), Ag iplik ve PTFE iplik ile üretilmiştir. Bu üretimle elde edilen SET, tatmin edici nefes alabilirliği, iyi yıkanabilirliği ve arzu edilen esnekliği sayesinde kumaşlarla iyi bir şekilde

bütünleşir [309]. Ticari Ag lif kumaş, PTFE ve PVA, SET için kullanılan malzemelerdir. SET, ticari bir örgü makinesi aracılığıyla üretilmiştir. İlk olarak PTFE, Ag lif kumaşın etrafına yüksek hızda dokunmuştur. Ardından bu ikisi birbirine sıkıca bükülmüştür. Daha sonra farklı katmanlara sahip PVA, elde edilen bu PTFE katmanı etrafında döndürülmüştür. Bu aşamadan sonra ise üç katmanlı PVA'ya sahip bükümlü lif kumaşlar, farklı bir çekme kuvveti altında başka bir gümüş katmanla örülmüştür. Son olarak önceden elde edilen kumaşlar, PVA'nın tamamen çözülebilmesi için su içerisinde ultrason işleminden geçirilmiştir. Üretilen SET, havada ultra nefes alabilirlik, yüksek hassasiyet, hızlı tepki süresi ve kararlı çıkış performansı göstermiştir. Elektronik tekstilin sırasıyla 8 V ve 90 nA yüksek çıkış voltajına ve akımına sahip olduğu bildirilmiştir. Bu arada yaklaşık 100 MΩ'luk bir dış dirençte 4,0 mW/m^2'lik bir tepe güç yoğunluğu elde edilmiştir. SET aynı zamanda insan vücudunun hareketlerini hassas ve aktif bir şekilde izleyebilmektedir. Bu özellikleri SET'lere kendi kendine çalışan aktif hareket sensörleri olarak kullanılabilecek potansiyel bir uygulama alanı sağlamaktadır.

Gerçekleştirilen başka bir çalışmada ise kendi kendine güç sağlayan, gerilebilir ve alt tabaka içermeyen giyilebilir TENG sensörleri (kol bükülme derecesini tespit etmek için bir bükme sensörü, basınç sensörleri gibi) ve enerji toplama cihazları olarak çift iğne yataklı düz örgü makinesi teknolojisi şeklinde 3D çift yüzlü interlok kumaş triboelektrik nano jeneratörü (3DFIF-TENG) tasarlanmıştır [310]. İnterlok kumaş hem pamuk ipliği hem de PA kompozit iplik kullanılarak örülmüştür. İnterlok yapısını elde etmek için iki rib dikiş yapısı, iki bitişik ilmek sisteminin iki ipliği ile örülmüştür. Bu sistemlerden birinde pamuk ipliği kullanılmıştır, diğerinde ise PA kompozit iplik kullanılmıştır. Bu çalışmadaki boyuna yön ilmekleri (dikiş ipi) de aynı ipliklerdendi (pamuk ve PA kompozit iplik). Pamuk ipliğiyle örülmüş bir kabartma dikiş ve PA kompozit iplikle örülmüş diğer kabartma dikişi, enine yön ilmeklerinde (dikiş seyri) dönüşümlü olarak düzenlenmiştir. 3D çift yüzlü kumaş bazlı TENG'e dayalı olarak minyatür, kendi kendine yapılan bir ahşap dokuma tezgahında iç çözgü yerleştirme ve atkı yerleştirme yapısı ile daha fazla interlok kumaş dikimi planlanmıştır. Her iki sıraya da bir iplik konulmuştur. PA kompozit iplik, iç çözgü yerleştirme ve atkı yerleştirme ipliği olarak seçilmiştir. Bu giyilebilir TENG özel yapısı sayesinde hem sadece elle dokunarak LED'lerin yakılabilmesi için insan hareketinden enerji toplamıştır hem de kendi kendine kullanılabilen güçlendirilmiş çok fonksiyonlu sensörleri yardımıyla diğer triboelektrik

malzemeleri kullanmadan bükülerek ve esnetilerek elektrik üretebilmiştir. Çıktı sonuçlarına göre 3DFIF-TENG bükülme sensörünün el basıncı sensörü ve ağırlık yastığı sensörü olarak kullanılabileceği bildirilmiştir. Makinede yıkanabilir ve mükemmel nefes alabilirliğe sahip TENG bazlı tekstil basınç sensörleri, sağlam Cu kaplı poliakrilonitril (Cu-PAN) iplikleri ve parilen kaplı Cu-PAN (parilen-Cu-PAN) iplikleri birbirine geçirmek için makineler kullanılarak üretilmiştir [311]. Tekstil basınç sensörleri dikiş, dokuma ve örme olmak üzere üç farklı geleneksel tekstil üretim teknolojisi ile Cu-PAN iplikleri ve parilen-Cu-PAN iplikleri ile imal edilmiştir. Bu imalatlar için Cu-PAN ve parilen-Cu-PAN ipliklerini hazırlamak adına mükemmel yumuşaklıkları, düşük maliyetleri ve çeşitli giyim ile ev tekstillerinde geniş kullanımları nedeniyle ticari PAN iplikleri substrat olarak seçilmiştir. Cu-PAN iplikleri ilk olarak polimer destekli metal biriktirme (PAMD) yöntemiyle elde edilmiştir. Parilen-Cu-PAN ipliğini imal etmek için Cu-PAN ipliği üzerine oda sıcaklığında kimyasal buhar biriktirme ile 5 μm kalınlığında bir parilen tabakası kaplanmıştır. Daha sonra üç farklı geleneksel tekstil üretim yaklaşımıyla tekstil basınç sensörleri üretilmiştir. Dikişli basınç sensörlü kumaş için Cu-PAN ve parilen-Cu-PAN iplikleri, ticari çözgülü örme kumaş olan bir örgü kumaş parçasının yüzeyine dönüşümlü olarak dikilmiştir. Sonuç olarak iplik elektrotları birbirine paralel bir konfigürasyonla yan yana yerleştirilmiştir. Dokuma basınç sensörlü kumaş, çözgü olarak düz dokuma Cu-PAN iplikleri ve atkı olarak parilen-Cu-PAN iplikleri ile üretilmiştir. Örme basınç sensörlü kumaşta ipliklerin kıvrımlı bir yol izleyerek kumaşı oluşturabilmesi için Cu-PAN ilmekleri ve parilen-Cu-PAN ilmeklerinden oluşan alternatif bir rota imal edilmiştir. Sonuç olarak Cu-PAN iplikleri ve parilen-Cu-PAN iplikleri birbirine geçirilerek dikişli, dokuma ve örme tekstil yapılarına sahip TENG'lere dayalı tekstil basınç sensörleri üretilmiştir. Cu-PAN ipliklerinde ve parilen-Cu-PAN ipliklerinde elde edilen benzer ve sağlam mekanik özellikler, cihaz üretimi için farklı tekstil endüstrisi uyumlu teknolojilerin benimsenmesini mümkün kılmıştır. Yıkama sonrası cihazlar üzerinde yapılan araştırmalar, cihazların hassasiyetinin, çalışma aralığının, lineerliğinin, yıkanabilirliğinin, iplikler arasında temas eden şekillendirilmiş yapının, yapısal kararlılık ile mekanik durumunun yüzeyin farklı özelliklerine yol açan tekstil yapılarına büyük ölçüde bağlı olduğunu göstermiştir. Şekil 1.3.'te Triboelektrik basınç sensörleri gösterilmektedir.



Şekil 1.3. Triboelektrik basınç sensörleri. a) PEDOT: PSS işlevselleştirilmiş pamuklu tekstil [306], b) PANI@WCT tabanlı TENG cihazı [307], c) Fabrikasyon olarak tekstil tabanlı sensörün (TS) [308] şematik gösterimi, d) Şematik gösterim koaksiyel yapıya sahip SET'in [309], e) Özlü-kılıf ipliğinin ve 3DFIF-TENG'in imalat süreci [310], f) Cu-PAN ipliklerinin ve parilen-Cu-PAN ipliklerinin şematik gösterimleri [311].

1.6.2.3. Kapasitif sensörler

Kapasitif bir basınç sensörü, basit tasarımı, düşük güç tüketimi, kabul edilebilir hassasiyeti ve yüksek kararlılığı bakımından avantajlara sahiptir. Kapasitif basınç sensörü, iki uyumlu iletken katmandan (iletken kumaşlar gibi) ve esnek aralayıcılardan (köpükler, kumaş ayırıcılar ve yumuşak polimerler gibi esnek dielektrik) oluşan bir paralel plakalı kapasitör prensibini kullanmaktadır. Genellikle kapasitif basınç sensörleri, kumaş alt tabakaya dikilebilen, yapıştırılabilen ve diğer elektronik aksamlara veya tellere entegre edilebilen tekstiller üzerinde yapılmaktadır. Tekstil kapasitörleri, dielektrik maddelerle ayrılmış iletken plakalar gibi davranan uyumlu iletken malzemelerden de yapılabilmektedir. İletken plakalar, iletken iplik/kumaşlarla dokunabilir, dikilebilir, işlenebilir veya iletken mürekkepler veya iletken polimerler ile boyanabilir, basılabilir, püskürtülebilir veya taranabilir [312]. Kapasitif kumaş sensörleri genellikle basınç ve dokunsal algılama uygulamaları için tasarlanmıştır. Kumaşlara uygulama için birçok farklı tasarım ve malzeme ile test edilerek prototipleşmiştir. Çeşitli giyilebilir kapasitif sensör örnekleri aşağıda açıklanmıştır.

Literatürdeki bir çalışmada yeni bir foto kürleme işlemi kullanan iyon destekli basınca duyarlı bir tekstil üzerine bir araştırma yapılmıştır [313]. Foto sertleştirilmiş florlu polimer poliviniliden florürkoheksafloro propen (PVDF-HFP) ve şeffaf bir PDMS kalıbı kullanılarak bir tekstil üzerinde oldukça hassas bir PVDF-HFP piramit dizisi başarıyla üretilmiştir. İletken tekstil elektrot, gümüş bir macunla daldırma kalem baskısı yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Kürlenmiş floropolimer film, basınç algılama ölçümü için yapılmıştır. PDMS ve bir sertleştirme maddesi, 10:1 (a/a) oranında iyice karıştırılmıştır. Daha sonra bu karışımdan 300 μL'lik bir miktar, modifiye edilmiş bir kalıba dökülerek PET tekstillerle kaplanmıştır. PDMS numuneleri sertleştirilerek piramitli PDMS numuneleri elde edilmiştir. Ayrıca sensörler, iyonik katkı maddesi tetrabutilamonyum perklorat (TBAP) ile katkılandıktan sonra artırılmış dielektrik sabiti nedeniyle gelişmiş hassasiyet göstermiştir. Dielektrik sabiti, az miktarda TBAP (ağırlıkça %2) ile katkılamadan sonra önemli bir artış göstermiştir. İyon katkısı nedeniyle tekstil basınç sensörlerinin hassasiyetinin PDMS tabanlı olan (0,19 kPa^{-1}) sensöre göre daha yüksek (0,73 kPa^{-1}) olduğu görülmüştür. Bu çalışmada akıllı tekstiller için kapasitif basınç sensörünün performansını artırmak için bir tasarım stratejisi oluşturulmuştur.

Yapılan başka bir çalışmada yüksek hassasiyet sunan tamamen örme tekstil tabanlı kapasitif bir basınç sensörü hazırlanmıştır [314]. Bu çalışmada basit bir iki aşamalı daldırma ve kurutma prosedürü uygulanmış; pamuk, bambu ve keten gibi geleneksel selüloz bazlı iplikler, iplik elektrotlarına dönüştürülmüştür. Delaminasyon için yıkamadan sonra çökelti distile suda çözülmüş ve oluşan yeni çözeltiye 2 g lityum klorür ilave edilmiştir. Daha sonra katmanlı tabakalara ayrılmasının kolaylaştırılması için lityum iyonları çok katmanlı MXene'nin ara katman aralıkları arasına girmiştir. MXene çözeltisi, süpernatant koyulaşana kadar santrifüjleme ile dört kez yıkanmıştır. Bu sayede delaminasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Reaksiyona girmemiş Ti_3AlC_2 MAX ve çok katmanlı Ti_3C_2 MXene pullarının ayrılması için 3500 RPM'de 5 dakika santrifüjleme işlemi tekrarlanmıştır. Süpernatan toplanarak tortu, bir sonraki santrifüj döngüsüne başlanmadan önce daha fazla su ile yeniden dağıtılmıştır. Konsantrasyonu arttırmak için MXene dispersiyonu 9000 RPM'de 2 saat boyunca santrifüjlenmiştir. Daha sonra berrak süpernatan dökülerek tortu, bilinen bir hacimde distile su içinde yeniden dağıtılmıştır. MXene yüklemesi ağırlıkça %77 olan ipliklerin 440 S/cm'e kadar iletkenliğe sahip olduğu bildirilmiştir. MXene kaplı pamuk iplikleri, 30°C ile 80°C arasında değişen sıcaklıklarda 45 döngü yıkandıktan sonra sabit MXene yüklemesini korurken minimum direnç artışı göstermiştir. MXene kaplı pamuk ipliği elektrodu, 2 mV/s'de 759,5 mF/cm'lik spesifik bir kapasitans değerine sahip olmuştur. Ayrıca yüksek hassasiyet (yaklaşık olarak 6,02 gösterge faktörü), yaklaşık olarak %20 oranında sıkıştırmaya kadar geniş algılama aralığı ve mükemmel döngü kararlılığı (yaklaşık olarak %14 oranındaki sıkıştırma gerilmesinde 2000 döngü) sunan tamamen örgülü tekstil bazlı bir kapasitif basınç sensörü de hazırlanmıştır.

Bir diğer çalışmada ise optimize edilmiş bir püskürtme işlemi ile elektrot katmanları ve dielektrik katmanları sırasıyla iletken silikon kauçuk ve saf PDMS olan iki tür esnek plaka kapasitör hazırlanmıştır [315]. Kondansatörlerin iç yüzey yapısı kumaş destekli olarak üretilmiştir. Biri normal CSR kondansatörü olarak adlandırılan ve NC (N-CSR/C) olarak kısaltılan ortak bir plaka kapasitör olarak, diğeri ise SFC (SF-CSR/C) olarak kısaltılan, yüzey dokusu yapısal CSR kapasitörü olarak adlandırılan ve yüzey dokusu yapısına sahip bir plaka kapasitör olarak imal edilmiştir. Birincisi iki iletken elektrot ve bir dielektrik katman dahil tüm katmanların yüzeylerinin düz olduğu, NC olarak adlandırılan modifiye edilmemiş bir yapıya sahip olarak gerçeklenmiştir. SFC'ye atıfta bulunan ikinci tür ise

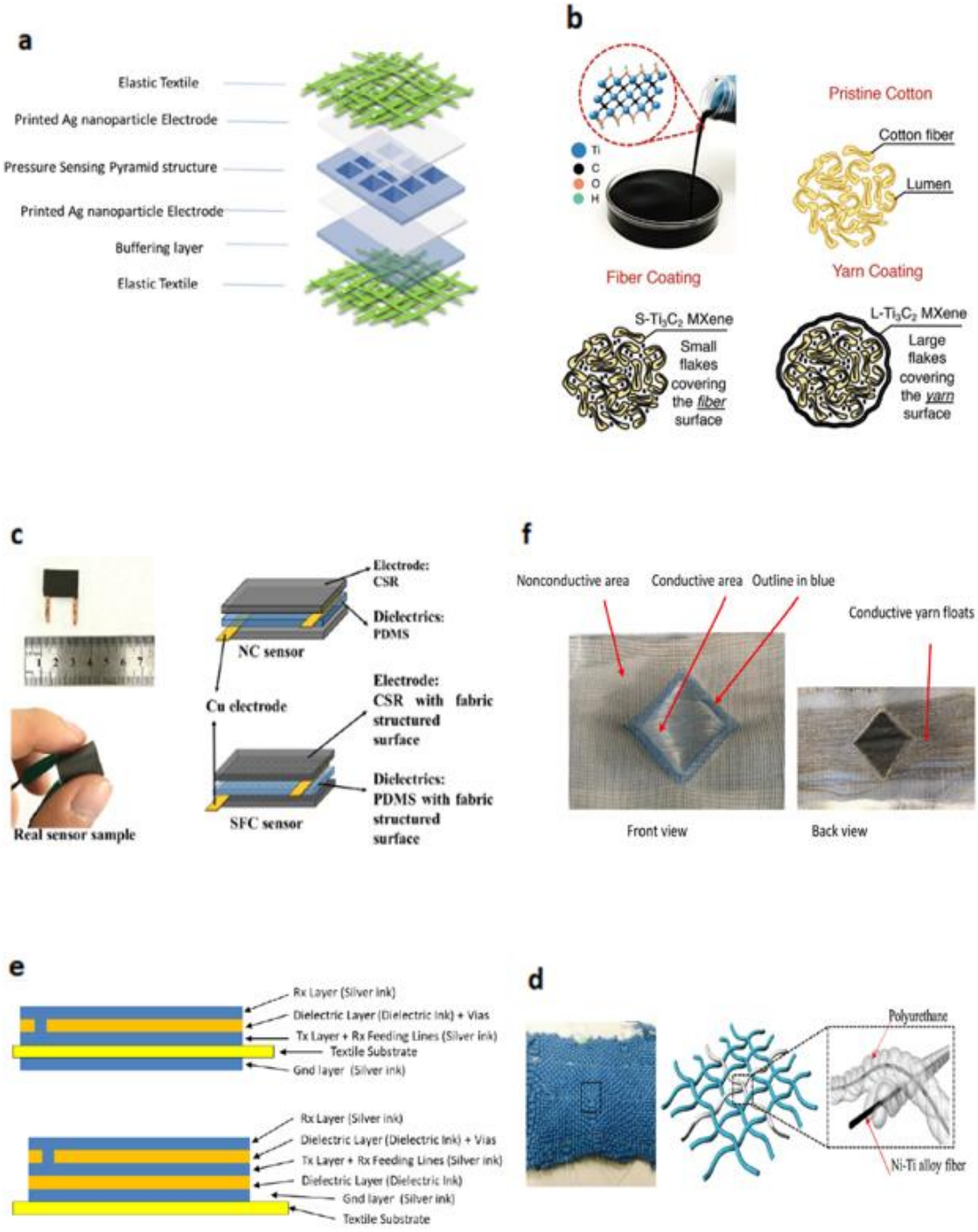
katmanların bir yüzeyinde yüzey kumaş yapısal desenleri ile öne çıkarılmıştır. Desenler, hidrofobik dokuma bir kumaşın yardımıyla oluşturulmuştur. PDMS'de ağırlıkça %30 NF dolgulu CSR, mükemmel elektriksel iletkenliği, esnekliği ve mukavemeti için elektrot katmanı görevi görmüştür. PDMS ve Ni kaplı karbon lif dolgulu iletken kauçuk, sırasıyla dielektrik ve iletken elektrot katmanı olarak görev yapmıştır. Dielektrik katmanları ve kapasitör elektrotları püskürtme işlemi ile hazırlanmıştır. NC, alternatif olarak üç katman elektrot ve dielektrik katmanların sürekli olarak püskürtülmesiyle hazırlanırken SFC, önceden hazırlanmış üç PDMS dielektrik katmanı ve yüzey kumaş yapısına sahip CSR elektrotları ambalajlanarak üretilmiştir. Esnek kapasitörün iyi tekrarlanabilirlik ile mekanik sıkıştırma ve çekme yüklerine duyarlı olduğu bildirilmiştir. Yüzey kumaş kondansatörüne (SFC) sahip sensörün duyarlılığındaki ($\Delta C/C_0$) önemli iyileştirmenin düşük başlangıç kapasitansına C_0 ve kompozit eşdeğer dielektrik sabitindeki belirgin düşüşe bağlı olduğu belirtilmiştir. Geliştirilen SFC, vücut hareketlerine ve su damlalarına belirgin bir şekilde yanıt vermiştir.

Yapılan başka bir araştırmada ise iletken iplikler ve elektronik bir kontrol sisteminin entegrasyonu yoluyla dokunmaya duyarlı bir polimer optik lif (POF) kumaş sisteminin geliştirilmesi odaklanılmıştır [316]. Kapasitif sensör, farklı dokuma yapıları ile deneyler yoluyla iletken iplikler kullanılarak tekstil yapısına yerleştirilmiştir. POF kumaşın ön tabakasında kapasitif algılamayı sağlamak için elmasların içindeki alanlara iletken iplikler dokunmuştur. POF kumaşın arka tabakasında ise uzun flottelerde iletken iplikler dokunmuştur. İletken iplik şamandıralarının bir tarafı elektronik bağlantı için bir araya toplanırken iletken şamandıraların diğer tarafı kırpılmıştır. Sonuç olarak POF kumaşın ön tabakasında sadece elmasların içindeki alanlara iletken iplikler koyulmuştur. Bu durum bu alanların kapasitif algılama kabiliyetine sahip olmasını sağlamıştır. Hem dokunmatik teması hem de temassız/yakınlığı algılayabilen tekstil kapasitif sensörlere dayalı bir çoklu dokunmatik arayüz geliştirmek için yeni dokuma teknikleri, farklı malzemeler ve elektronik sistem geliştirme işlemleri birleştirilmiştir. Etkileşimli dokunmatik algılayıcı POF yastığı tasarımı oluşturulmuştur. Göze çarpmayan tasarım, POF kumaşının kullanılabilirliğini ve işlevselliğini artırarak kullanıcı ile tekstil arasındaki etkileşimli etkinliği teşvik etmiştir. Nihai prototip 10 yıkama döngüsüne kadar yıkanabilmektedir. Yıkama testi sonucunda ortaya çıkarılan POF yastığı tasarımının ev tipi çamaşırlar için uygun olduğu kanıtlanmıştır.

Gerçekleştirilen bir diğer araştırmada ise serigrafi teknolojisi kullanılarak bir tekstil kapasitif temassız sensör geliştirilmiştir [317]. Kalın filmin serigrafik teknolojisine dayanan bir üretim teknolojisi seçilmiştir. Serigrafi işlemi, farklı özelliklere sahip macunların silecekler kullanılarak bazı eleklerden bir alt tabaka üzerinde zorlanmasından oluşur. Serigrafi teknolojisi kullanıldığı için tasarımda elek ağlı çerçeveler üretilmesi gerekmiştir. İletkenler için ekranın 230 ağ PET malzeme, dielektrik katman için ise ekranın 76 ağ PET malzeme olduğu bildirilmiştir. Oluşturulan desenin elek ağına aktarılması için Fujifilm Dirasol 132 UV filmi kullanılmıştır. Nihai ekran kalınlıklarının iletkenler için 74 m ve dielektrik için 217 m olduğu rapor edilmiştir. Desenler UV ışık kaynağı ünitesi kullanılarak ekrana aktarılmıştır. Baskı, ekran yazıcısı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mürekkeplerin biriktirilmesinden sonra tüm mürekkepler için aynı sertleştirme özelliklerinin kullanılması adına bunlar bir hava fırınında sertleştirilmiştir. PU'lar, 60 saniye boyunca 130°C'de Mikrotec'ten bir DCH-100 ısı presiyle kumaşlar üzerine ısıyla yapıştırılmıştır. Elde edilen özelliklerin Mikroçipin PCB tasarımından daha iyi ve esnek olduğu belirtilmiştir. Mikroçip sürücüsü, bekleme sürelerinde programlanabilen bir kalibrasyon prosedürü içermekteydi. Bu prosedür, sürücünün bükülme açısına göre temel sinyale uyum sağlamasına izin vermiştir. Bu özellik, esnek bir sensör kullanmanın avantajını en üst düzeye çıkarmıştır. Sistem hem düz hem de kavisli yüzeylerde çalışmıştır. Bu özellik de bu sistemin giysiler, otomobil endüstrisi, sağlık hizmetleri gibi çeşitli alanlarda kullanılmasına izin vermiştir.

Başka bir çalışmada son derece dayanıklı ve yıkanabilir tekstil basınç sensörlerine dayanan gerçek zamanlı bir oturma duruşu düzeltme sistemi gösterilmiştir [318]. Tekstil basınç sensörleri, 90 m kalınlığında nikel-titanyum (Ni-Ti) alaşımı liften oluşan 400 µm kalınlığında PU ile kaplanmıştır. Ni-Ti lif üzerine PU kaplama, ev yapımı bir lif büküm sistemi kullanılarak yapılmıştır. Üç PU lifi bükülerek Ni-Ti lifin etrafına kaplanmıştır. Daha sonra ipliklerin bu birleşimi, yapılarını sabitlemek için anında 150°C'ye ısıtılmıştır. İki telin birbirini kestiği alan, iki tel arasındaki mesafeye göre kondansatör gibi davranan bir metal-yalıtkan-metal (MIM) yapısı şeklinde olmuştur. Tekstil basınç sensörü dizileri, basıncı ölçmek için mikrodenetleyici olarak ATmega328P'ye sahip bir Arduino Uno'ya bağlanmıştır. Sensörden bilgisayara sinyal iletimi, seri iletişim yoluyla gerçekleştirilmiştir. Daha sonra iletilen sinyaller analiz edilerek pencere programlamasında oturma pozisyonunu algılayan bir algoritma oluşturulmuştur. Basınca

duyarlı bir PU elastomere 2,39 kPa^{-1} hassasiyetle 10 ile 180 kPa aralığında bir basınç uygulandığında bu PU elastomerin güvenilir kapasitans değişikliğine sahip olduğu görülmüştür. Algılama performansı, 1000 defadan fazla tekrarlanan oturma eylemi ve deterjan solüsyonunda yapılan sert yıkama durumlarında bile %100 korunmuştur. Kalça, uyluk ve sırt altındaki farklı pozisyonlarda tespit edilen basınç analiz edilerek dik oturma, bir bacak çapraz oturma ve iki bacak kaldırılmış oturma olmak üzere yedi tip oturma pozisyonu başarıyla sınıflandırılmıştır. Son olarak kullanıcıların vücut dengelerini tanımaları ve düzeltmeleri için oturma duruşundaki değişikliklerin bir monitörde gerçek zamanlı görüntülenmesi simüle edilmiştir. Şekil 1.4.'te Kapasitif basınç sensörleri gösterilmektedir.



Şekil 1.4. Kapasitif basınç sensörleri. a) Tekstiller üzerindeki kapasitif basınç sensörlerinin katman yapısı [313], b) Ti_3C_2 MXene pulunun atomik yapısının şeması [314], c) NC ve SFC sensörlerinin yapıları [315], d) Tekstilin yapısı kapasitif sensör [316], e) İki yapı yapısına sahip sensör tasarımı [317], f) Dokuma tekstile gömülü basınç sensörü dizilerinin fotoğrafı [318].

1.6.2.4. Piezorezistif sensörler

Piezorezistif tekstil sensörleri, dirençteki bir değişikliği gerinim ölçümüne dönüştürmektedir. Bu durum ve basit yapıları nedeniyle kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Elektronik gerinim/basınç sensörleri için hem elektriksel iletkenlik hem de gerilebilirlik kritik öneme sahiptir. Bu sensör tipi, basınç ve elektrik direnci arasında bir korelasyona sahiptir. Dirençteki değişiklik, lif/tekstil deformasyonundaki değişiklikler, iletken bileşenler arasındaki temas direnci ve iletken katkı maddelerinin ayrılmasının neden olduğu kompozit tekstil malzemesinin direnci dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden türetilebilir. Bu sensörler, farklı üretim teknikleri kullanılarak farklı yapılarda farklı iletken malzemelerden yapılabilir. İki piezorezistif tabakanın temas yüzeyinde mikro yapılar oluşturularak basınç sensörünün yüksek hassasiyeti ve doğrusallığı sağlanmıştır. Değişken dirençli malzemeler, basıncı ölçmek için tekstil alt katmanına dikilebilir, işlenebilir veya yapıştırılabilir. Dirençli basınç sensörünün çalışma prensibi, dirençli malzeme gerildiğinde veya sıkıştırıldığında artan bir elektrik direncine dayanmaktadır. Ohm yasasına göre (V = I*R) aynı elektrik akımı için daha yüksek bir direnç, çıkış voltajını artırmaktadır. Bu şekilde esneme veya sıkıştırma, algılanan voltajla ilişkilendirilebilir [319]. Aşağıda çeşitli giyilebilir kapasitif sensör örnekleri açıklanmıştır.

Literatürde yapılan bir çalışmada iletken bir kumaş sensöründen gelen gerilim değerinden diz açılarını hesaplamak için art arda kullanılabilecek üç model tasarlanmıştır [320]. İlk olarak farklı insan boylarına göre dizin ön kısmındaki uzunluk, diz açısına göre modellenmiştir. İkinci olarak iletken kumaşın direncine göre dizin ön kısmındaki uzunluk modellenmiştir. Son olarak da gerilim bölücünün çıkışı olarak gerilime karşı direnç modellenmiştir. Bu modeller, gerilimin voltaj değerinden diz açılarını hesaplamak için doğrusal bir ilerlemede kullanılabilmiştir. Kontrol yaması başlangıçta mümkün olduğu kadar küçük üretilmiştir. Bunun sağlanabilmesi için Syscom gelişmiş malzemelerinden Amberstrand'ın iletken iplik olarak kontrol yamasına dikilmesi için bir dikiş makinesi kullanılmıştır. Bu durum kullanılan alanı azaltarak iletken iplik tellerinin birbirine daha yakın olmasına izin vermiştir. Sensör kovanında diz kovanı, iletken kumaş, iplik ve çıtçıt bileşenleri hazır tutulmuştur. Diz sensörümüzün geliştirilmesinde Eonyx İletken Gerilebilir Kumaş kullanılmıştır. Bu kumaş, piezorezistif özellikler kazandıran iletken bir

polimerle kaplandığı için seçilmiştir. Bu durum kumaş gerildiğinde dirençte olan değişikliğin görülmesine izin vermiştir. İletken kumaş diz kapağının dikey orta çizgisine gelecek şekilde diz kılıfına bağlanmıştır. İletken iplik, kumaşın tepesinden bir çıtçıta kadar zikzak deseninde elle dikilmiştir. Çıtçıta bağlanması için iplik, çıtçıtın üst ve alt kısmı arasından geçirilerek lehimle sabitlenmiştir. Kontrol yaması, sensör kovanına bağlanırken tam bir TracKnee cihazı elde edilmiştir. Model ve cihaz, TracKnee cihazından 240 diz açısı ve sensör verilerinin alındığı altı katılımcı ile yapılan bir kullanıcı çalışması ile değerlendirilmiştir. Bu veriler, modellerin yardımıyla diz açılarının hesaplanması için kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar, modelin en yakın bulunduğu 15 derece açıyla %94,86 doğruluk oranında yakın olduğunu ve açı başına ortalama hatanın 3,69^{o} olduğunu göstermiştir.

Bir başka çalışmada ise invaziv olmayan insan hareketi, fizyolojik sinyal izleme ve dinamik dokunsal uyaranların tespiti için son derece hassas giyilebilir tekstil basınç sensörleri üretmek için basit ve düşük maliyetli bir strateji oluşturulmuştur [321]. Giyilebilir tekstil sensörü, basit bir elektro-eğirme kullanılarak KNT gömülü PU nanolifler ile Ni kaplı bir pamuk ipliği elektrotunun kaplanmasıyla elde edilen tek boyutlu 1D dokunabilir çekirdek kılıf nanolif iplik kullanılarak dokunmuştur. Kuvvet algılayıcı katmanın üç boyutlu elastik gözenekli nanolif yapısı ve iletken Ni kaplı elektrotun hiyerarşik lif demetli yapısı, sensöre nispeten geniş bir yüzey alanı, yeterli bir yüzey pürüzlülüğü ve elastikiyeti sağlamıştır. Giyilebilir tekstil bazlı basınç sensörü, iki PDMS filmi arasında çekirdek kılıf nanolif ipliklerin sandviçlenmesiyle üretilmiştir. Bakır kurşun, elektrik sinyallerinin daha fazla ölçümü için gümüş macun ve bakır bant ile birlikte çekirdek kılıflı nanolif ipliklerin elektrotlarının uçlarına bağlanmıştır. PDMS karışımının gazı alınarak bu karışım silikon substrat üzerine dökülüp katılaştırılmıştır. Daha sonra esnek PDMS ince filmi elde edilmesi için bu karışım silikon substrat üzerinden soyulmuştur. Tekstil algılama matrisi için elde edilen özlü kılıf nanolif iplikler, toplam alanı 25 cm^2 olan geçmeli düz yapıda 9x9 pikselli giyilebilir elektronik tekstil algılama matrisinin yapımında çözgü ve atkı iplikleri olarak kullanılmıştır. Bu durum düşük dış basınç uygulandığında temas alanında hızlı ve keskin artışlara yol açmıştır. Sonuç olarak tekstil basınç sensörünün yüksek hassasiyet (16,52 N^{-1}), geniş algılama aralığı (0,003-5 N) ve kısa tepki süresi (yaklaşık 0,03 s) gibi avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir. Bu avantajlar, tekstil tabanlı sensörlerin her zamanki gibi doğrudan cilde

takılabilir ve vücudun karmaşık, esnek kavisli yüzeylerinin şekil deformasyonlarına uyumlu bir şekilde üretebilir durumda olduğunu gösterilmiştir. Bu durum da insan vücudunun güvenilir gerçek zamanlı izlenmesine katkıda bulunur.

Bir diğer araştırmada basit bir daldırma-termal kürleme yöntemiyle süperhidrofobik iletken bir polidimetilsiloksan@gümüş nanotel (PDMS@AgNW) pamuklu kumaş üretilmiştir [322]. Pamuklu kumaş 3 cmx3 cm boyutlarında parçalara ayrılarak etanol ile yıkanıp daha sonra da kurutulmuştur. Ardından bir parça temizlenmiş pamuklu kumaş, 20 ml AgNW solüsyonuna daldırılarak AgNW kaplı pamuklu kumaş elde etmek için kurutulmuştur. AgNW ile kaplanan kumaş heksan çözeltisine daldırılarak PDMS@AgNW kaplı pamuklu kumaşı elde etmek için kürlenmiştir. AgNW'ler tarafından oluşturulan kaba yapının ve kaplanmış düşük yüzey enerjili PDMS'nin birleşimi sayesinde üretilen PDMS@AgNW kaplı pamuklu kumaşın 156°'lik bir yüksek su temas açısı (WCA) ve süper hidrofobiklik özelliklerine sahip olduğu bildirilmiştir. Mükemmel iletkenlik ve elektrotermal dönüşüm performansından yararlanan fonksiyonel pamuklu kumaş, düşük sıcaklıkta hızlı buz çözme ve insan hareketi için piezorezistif algılama alanlarında başarıyla uygulanmıştır.

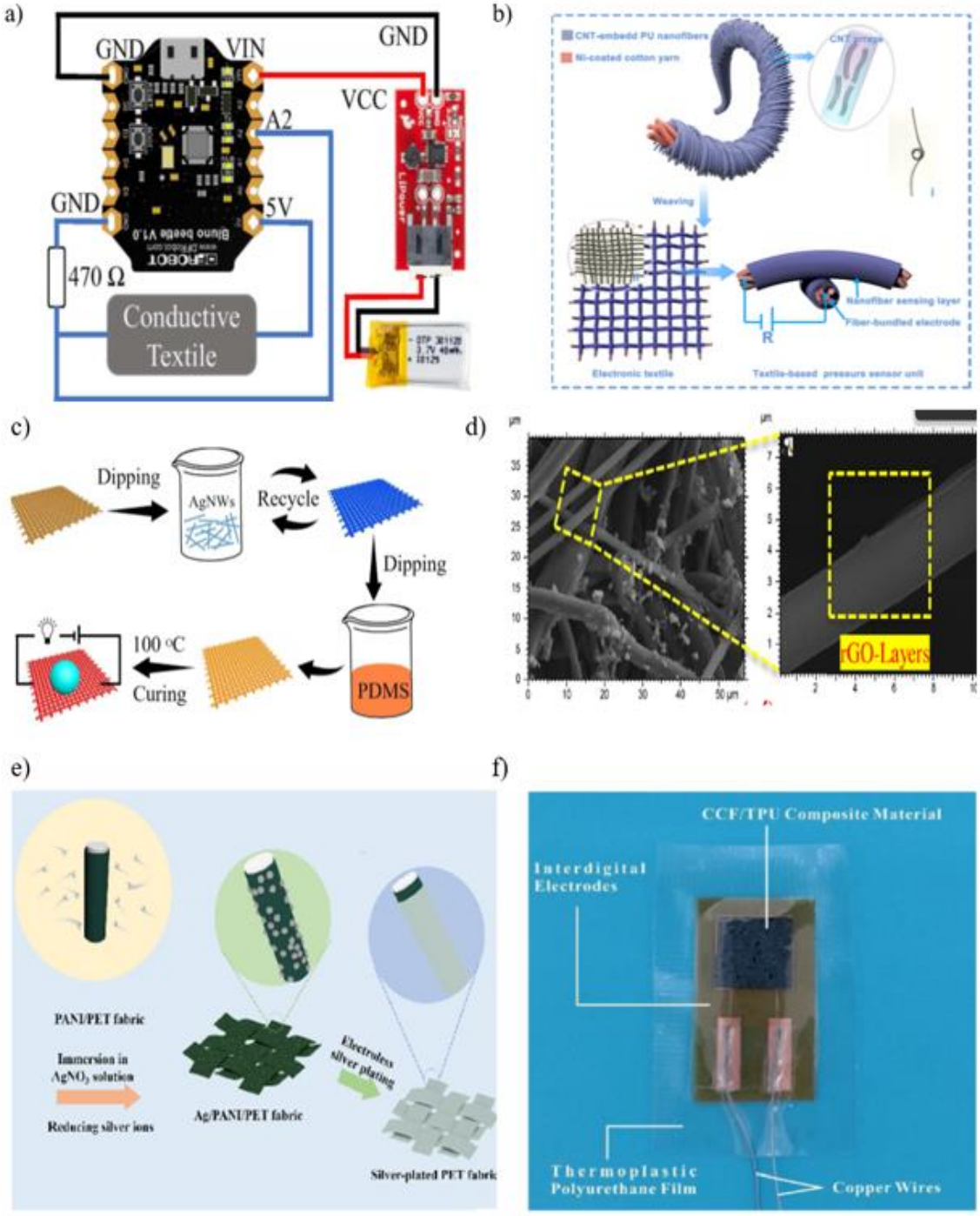
Yapılan başka bir araştırmada eriyik üflemeli dokunmamış polipropilen (NW-PP) membranlar, grafen filmlerin lif yüzeyinde emiliminin ve yapışmasının artırılması için yüksek derecede hidrofobik yapıdan hidrofilik doğaya dönüştürülmesi adına soğuk plazma (O_2) kullanılarak fonksiyonel hale getirilmiştir. Geliştirilen NW membranı iki bakır bantta bağlanmıştır [323]. Saf NW-PP kumaşı etanol içinde yıkanmıştır. Ardından membranları hidrofobik doğadan hidrofilik yapıya dönüştürmek için numunelerin plazma işlevselleştirilmesi yapılmıştır. Plazma işlevselleştirmesi, soğuk plazma ortamında gerçekleştirilmiştir. Numune, potansiyel farkın korunduğu Ahlbrandt Sistem tarafından sağlanan bir "Coating Star" olarak adlandırılan plazma tedavi düzeni kullanılarak yüzeyi etkinleştirmek için iki elektrot arasına yerleştirilmiştir. NW-PPF numuneleri, RGO çözeltisine daldırılıp ardından kurutulmuştur. Daha sonra ise elektrot olarak yapışkan bakır bant kullanılarak sensör geliştirilmiştir. Geliştirilen sensör için direnç değişimine verilen tepki, elektrotlar bağlanarak ölçülmüştür. Sonuçlar geliştirilmiş elektriksel iletkenliğin dirençli tip sensör olarak basınç sensörünün tepkisini artırdığını göstermiştir. Geliştirilen basınç sensörünün hassasiyeti, geniş bir basınç aralığında (0-60 kPa) 0,050

kPa^{-1} olarak ölçülmüştür. Üretilen RGO kaplı NW-PP giyilebilir basınç sensörünün insan vücudunun hareketlerine ve bu hareketlere yanıt verme yeteneğine sahip olduğu belirtilmiştir.

Literatürdeki bir diğer çalışmada karbonize pamuklu kumaş (CCF) kullanılarak mükemmel esneklik ve elektromekanik performans sergileyen kolay, düşük maliyetli ve ölçeklenebilir bir hazırlama işlemine sahip esnek dirençli tipte bir basınç sensörü üretilmiştir [324]. CCF'nin TPU çözeltisine daldırılmasıyla elde edilen kompozit malzeme, istenen basınç sensörünü oluşturmak için birbirine bağlı elektrotlarla birleştirilmiştir. İlk önce CCF, TPU çözeltisine daldırılarak sertleşmesi için kurutulmuştur. Hazırlanan CCF/TPU kompozit malzeme, aralarında engelsiz bir iletim yolu sağlamak için yapışkan tabaka olmadan doğrudan birbirine bağlı elektrotların üzerine yerleştirilmiştir. Birbirine bağlı elektrotlar, PA film üzerine birikmiş metal malzeme ile elde edilen karışımdan uyarlanmıştır. Daha sonra elektrotların ucuna iki bakır tel bağlanarak bu yapı, tüm cihazı korumak için TPU bir film ile ısı yardımıyla mühürlenmiştir. Sonuç olarak üretilen bu esnek CCF/TPU basınç sensörü, ultra yüksek hassasiyet (74,80 kPa^{-1}'e kadar) ve ultra düşük histerezis (%3,39) dahil olmak üzere olağanüstü bir elektromekanik performans göstermiştir. Ayrıca basınç sensörü geniş bir basınç aralığında çalışma, düşük algılama sınırı ve mükemmel dayanıklılık (>4000 döngü) özellikleri göstermiştir. CCF/TPU sensörünün üstün özellikleri sayesinde bilek nabzını, parmak ve bilek hareketlerini izlemek için kullanılabileceği söylenmiştir.

Başka bir çalışmada PET kumaşa dayalı esnek, hafif bir basınç sensörü hazırlanmıştır. Bu çalışmada iletken polimer PANI, bir film oluşturmak üzere PET kumaşın yüzeyinde in situ olarak polimerleştirilmiştir [325]. PANI'nin indirgeme performansı, Ag^{+}'dan bir Ag^{0} katalitik merkezi oluşturmak üzere kullanılmıştır. Daha sonra akımsız olarak gümüş kaplama yapılmasını sağlamıştır. PET kumaş, kumaşın yüzeyindeki yağı ve kiri çıkarmak için bir sodyum hidroksit (NAOH) solüsyonunda işleme tabi tutulmuştur. Numune, gümüş nitrat ($AgNO_3$) çözeltisine daldırılarak PANI'nın indirgenmesiyle PET kumaşın yüzeyinde gümüş partiküller üretilmiştir. Numune deiyonize su ile durulanıp kurutulmuştur. İşlem uygulanan PET kumaş daha sonra indirgeyici solüsyona yerleştirilerek gümüş kaplama solüsyonu akımsız kaplamadan sonra hızla dökülmüştür. Daha sonra numune durulanarak nihai numunenin elde edilmesi için kurutulmuştur.

Gümüş kaplama kumaşın vücut hareketlerine göre çeşitli sinyaller üretmek için esnek, basit dirençli basınç sensörü görevi görebileceği bildirilmiştir. Sensörün iyi bir iletken olduğu ve basınçsız 100 Ω değerine ulaşabildiği belirtilmiştir. Tepki süresinin kısa (0,2-0,3 s) olduğu ve 200 döngüden sonra iyi stabiliteyi koruduğu görülmüştür. İyi doğrusallık, yüksek hassasiyet, geniş tepki aralığı ve hızlı tepki süresi ile donatılmış bu sensör, basıncın büyüklüğü ve frekansı nedeniyle farklı hareketleri ayırt edebilmektedir. Esnek sensörün antibakteriyellik oranının %99,99'un üzerinde olduğu rapor edilmiştir. Bu durum da mükemmel antibakteriyel özelliklerin pratik durumlarda kullanımını artırmıştır. Piezorezistif basınç sensörleri Şekil 1.5.'te gösterilmektedir. Ayrıca literatürde geliştirilen kumaş basınç sensörleri Tablo 1.2'de listelenmiştir.



Şekil 1.5. Piezorezistif basınç sensörleri. a) TracKnee'nin devre şeması. [320], b) Tekstil basınç sensörünün üretim süreci için şemalar [321], c) PDMS@AgNWs pamuklu kumaş üretimi için şematik gösterim [322], d) RGO kaplı NW-PP'nin SEM mikrografı [323], e) Monte edilmiş CCF/TPU basınç sensörü. [324], f) Gümüş kaplı PET kumaşın hazırlanması [325].

Tablo 1.2. Giyilebilir basınç sensörlerinin analitik tablosu

Tip	Elementler	Ölçüm değişkeni	Duyarlılık	Basınç aralığı	Boyut	Ref.
E-brode	İletken iplik	Elektrik kontağı	Anahtarlama gerilimi bir CMOS eşiği mantık arabelleği	Temas algılama	mm-cm aralığı	[326]
Desenli	İletken mürekkep	Kalınlık Sıkıştırma	0:214 V pF-1 (piksel) Cf = 3:37 için	Max 13,6 kPa	Çekirdek alanı: 32 mm^2, 64x64 piksel	[327]
Elektrotlar	Gümüş kaplı	Kalınlık Sıkıştırma, T=6 mm	%20–30 ile 0:192 $pF/N.cm^2$) histerezis hatası	0-12 N/cm^2	Çekirdek alan: 35,1 cmx40,5 cm Piksel = 2x2 cm	[328]
Embriyo elektrotlar/	Dokuma, iletken	Kapasitans Arasında bağlantı Parmaklar ve film	0:02 pF/mm	0-2 pF	Çekirdek: 470 µm çap	[329]
Kaplamalı kumaş	Konu	Kesişen noktalarda kapasitans değişimi	0:01 ΔC m/N	0-50 mN	Çap = 250 µm Kalınlık = 40 µm	[330]
Yüzey dokunuşu	PEDOT	Kalınlık Sıkıştırma t_{min} = 5:5 mm	2 $pF/N.cm^2$	0-0,75 N/cm^2	Sensör alanı = 3x3 cm^2	[331]

Lamine	İnce film biriktirilmiş metaller	Kalınlık Sıkıştırma T = 5 mm	0:05 pF/N.cm^2	0-30 N/cm^2	10 mmx10 mm	[332]
Elektrotlar	İletken kumaş		500 g/mm^2'deki eşik	70-500 g/mm^2	Algılama hücresi: 2,3 mmx4,35 mm	[333]
3D tekstil	Gümüş kaplı		> 2:98x10^{-3} kPa^{-1}	0-2000 kPa	10 mmx16 mmx4,8 mm	[334]
Kapasitör	Tekstil		0:0007 mS/N	1000-7000 N/m^2	1,7 cmx1,7 cmx1,3 cm	[335]
Croslitetm	Kaplama kumaş Cu, Ni		0:25 kΩ/MPa	0-0,2 MPa	3 mmx3 mm	[336]
Kapasitör	Davranış kumaşı		106 Ω/%1 Kompresyon	25% kompresyon	Çap = 5,5 mm Kalınlık = 2 mm	[337]
Dokunsal sensörü değiştir	Yumuşak elastomer taban		15 V/kPa	2,5 kPa		[338]
Diş yapılı	Berilyum Aucoated ile karbon polimer			1-30 kPa		[339]
Poliüretan	Bakır kablo			3,5-31,5 kPa	20x20 µm	[340]
Köpük	Basınca duyarlı		15,1 kPa^{-1}	0,2 Pa-59 kPa		[341]

İletken kauçuk bazlı	Bileşik	19,8 kPa^{-1}	0,6 Pa-0,3 kPa	[342]
QTC-Ni tabanlı	PFA	0,3 kPa^{-1}	2 Pa-10 kPa	[343]
Piezoelektrik	PVDF	17,2 kPa^{-1}	2-20 kPa	[344]
Piezoelektrik	ZNO Nano çubuk	0,55 kPa^{-1}	3 Pa-20 kPa	[345]

Literatür taraması ile giyilebilir elektronik tabanlı tekstil sensörleri alanının mevcut durumunun bir incelemesi yapılmıştır. Elektronik tekstiller veya akıllı tekstiller, elektronik ve tekstillerin algılayabilen, hesaplayabilen, iletişim kurabilen ve harekete geçirebilen kumaşlara yakınsamasını tanımlar. Herhangi bir giysiye birçok farklı elektronik sistem bağlanabildiği için giyilebilir bir sistem daha çok yönlü hale gelir ve kullanıcı çevresel değişikliklere ve kişisel tercihlere bağlı olarak görünümünü değiştirebilir. Giyilebilir bilgi işlem vizyonu geleceğin elektronik sistemlerini, akıllı kişisel asistanlar olarak hizmet veren günlük giysilerimizin ayrılmaz bir parçası olarak tanımlar. Bu nedenle bu tür giyilebilir sensörler, alttaki giysinin/alt tabakanın ciddi mekanik deformasyonuna neden olabilen normal aşınma durumları altında algılama yeteneklerini korumalıdır.

Giyilebilir tekstil tabanlı sensörlerin ortaya çıkışı, çok çeşitli sağlık uygulamaları için daha parlak bir gelecek ortaya çıkarmıştır. Son yıllarda tekstil malzemeleri ve imalatı tekniklerinde olan önemli ilerlemeler sensörlerin ve esnek cihazların bu algılama platformlarının önemini ortaya çıkarmıştır. Giyilebilir tekstil tabanlı sensörler, artık günlük giysilere entegre edilebilmektedir.

Mühendislik alanındaki büyük ilerlemeye rağmen giyilebilir sensörler için üretim, tasarım, cihaz işletimi, nicelik analizi, kararlılık ve uygulama açısından ele alınması gereken birçok önemli zorluğun optimize edilmesi gerekmektedir. Örneğin, elde edilen sinyalin bir kalibrasyon eğrisi veya standart bir yöntemle karşılaştırılması gerektiği için

elektrokimyasal yöntemlerin iyileştirilmesi gerekmektedir. Diğer bir ciddi sorun olarak ise elektrot yüzeyinin pasivasyonu ve biyolojik olarak kirlenmesi nedeniyle giyilebilir sensörlerin özellikle elektrokimyasal sensörlerin stabilitesi gösterilmektedir. Bu da muhtemelen çalışmalarda yanlış tepki verme riskini artırmaktadır. Özellikle vücut üstü ölçümler sırasında enzimler veya biyolojik tanıma ajanları kullanıldığında bu sorun daha fazla önem kazanmaktadır. Ek olarak bu tür sensörler için güç kaynaklarıyla ilgili zorluklar da hala devam etmektedir.

Aslında ideal bir güç kaynağının boyutlarının küçük olması, kararlı ve yeterli enerji üretmesi, konforu artıracak kadar esnek olması ve sensöre yakın olması gerekir. Bu nedenle daha sağlam, kararlı algılama mekanizmaları ve bileşenleri tasarlanmalıdır. Ayrıca bu bileşenler artırılmış kimyasal, mekanik stabilite ve uzun süreli kullanımda doğru ölçümler sağlamak adına kullanılmalıdır. Ek olarak nanomalzemelerin gelişmiş algılama performansı sayesinde esnek sensörlerin üretiminde önemli bir rolü olsa da bunların biyouyumluluk ve toksisiteye yönelik potansiyellerinin dikkate alınması ve araştırılması gerekmektedir.

Bu alanlardaki bu sorunları ve zorlukları ele almak, giyilebilir sensörlerin gelecekteki başarısı için kritik öneme sahiptir. Çoğu sensörün sağlık ve kullanıcı güvenliği ile ilgili parametrelerin sürekli izlenmesi için kullanıldığına dikkat edilmelidir. Bu algılama cihazlarının adli tıp alanlarındaki uygulamalarını ve hala yeterince keşfedilmemiş olan ilaç toksikolojisini araştırmak için çaba sarf edilmelidir. Gerçekten de yeni uygulamalar için operasyonel esnek tekstil tabanlı sensör platformlarının anlaşılmasına yönelik heyecan verici bir gelişme öngörülmektedir.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada, elektro-eğirme tekniği ile ÇDKNT ve TPU nanokompozit bazlı düşük maliyetli, hassas ve ölçeklenebilir piezorezistif kuvvet sensörünün sentezlenmiş ve elektromekanik özelliklerinin detaylı olarak karakterize edilmiştir. Bu amaçla; yüksek iletkenliğe sahip KNT çözücü olarak kullanılan DMF içerisinde çeşitli teknikler kullanılarak sonike edildikten sonra TPU ile manyetik karıştırıcıda (mk) karıştırılarak çözelti eldesi sağlanmıştır. Elde edilen çözelti elektro-eğirme cihazına beslenerek nanolif üretilmiştir. Üretilen nanolifler PDMS arasına kapsüllenerek sandviç yapı elde erişmiştir. Üretilen nanoliflerin ve sandviç yapının karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir.

2.1. Materyal

Tez kapsamında kullanılan kimyasal malzemeler ile cihaz ve makinalar detaylı olarak açıklanmıştır.

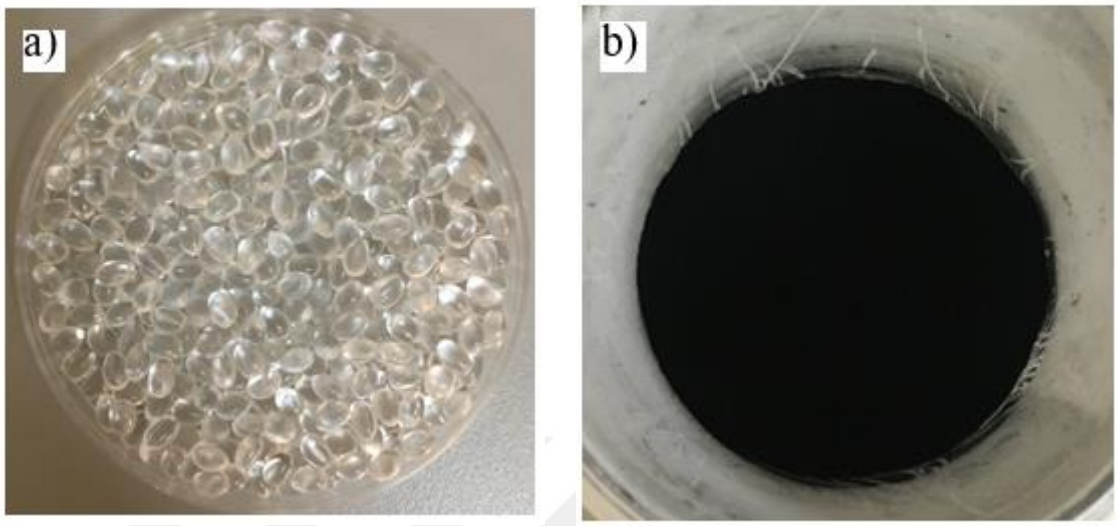
2.1.1. Kimyasal malzemeler

Polimer olarak kullanılan termoplastik poliüretan Basf Chemical Company Co. Ltd.'den (Mannheim, Almanya) satın alınmıştır. Polieter bazlı bir TPU olan Elastollan 1185 hidrolize karşı mükemmel direnç ve düşük sıcaklıkta iyi esneklik, mikrobiyolojik saldırılara karşı direnç, iyi aşınma performansı, yüksek gerilme mukavemeti, iyi sönümleme davranışı göstermektedir. Polimer yoğunluğu 1,12 kg/dm^{3,} gerilim faktörü ise 20 Mpa'dır.

DMF çözücüsü, Basf Chemical Company Co. Ltd.'den (Mannheim, Almanya) satın alınmıştır. DMF, su ve diğer birçok organik çözücü ile karışabilen mükemmel bir polar aprotik çözücüdür. DMF, yüksek kaynama noktasına sahip berrak bir sıvıdır. DMF biyolojik olarak parçalanabilir olarak kabul edilir, ancak soluma veya cilt adsorpsiyonu ile toksiktir. DMF, dimetilamin ve karbon monoksitin reaksiyonuyla tek aşamalı işlem ile üretilmektedir. Mol kütlesi 73,09 g/mol'dür.

Tez kapsamında katkı malzemesi olarak kullanılan yüksek iletkenliğe sahip (-COOH) fonksiyonelleştirilmiş endüstriyel ÇDKNT Molchem Technologies UK Ltd.'den (Londra, Birleşik Krallık) alınmıştır. ÇDKNT, birden fazla tek duvarlı karbon nanotüpün iç içe yerleştirildiği özel bir karbon nanotüp formudur. Saflık derecesi %92'nin üzerindedir.

Malzemenin dış çapı 8-15 nanometredir. KNT yoğunluğu ise 1,7 g/ml'dir. Şekil 2.1.'de TPU granülü ve ÇDKNT nanopartikülü gösterilmiştir.



Şekil 2.1. a) Termoplastik poliüretan granül b) Çok duvarlı karbon nanotüp

Sandviç yapı oluşturulmak amacıyla kullanılan PDMS elastomer Sigma Aldrich firmasından temin edilmiştir. PDMS yüksek dielektrik özelliğe sahiptir. Dielektirk dayanımı 500 volts/mil'dir ve 100 Hz'de dielektrik sabiti 2,72'dir. Yoğunluğu 0,96 g/cm^3, kalınlığı ise 1 mm'dir. PDMS'nin sahip olduğu yüksek şeffaflık, bileşenlerin kolay incelenmesini sağlar.

PDMS yüzeyinin üzerinde elektriksel ölçüm gerçekleştirmek için gerekli olan elektrotları oluşturmak amacıyla kullanılan gümüş epoksi Epoxy Technology Europe (Billerica, MA 01821) firmasından temin edilmiştir. Macun formundaki gümüş epoksinin viskozitesi 2,200-3,200 cPs, tiksotropik indeksi 4,63'dür. Yüksek iletkenlik özelliğine sahip olan gümüş epoksinin hacim özdirenci ise ≤0,0004 Ohm-cm'dir. Elektriksel ölçümler için elektrotların üzerine yapıştırılmak suretiyle 5 mm genişliğine sahip çift taraflı iletken bakır bant temin edilmiştir. %99,98 bakır malzemeden meydana gelen bantın yoğunluğu 4,8 kg/mm'dir.

2.1.2. Cihaz ve makinalar

Üretim aşamasında kullanılacak malzemeleri tartmak amacıyla Kern PFB 300-3 model hassas terazi kullanılmıştır. Hassas terazi 300 g kapasiteye, 1 mg hassasiyete, 80 mm kefe çapına ve harici kalibrasyona sahiptir. DMF içerisinde KNT sonikasyonu için Branson Sonıfier 250 model analog ultra sonikatör kullanılmıştır. Sonikatör numune başına 1-500 ml aralığında geniş işlem hacmine sahiptir. Ayrıca yüksek konsantrasyona sahip çözelti sonikasyonu için Alex Ultrasonıc Cleaner marka ultrasonik banyo kullanılmıştır. Toplamda 2 l hacme sahip olan cihaz titreşim ile dağıtımı gerçekleştirmektedir. Şekil 2.2.'de hassas terazi, ultra sonikatör ve ultrasonik banyo gösterilmiştir.



Şekil 2.2. a) Hassas terazi b) Ultra sonikatör c) Ultrasonik banyo

Çözelti oluşumu aşamasında karıştırma işlemi HeidolpH Mr Hei-Standard Isıtıcılı Manyetik Karıştırıcı ile gerçekleştirilmiştir. Manyetik karıştırıcı 300°C ısıtma

kapasitesine ve maksimum 1400 RPM karıştırma hızına sahiptir. Cihaz 300°C'ye kadar olan sıcaklıklarda ve ±%2 hassasiyetinde, büyük analog düğmeler 100 ile 1400 RPM arasında uygun hız ayarı sağlamaktadır. Çözeltiyi elektro-eğirme cihazına beslemek üzere 10 ml hacme sahip tek kullanımlık steril enjektör şırınga kullanılmıştır. Şekil 2.3.'de manyetik karıştırıcı gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Manyetik karıştırıcı

Nanolif oluşturmak amacıyla elektro-eğirme işlemi Inovenso NE300 çok nozullu nozul elektro-eğirme/püskürtme makinesi kullanılmıştır. NE300 elektro-eğirme Makinesi, kompakt, esnek, laboratuvar ölçekli bir makinadır. Cihaz aynı zamanda tek nozul üretim kapasitesine sahiptir. NE300, nano lif membranın homojen bir şekilde kaplanmasını sağlayan bir homojenlik sistemine sahiptir. Inovenso'nun tam otomatik elektro-eğirme makinesi NE300, sekiz iğneli bir hibrit elektro-eğirme sistemidir. Cihaz 314x220 mm nano lif kaplama alanına sahip döner tamburlu toplayıcı, ayrıca 130x370 mm düz toplayıcı olmak üzere standart konfigürasyona sahiptir. NE 300, birçok farklı çözücü ve polimer ile çalışmayı mümkün kılan kimyasal çözümlere karşı inert yüksek yoğunluklu polietilen parçalarına sahip elektriksel olarak yalıtılmış bir kabine sahiptir. Cihazda ayrıca yüksek voltajdan kaçınmak için kasa kapısı ve uyarı ışığı gibi ekstra güvenlik seçenekleri mevcuttur. Şekil 2.4.'de elektro-eğirme cihazı gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Elektro-eğirme cihazı

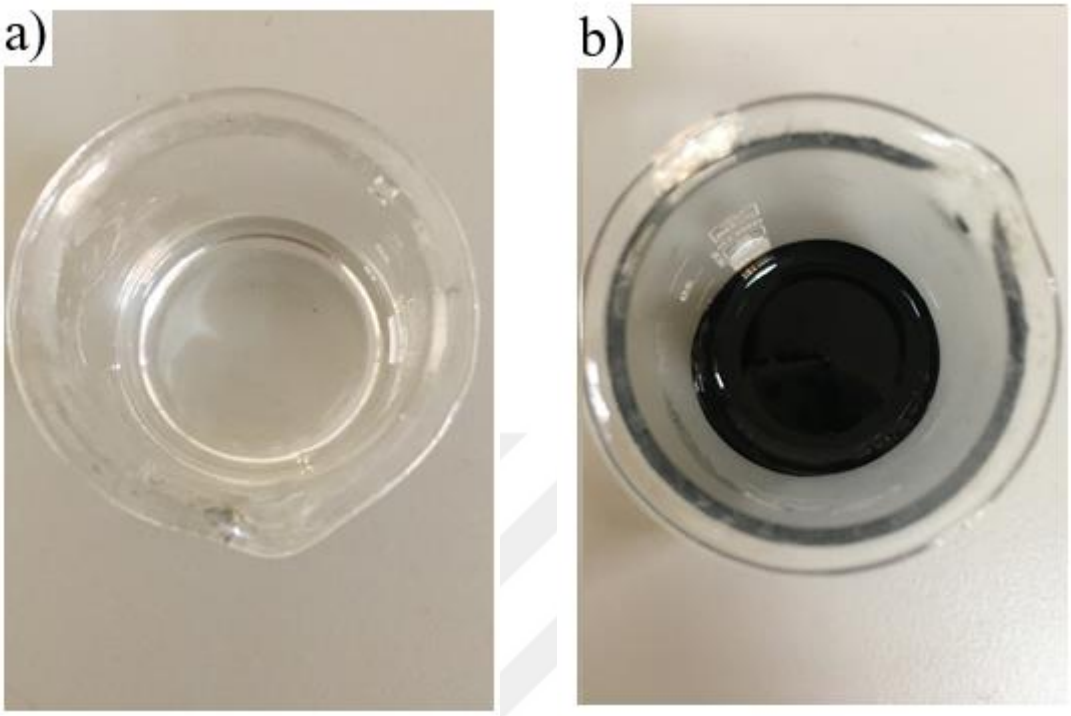
2.2. Yöntem

2.2.1. Elektro-eğirme yöntemiyle ÇDKNT/TPU nanolif üretimi

Bu çalışma kapsamında ÇDKNT/TPU çözelti bazlı kuvvete duyarlı nanolif üretimi ve bu üretim sürecinin detaylı olarak tasarlanmıştır. Kullanılan tüm kimyasallar başka bir işleme tabi tutulmadan tedarik edildiği şekilde kullanılmıştır. Yapılan denemeler sonucunda çözelti oluşturturken uygun oranın kütle bölü hacimce (w/v) %10 olduğu belirlenmiştir.

Elektroeğrilmiş ÇDKNT'ler/TPU nanoliflerin üretim sürecinin ilk adımı olarak, TPU granülleri başlangıçta kullanımdan önce emilen nemi çıkarmak için 80°C'de 1 saat boyunca bir vakumlu fırında kurutulmuştur. Daha sonra DMF çözücü içerisinde %10'luk bir ağırlık konsantrasyonuna sahip TPU granülleri manyetik karıştırıcı ile çözündürülerek saf TPU çözeltisi hazırlanmıştır. Bunu için 1 g TPU granülleri 10 ml DMF içerisinde belirli bir hız ve ısıda manyetik karıştırıcı ile karıştırılmıştır. Daha sonra, ağırlıkça %0,3 ile %2 arasında konsantrasyonlara sahip ÇDKNT'ler 10 ml DMF çözücüsü içerisinde çeşitli yöntemlerle dağıtılarak bu dağılıma daha sonra 1 g TPU polimeri eklenerek

manyetik bir karıştırıcı kullanılarak ÇDKNT katkılı TPU çözeltileri hazırlanmıştır. Şekil 2.5.'de saf TPU çözeltisi ve ÇDKNT katkılı TPU çözeltisi gösterilmektedir.



Şekil 2.5. a) Saf TPU çözeltisi b) ÇDKNT katkılı TPU çözeltisi

Düşük konsantrasyona sahip çözeltiler için Branson sonifier 250 model ultrasonik homojenizatör kullanılarak KNT nanopartikülleri DMF çözücü içerisinde dağıtılmıştır. Hacimce %0,3, %0,5 ve %0,7 oranında KNT içeren çözeltiler %20 görev döngüsü ile 30 dakika sonike edilmiştir. Ancak %1'lik KNT çözeltisi %20 görev döngüsü ile sonike edildiğinde aşırı yoğunlaşma olduğundan çekim işlemi gerçekleşememektedir. Görev döngüsü %10'a düşürülerek sonikasyonu süresi 1 saate çıkarılmıştır. Böylece döngü farklılığından dolayı meydana gelen fark süre uzatılarak telafi edilmiş ve benzer etki sağlanmıştır. Ayrıca %1 üzerinde KNT içeren çözeltiler ultrasonik homojenizatör ile dağıtıldığında aşırı yoğunluktan dolayı elektro-eğirme ile çekilemediğinden dağıtım işlemi ultrasonik banyo ile 2 saat süre ile gerçekleştirilmiştir. Tablo 2.1.'de üretim parametreleri detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Saf TPU ve ÇDKNT katkılı çözelti parametreleri

Numune	W/V (%)	KNT (g)	DMF (ml)	Yöntem	Süre (sa)	TPU (g)	Yöntem	Devir (RPM)	Süre (sa)
C0-mk	0	0	10	---	----	1	mk	500	2
C0,3-prob	0,3	0,03	10	Ultra sonikatör Prob	0,5	1	mk	500	2
C0,5-prob	0,5	0,05	10	Ultra sonikatör Prob	0,5	1	mk	500	2
C0,7-prob	0,7	0,07	10	Ultra sonikatör Prob	0,5	1	mk	500	2
C1-prob	1	0,1	10	Ultra sonikatör Prob	1	1	mk	500	2
C1,5-banyo	1,5	0,15	10	Ultrasonik Banyo	2	1	mk	500	2
C2-banyo	2	0,2	10	Ultrasonik Banyo	2	1	mk	500	2

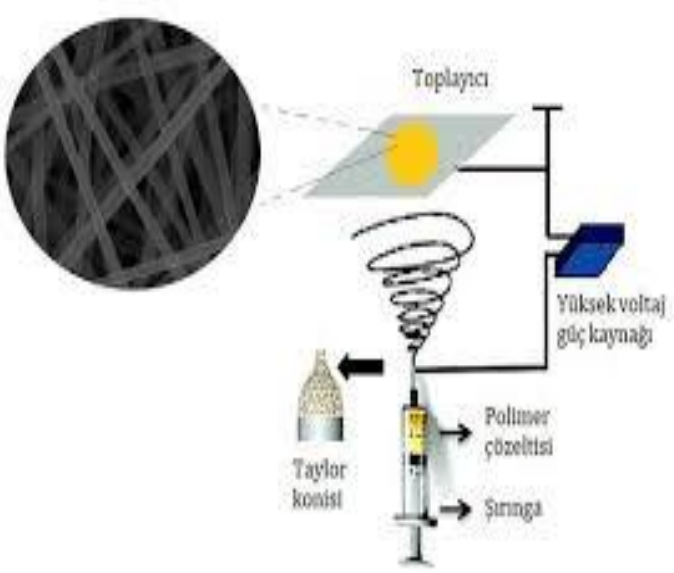
ÇDKNT katkılı TPU çözeltisi hazırlarken sonikasyonu yönteminin etkisini görebilmek için %1'lik çözelti 3 farklı yöntem ile hazırlanarak elektro-eğirme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla ilk olarak KNT nanopartikülleri DMF-TPU çözeltisi içine eklenerek direk olarak manyetik karıştırıcı vasıtasıyla dağıtılmıştır. Çözelti bekletilmeden elektro-eğirme cihazına beslenmiştir. İkinci olarak, başlangıçta KNT nano partikülleri

DMF içerisine eklenerek ultrasonik banyoda 2 saat boyunca sonike edilmiştir. Daha sonra TPU granülleri eklenerek manyetik karıştırıcıda çözelti elde edilmiştir ve bekletilmeden elektro-eğirme cihazına beslenmiştir. Son olarak ise KNT nanopartikülleri DMF içerisinde Branson Sonıfıer 250 model analog ultra sonikatör ile 1 saat dağıtılmıştır. Ardından TPU granülleri eklenerek manyetik karıştırıcıda 2 saat boyunca karıştırılmıştır ve bekletilmeden elektro-eğirme cihazına beslenmiştir. Çözelti oluşturma parametreleri Tablo 2.2.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Çözelti oluşturma parametreleri

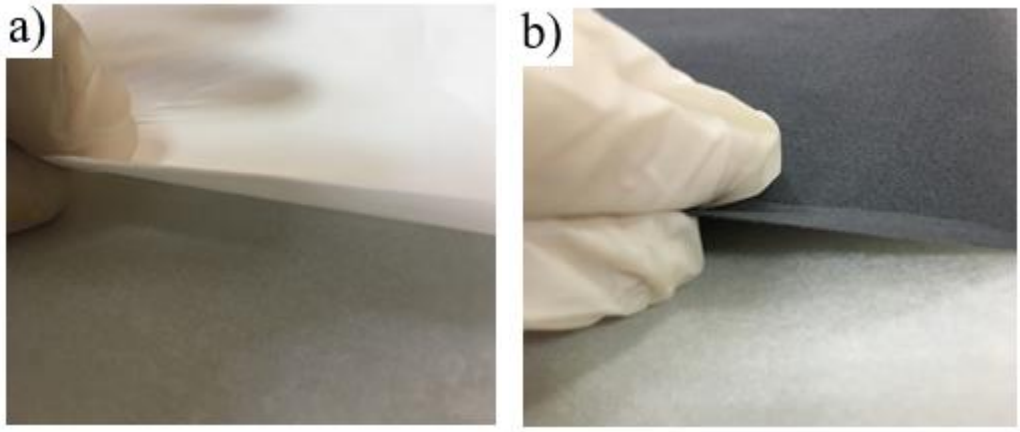
Numune	KNT (g)	DMF (ml)	Yöntem	Süre (sa)	TPU (g)	Yöntem	RPM	Süre (sa)
C1-mk	0,1	10	----	----	1	mk	500	2
C1-banyo	0,1	10	Ultrasonik banyo	2	1	mk	500	2
C1-prob	0,1	10	Ultra sonikatör prob	1	1	mk	500	2

Çözelti hazırlık aşaması tamamlandıktan sonra nanolif oluşturmak amacıyla çözelti Inovenso NE300 çok nozullu elektro-eğirme cihazına beslenmiştir. Çözelti toplama alanına dikey yönde iletilmiştir. Şekil 2.6.'da elektro-eğirme sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Elektro-eğirme mekanizması

Elektro-eğirme cihazı ile saf TPU çözeltisi ve KNT katkılı kompozit çözelti çekilerek nanolif elde edilmiştir. Nanolifler Şekil 2.7.'de gösterilmektedir.



Şekil 2.7. a) Saf TPU çözeltisi ile oluşturulan nanolif b) KNT katkılı TPU çözeltisi ile oluşturulan nanolif

Gerçekleştirilen ön denemeler neticesinde optimum çekim parametreleri belirlenmiştir. Bu parametreler; gerilim (voltaj), birim zamandaki besleme miktarı, kolektör RPM dönüş hızı, ağızlık ile toplayıcı arasındaki mesafe, sıcaklık ve çekim süresi olmak üzere detaylı olarak Tablo 2.3.'de belirtilmiştir.

Tablo 2.3. Elektro çekim cihaz parametreleri

Cihaz	**ES Voltaj (KV)**	**Besleme hızı (ml/sa)**	**Dönüş Hızı (RPM)**	**Uzaklık (mm)**	**Sıcaklık (^{0}C)**	**Süre (sa)**
E.S. E300	32	1,6	150	280	21	4

2.2.2. Elektro-eğirme parametreleri değiştirilerek elde edilen optimum numune üretimi

Elektro-eğirme çekim işlemi sonrası numuneler belirli testlere tabi tutulmuş ve değerlendirmeler ışığında optimum sonucu veren numunenin C1-prob1 olduğu tespit edilmiştir. C1-prob1numune üzerinden elektro-eğirme parametreleri değiştirilerek üretim optimizasyonu yapılmıştır. Bu kapsamda, kolektör RPM dönüş hızı, ağızlık ile toplayıcı

arasındaki mesafe ve çekim süresi değiştirilmiştir. Her bir parametre için 3 farklı değer ile çekim yapılmıştır ve her çekim sırasında sadece 1 parametre üzerinden değişiklik yapılmıştır. Böylelikle 3 set halinde elektro-eğirme işlemi gerçekleştirilmiştir ve toplamda 6 numune oluşturulmuştur. Üretimi gerçekleştirilen numunelerin tekrarlanabilirliğini kontrol etmek amacıyla optimum özelliklere sahip olan numune seçilerek eşit parametreler ile aynı şartlar altında toplamda 3 kez tekrar üretimi gerçekleştirilmiştir. Tabi tutulan test ve analizler ışığında tekrarlanabilirlik değerlendirilmiştir. Numunelerin üretim parametreleri Tablo 2.4.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 2.4. Elektro-eğirme ile üretilen C1-prob numunesinin üretim parametreleri

Numune	**ES Voltaj KV**	**Besleme hızı ml/sa**	**Dönüş hızı RPM**	**Uzaklık mm**	**Sıcaklık ^{0}C**	**Süre sa**
C1-prob	32	1,6	150	280	21	4
C1-prob1	32	1,6	150	240	21	4
C1-prob2	32	1,6	150	200	21	4
C1-prob2-1D	32	1,6	150	200	21	4
C1-prob2-2D	32	1,6	150	200	21	4
C1-prob2-3D	32	1,6	150	200	21	4
C1-prob3	32	1,6	500	280	21	4
C1-prob4	32	1,6	1000	280	21	4
C1-prob5	32	1,6	150	280	21	3
C1-prob6	32	1,6	150	280	21	2

Tüm bu üretim aşamaları sonrasında elde edilen numunelerin özellikleri ve sahip olduğu üretim parametreleri toplu olarak Tablo 2.4.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 2.5. Elde edilen tüm numunelerin özellikleri ve değişken üretim parametreleri

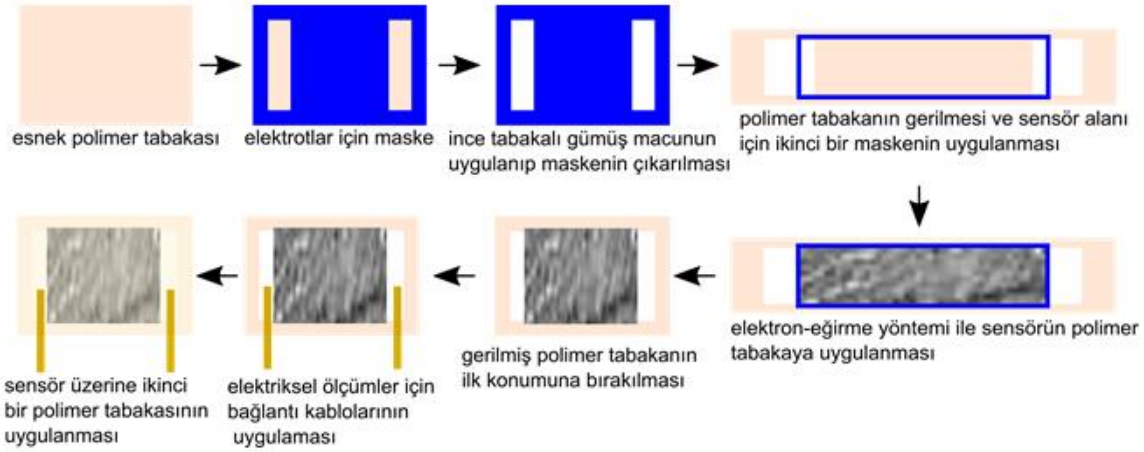
Numune	KNT gr	% w/v KNTgr/ml	Sonikasyon Yöntemi	Dönüş hızı RPM	Uzaklık mm	Süre sa
C0-mk	0	0	mk	150	280	4
C0,3-prob	0,03	0,3	prob	150	280	4
C0,5-prob	0,05	0,5	prob	150	280	4
C0,7-prob	0,07	0,7	prob	150	280	4
C1,5-banyo	0,15	1,5	banyo	150	280	4
C2-banyo	0,2	2	banyo	150	280	4
C1-mk	0,1	1	mk	150	280	4
C1-banyo	0,1	1	banyo	150	280	4
C1-prob	0,1	1	prob	150	280	4
C1-prob1	0,1	1	prob	150	240	4
C1-prob2	0,1	1	prob	150	200	4
C1-prob2-1D	0,1	1	prob	150	200	4
C1-prob2-2D	0,1	1	prob	150	200	4
C1-prob2-3D	0,1	1	prob	150	200	4
C1-prob3	0,1	1	prob	500	280	4
C1-prob4	0,1	1	prob	1000	280	4
C1-prob5	0,1	1	prob	150	280	3
C1-prob6	0,1	1	prob	150	280	2

2.2.3. ÇDKNT/TPU nanoliflerin esnek PDMS polimer yüzeyine uygulanıp sandviç yapının oluşturulması

Bu aşamanın temel amacı, ilk aşamada optimize edilmiş iletken nanolif ağının esnek bir polimer yüzeyine uygulamaktır. Kuvvete duyarlı sensörün imalatı için, esnek ve ince PDMS polimeri kullanılmıştır. PDMS bir elastomerdir ve yüksek dielektrik sabit ve ayarlanabilir bir esnekliğe sahiptir.

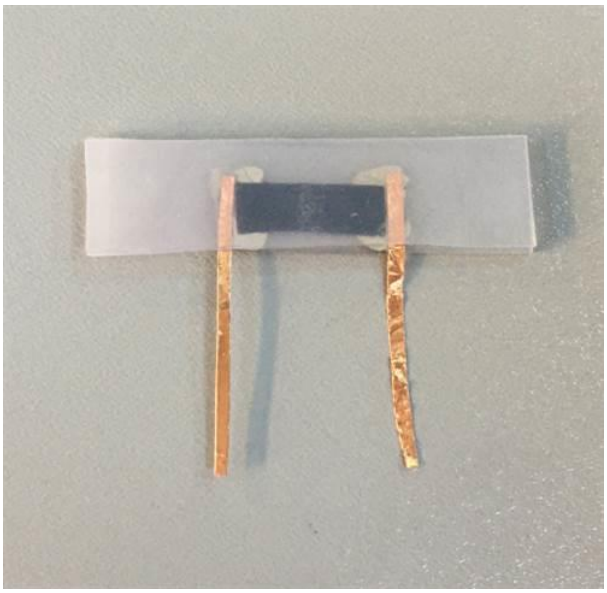
Tasarım aşamasında ilk olarak 1 mm kalığında PDMS yüzey 3x1 cm boyutlarında kesilmiştir. PDMS yüzeyinin hazırlanmasından sonra, elektriksel ölçüm için gerekli olan elektrotları oluşturmak için PDMS yüzeyine elektrotlar her iki tarafa gelecek şekilde ince bir maske uygulanmıştır. Daha sonra maskeye belli miktarda gümüş macun sürülmüş ve

çevre sıcaklığında kurumaya bırakılmıştır. Elektrotların uygulanmasından sonra, PDMS yüzeyi elastik bölge içinde gerdirilmiştir. Daha sonra, üretilen 1x0,5 cm boyutlarında kesilen ÇDKNT/TPU kompoziti elektro-eğirme ile sensör alanına uygulanmıştır. Elektriksel ölçümler için elektrotların üzerine 0,1 cm genişliğinde iletken bakır bant uygulandıktan sonra sensör ikinci bir polimer tabakası ile kapsüllenip kurumaya bırakılmıştır. Şekil 2.8.'de sandviç yapının oluşum safhaları gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Esnek PDMS polimerleri arasına sıkıştırılmış, sandviç yapıdaki elektro-eğirilmiş ÇDKNT/TPU liflerin imalat aşaması

Tüm bu aşamalar sonucunda esnek PDMS polimerleri arasına ÇDKNT/TPU nanolifin kapsüllenmesi ile oluşturulan sandviç yapı Şekil 2.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 2.9. PDMS ile oluşturulan sandviç yapı

2.3. Enstrümantal Analiz

Enstrümantal analiz; çözelti ve nanolif analizi olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda gerçekleştirilen analiz yöntemleri aşağıda belirtilmiştir. Üretim kapsamında hazırlanan çözeltilerin viskozitesi DV-E model brookfield ekonomik viskozimetre ile ölçülmüştür. Brookfield DV-E model viskoz metreler, ölçüm kriterlerinde kendi standartlarını belirlemiş bir cihazdır. Dijital göstergesi sayesinde kolay, kesin ve doğru olarak viskozite ve % torku okumayı olanaklı kılmaktadır. Şekil 2.10.'da DV-E model brookfield viskozimetre gösterilmektedir.



Şekil 2.10. DV-E model brookfield viskozimetre

Çözelti iletkenliği WTW profiline cond 3110 iletkenlik ölçer ile ölçülmüştür. Çözelti iletkenliği Set 1 Tetracon 325 Elektrot ile temas vasıtasıyla ölçülmektedir. Ölçüm aralığı 0,0 uS/cm ile 1000 mS/cm arasında, sıcaklık aralığı ise -5°C ile 105,0°C arasındadır. Cihazın ölçüm hassasiyeti ölçülen değerin ±0,5 %, ±0,1 K'dir. Cihaz otomatik sıcaklık kompanzasyonuna sahiptir. Şekil 2.11.'de WTW profiline cond 3110 iletkenlik ölçer gösterilmektedir.



Şekil 2.11. WTW profiline cond 3110 iletkenlik ölçer

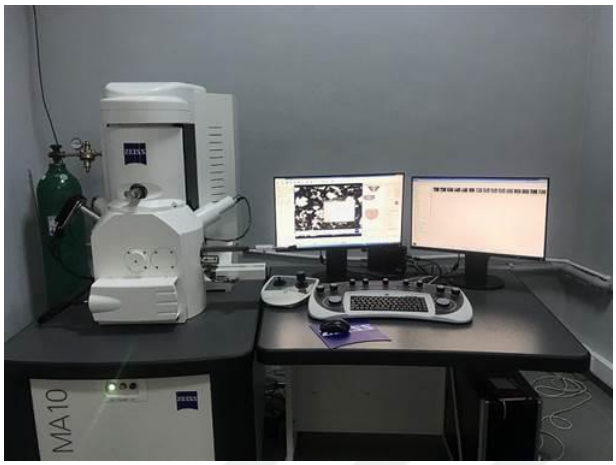
Çözeltilerin absorsiyon dalga boyu analizi Shimadzu UV-1280 UV-Vis Spektrofotometre ile yapılmıştır. Çözeltilerden belirli spektrumlarda ışık geçirilmesi ve bu ışının ne kadarının çözelti tarafından absorblandığı esasına dayanmaktadır. Çözelti tarafından dalga boyu gerekli enerji seviyesine ulaştığından absorblanır. Bu absorsiyon belirlenerek dalga boyuna karşılık absorbans işaretlenmektedir. Şekil 2.12.'de Shimadzu UV-1280 UV-Vis Spektrofotometre gösterilmektedir.



Şekil 2.12. Shimadzu UV-1280 UV-Vis spektrofotometre

Nanoliflerin morfolojik yapısı ve analizi taramalı elektron mikroskobu (SEM, Carl Zeiss Evo MA10) ile taranarak gözlemlenmiştir. Cihaz odaklanmış bir elektron demeti ile tarayarak numunenin görüntüsünü üreten bir mikroskoptur. Numunelerde daha ayrıntılı

ve net görüntü alınabilmesi için Quorum Q150 Res kaplama cihazı kullanılmaktadır. Şekil 2.13.'de Carl Zeiss Evo MA10 taramalı elektron mikroskobu gösterilmektedir.



Şekil 2.13. Carl Zeiss Evo MA10 taramalı elektron mikroskobu

Numunelerin kimyasal yapı karakterizasyonu, moleküller arasındaki bağ yapısı ve fonksiyonel grupları Fourier Kızılötesi Dönüşümlü Spektrofotometre (FTIR), Jasco FT/IR-4000 ile incelenmiştir. KNT nano partiküllerinin, TPU granüllerinin ve üretilen nanoliflerin niteliksel özellikleri FTIR ile belirlenmiştir. Şekil 2.14.'de Jasco-4000 Fourier Kızılötesi Dönüşümlü Spektrofotometre gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Jasco-4000 fourier kızılötesi dönüşümlü spektrofotometre

Numunelerin çekme öncesi kalınlık değerleri Mitutoyo 547-401 absolute dijital kalınlık ölçme komparatör cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Cihazın ölçüm aralığı 0,12 okuma hassasiyeti 0,001 mm dir. Ayrıca Maksimum ölçüm derinliği 21 mm, hata sınırı ise 0,005 mm'dir. Şekil 2.15.'de Mitutoyo 547-401 absolute dijital kalınlık ölçme komparatör cihazı gösterilmektedir.



Şekil 2.15. Mitutoyo 547-401 absolute dijital kalınlık ölçme komparatör cihazı

Nanokompozit yapılı nanoliflerin çekme testleri Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test makinesi ile gerçekleştirilmiştir. Komparatör cihazının çene hızı 30 mm/dk ve çene aralığı ise 30 mm olarak belirlenmiş olup, uygulanan kuvvet (N) ve uzama birimleri ise (mm) olarak bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. Bu cihaz ile elastik ürünün gerilme-uzama ilişkisi, kopma uzama ve kopma dayanımı değerleri tespit edilmiştir. Şekil 2.16.'da Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test makinesi gösterilmektedir.



Şekil 2.16. Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test makinesi

Numunelerin erime ve kristalizasyon davranışlarını belirlemek için Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) yöntemi kullanılmıştır. Ölçümler, Shimadzu Corporation DSC-60

Plus/60A Plus Diferansiyel Taramalı Kalorimetre cihazında, azot atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Gaz akış hızı olarak 50 $ml.dk^{-1}$ ayarlanmıştır. Analizlerin güvenilirliği için alüminyum pan kullanılmıştır. DSC analizleri iki adım olarak gerçekleştirilmiştir. İlk olarak; 10 mg alınan numuneler -100°C'den +260°C'ye 10°C.dk-1 ısıtma hızı ile ısıtılmıştır. Burada 5 dakika bekletildikten sonra-10°C.dk-1 soğutma hızında başlangıç sıcaklığına kadar soğutulup -100°C'den +280°C'ye aynı şartlarda ikinci bir ısıtma işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylelikle birinci ısıtma sonrasında proses şartlarından kaynaklanan ısıl etkenler ortadan kaldırılmaktadır. Numunelerin erime sıcaklıkları (Tm), DSC ikinci ısıtma eğrisinden elde edilmiştir. Şekil 2.17.'de Shimadzu Corporation DSC-60 Plus/60A Plus diferansiyel taramalı kalorimetre gösterilmektedir.



Şekil 2.17. Shimadzu Corporation DSC-60 Plus/60A plus diferansiyel taramalı kalorimetre

Nanoliflerin termogavimetrik analizleri Shimadzu Corporation DTG-60H cihazında gerçekleştirilmiştir. Cihaz maksimum 1500°C ye kadar ısıtma kapasitesine ve programlanabilir atmosfer kontrolüne sahiptir. Analizler 30°C-600°C sıcaklık aralığında, azot atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Gaz akış hızı 10 ml/dk olarak ayarlanmıştır. Analiz esnasında 10°C.dk-1 ısıtma hızı kullanılmıştır. Yüksek sıcaklığa dayanımı sebebiyle platin pan kullanılmıştır. Panın içerisi α-Alumina (α-Al2O3) tozu ile kaplandıktan sonra, her numune için 5 mg tartım yapılarak platin pan içerisine yerleştirilmiştir. Hazırlanan

numuneler boş olarak yerleştirilen kontrol panı ile analize tabi tutulmuştur. Şekil 2.18.'de Shimadzu Corporation DTG-60H termogavimetrik analiz cihazı gösterilmektedir.



Şekil 2.18. Shimadzu Corporation DTG-60H termogavimetrik analiz cihazı

Numunelerin yüzeysel direnç ölçümü Keithley 8009-Resistivity Test Fixture cihazı ile gerçekleştirilmiştir. VOM (volt-ohm-milliammetre) olarak da bilinen bir multimetre veya multitester, birkaç ölçüm fonksiyonunu bir ünitede birleştiren elektronik bir ölçüm cihazıdır. Tipik bir multimetre voltajı, akımı ve direnci ölçebilir. Analog multimetreler okumaları görüntülemek için hareketli bir işaretçiyle birlikte bir mikro ölçer kullanır. Numunelerin yüzeysel direnç ölçümü 10x10 cm boyutlarında kesildikten sonra 4 prob tekniğine göre yapılmıştır. Ölçüm -5V ile 5V arasında 0,5 v aralıkla gerçekleştirilip direnç ve akım değerleri kaydedilmiştir. Şekil 2.19.'da Keithley 8009-resistivity test fixture cihazı gösterilmektedir.



Şekil 2.19. Keithley 8009-resistivity test fixture cihazı

Numunelerin elektromekanik karakterizasyonu Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test cihazı ile Keithley 8009-resistivity test fixture cihazının entegre edilerek eşzamanlı olarak çalıştırılması ile ölçülmüştür. Çekme dayanımı test cihazının Çene aralığı ve çene hızı sırasıyla 30 mm ve 30 mm.dk-1 olarak tayin edilmiştir. Direnç ölçümü için prob uçları numuneye sabitlendikten sonra 5V gerilim uygulanarak cihazlar eşzamanlı olarak çalıştırılmıştır. Her iki ölçüm için zaman aralığı 5 saniye olarak ayarlanmıştır. Uygulanan direnç değerleri (Ohm) ve uzama değerleri (mm) bilgisayara kaydedilmiştir. Sonuçlardan uzama-direnç ilişkisi, piezorezistif etki, gauge faktör ve korelasyon katsayısı tespit edilmiştir. Şekil 2.20.'de Numunelerin piezorezistif tepkilerinin ölçüm sistemi gösterilmektedir.



Şekil 2.20. Numunelerin piezorezistif tepkilerinin ölçümü

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1. Elektro-eğirme ile Üretilen KNT Katkılı TPU Nanoliflerin Karakterizasyonu

3.1.1. Viskozite ölçümü

Viskozite ölçümü DV-E model brookfield ekonomik viskozimetre cihazı kullanılarak yapılmıştır. Viskozimetre ile yapılan ölçümlerde 60 RPM'de dönen s21 tipi mil kullanılmıştır. Sonuçlar Santipoise (CPoise) cinsinden elde edilmiştir. Numuneler ve elde edilen değerler Tablo 3.1.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Nanolif çözeltilerinin viskozite değerleri

Numune	**% w/v (KNTg/ml9**	**KNT (g)**	**VİSKOZİTE (CPoise)**
C0-mk	0	0	217
C0,3-prob	0,3	0,03	540
C0,5-prob	0,5	0,05	558,3
C0,7-prob	0,7	0,07	581,7
C1,5-banyo	1,5	0,15	543,5
C2-banyo	2	0,2	572,4
C1-mk	1	0,1	314
C1-banyo	1	0,1	473,1
C1-prob	1	0,1	700,8
C1-prob1	1	0,1	699,84
C1-prob2	1	0,1	698,03
C1-prob2-1D	1	0,1	695,72
C1-prob2-2D	1	0,1	698,43
C1-prob2-3D	1	0,1	696,28
C1-prob3	1	0,1	700,65
C1-prob4	1	0,1	699,53
C1-prob5	1	0,1	696,38
C1-prob6	1	0,1	696,38

Tablo 3.1. incelendiğinde; uygulanan sonikasyon tekniğinin ve KNT katkı oranının çözelti viskozitesi üzerinde direkt olarak etkili olduğu görülmektedir. Saf TPU çözeltisi KNT katkı maddesi içermediğinden dolayı en düşük viskozite değerine sahiptir. En düşük oran olan %0,3'lük çözelti ile viskozite değeri yaklaşık 2,5 kat artış göstermektedir. Bu da katkı oranının viskozite değerini büyük oranda artırdığını ispatlamaktadır. KNT oranı artıkça doğru orantılı olacak şekilde viskozitenin de yükseldiği görülmektedir. Fakat ultrasonik banyo ile sonike edilerek hazırlanmış %1,5 ve %2'lik çözeltiler dikkate alındığında KNT oranı yüksek olmasına rağmen viskozitenin daha düşük olduğu görülmektedir. Bu sonuç sonikasyon tekniğinin viskozite üzerinde yüksek derecede etkili olduğunu kanıtlar niteliktedir. Bu yargıyı kanıtlar nitelikte olan diğer bir karşılaştırma ise aynı KNT oranına sahip fakat farklı sonikasyon teknikleri ile hazırlanan %1'lik çözeltilerdir. Manyetik karıştırıcı ile ultrasonik banyo ile ve son olarak ultrasonik homojenizatör prob ile hazırlanan %1'lik 3 adet çözelti birbiri ile kıyaslandığından aynı miktarda KNT katkı oranı içermesine rağmen farklı viskozite değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu bağlamda, en manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözelti viskozitesi 314 cPoise değeri ile en düşük viskozite değerine sahiptir. Akabinde, ultrasonik 473,1 cPoise değeri ile banyo ile hazırlanan çözelti orta bir viskozite değeri ne sahiptir. Son olarak ise 700,8 cPoise değeri ile ultrasonik homojenizatör prob ile hazırlanan çözelti en yüksek viskozite değerine sahiptir. Bu değerler dikkate alındığında, en yüksek oranda sonikasyon etkisi sağlayan yöntemin ultrasonik homojenizatör prob olduğu görülmektedir. Çünkü artan sonikasyon etkisi ile KNT katkı maddesinin çözelti içerisinde dağılımı yüksek seviyede sağlamış olup çözelti yoğunluğu daha fazla artış göstermiştir. İkincil olarak ultrasonik banyo tekniğinin sonikasyon etkisinin yüksek olduğu görülmektedir. Kontrol numunesi olarak hazırlanan manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözelti ile kıyaslandığında ultrasonik banyonun sonikasyon etkisinin daha fazla olduğu çözelti viskozitesinin yüksek olması ile ispatlanabilmektedir.

3.1.2. Çözelti İletkenlik ölçümü

Çözelti iletkenliği WTW profiline cond 3110 iletkenlik ölçer ile Set 1 Tetracon 325 elektrotla temas vasıtasıyla ölçülmüştür. Ölçümler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları mikro Siemens/cm cinsinden elde edilmiştir. Numuneler ve elde edilen değerler Tablo 3.2.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çözelti iletkenlik değerleri

Numune	**% w/v KNT (g/ml)**	**KNT (g)**	**İletkenlik (µs/cm)**
C0-mk	0	0	1,6
C0,3-prob	0,3	0,03	5,7
C0,5-prob	0,5	0,05	7,3
C0,7-prob	0,7	0,07	9,6
C1,5-banyo	1,5	0,15	12,3
C2-banyo	2	0,2	15,1
C1-mk	1	0,1	8,2
C1-banyo	1	0,1	10,7
C1-prob	1	0,1	15,3
C1-prob1	1	0,1	15,3
C1-prob2	1	0,1	15,2
C1-prob2-1D	1	0,1	15,1
C1-prob2-2D	1	0,1	15,2
C1-prob2-3D	1	0,1	15,2
C1-prob3	1	0,1	15,4
C1-prob4	1	0,1	15,3
C1-prob5	1	0,1	15,2
C1-prob6	1	0,1	15,2

Tablo 3.2. incelendiğinde, en düşük iletkenlik değerine sahip olan çözelti; 1,6 µS/cm ile C0-mk saf TPU çözeltisidir. Daha sonra %0,3 ile en düşük KNT katkı oranına sahip olan C0,3-prob çözeltisi 5,7 µS/cm iletkenlik değerine sahiptir. Bu değer saf TPU çözeltisinin yaklaşık 3,5 katı büyüklüğündedir. C0,3-prob çözeltisinden sonra 9,6 µS/cm iletkenlik değeri ile C0,7-prob çözeltisi gelmektedir. C0,7-prob çözeltisinin iletkenlik değeri C0,3-prob çözeltisinin 1,7 katı, C0-mk saf TPU çözeltisinin ise 6 katı büyüklüğündedir. Yüzde 1 oranında KNT içeriğine sahip olan C1-prob çözeltisinin iletkenlik değeri ise 15,3 µS/cm'dir. Bu değer C0,7-prob çözeltisinin iletkenlik değerinin yaklaşık 1,6 katı, C0-mk saf TPU çözeltisi iletkenlik değerinin ise yaklaşık 9,6 katı büyüklüğündedir. Bu değerler göz önüne alındığında; aynı yöntem ve parametreler ile elde edilen çözeltilerin iletkenlik değerleri karşılaştırıldığında, KNT katkısı ile iletkenlik bariz bir şekilde artış göstermiştir. Özellikle saf TPU çözeltisi ile başlangıç katkı oranı olan %0,3'lük C0,3-prob çözeltisi karşılaştırıldığında iletkenlik değeri en yüksek oranda artış göstermiştir. Bu da KNT nano partiküllerinin iletkenlik üzerinde direkt etkili olduğunu göstermektedir. Akabinde, artan KNT katkı oranı ile iletkenlik değerinin yaklaşık 2 kat olmak üzere sürekli artık gösterdiği görülmektedir. Böylelikle, KNT katkı oranı ile çözelti ile çözelti iletkenliği arasında doğru orantı olacak şekilde bir ilişki bulunduğu tespit edilmiştir.

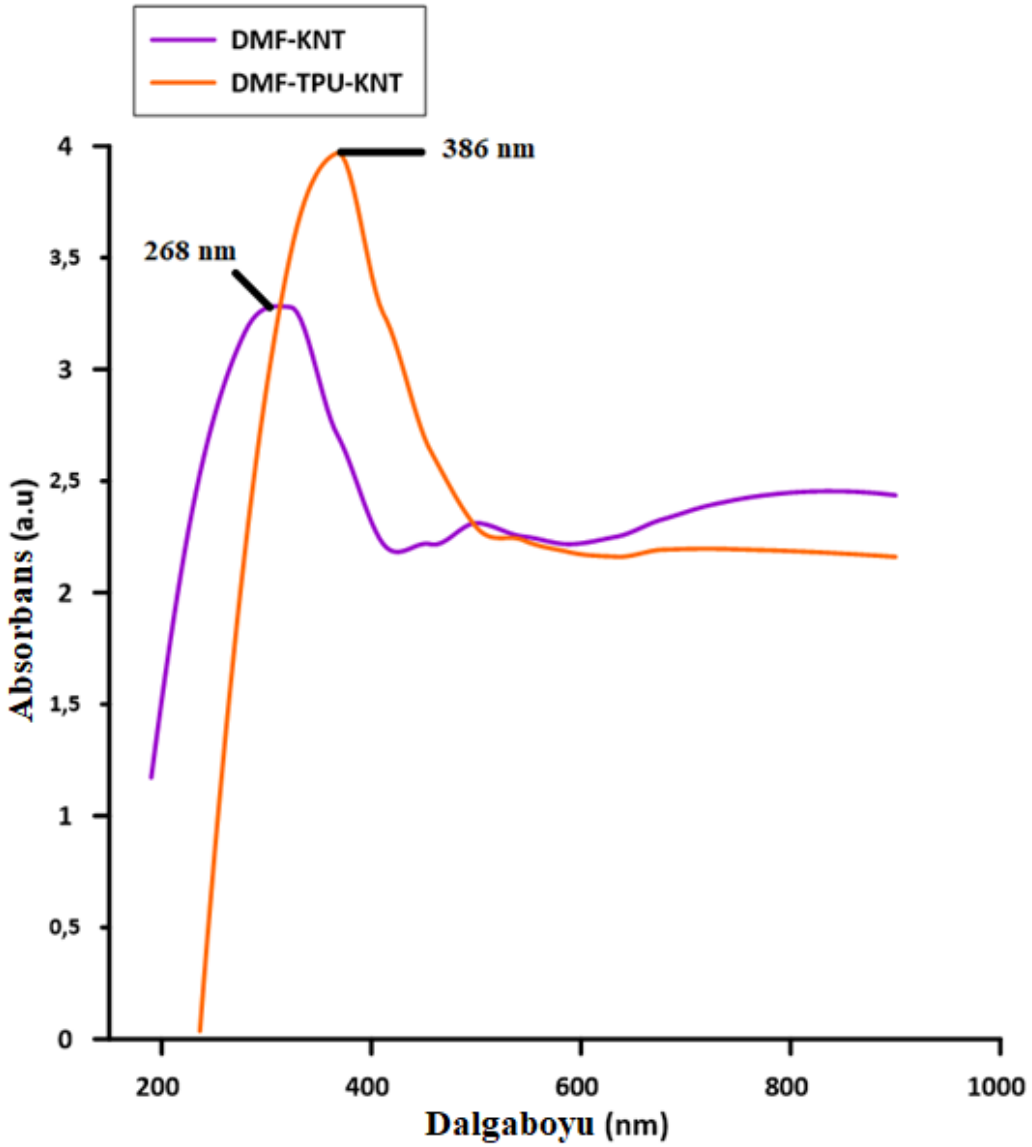
Ultrasonik banyo ile hazırlanan %1,5 KNT katkı oranına sahip olan C1,5-banyo çözeltisinin iletkenlik değeri 12,3 µS/cm dir. Bu değer C0-mk saf TPU çözeltisinin yaklaşık 7,7 katı büyüklüğündedir. En yüksek KNT katkı oranına sahip olan ultrasonik banyo ile hazırlanan %2 KNT katkı oranına sahip olan C2-banyo çözeltisinin iletkenlik değeri ise 15,1 µS/cm dir. C2-banyo çözeltisinin iletkenlik değeri; C1,5-banyo çözeltisinin 1,22 katı büyüklüğünde, C0-mk saf TPU çözeltisinin ise yaklaşık 9,5 katı büyüklüğündedir. Ultrasonik banyo ile hazırlanan bu iki çözelti karşılaştırıldığında, KNT katkı oranı artışı ile çözelti iletkenliğinin de arttığı görülmektedir. Bu da prob tekniği kullanılarak hazırlanan çözeltilerde görüldüğü üzere, aynı yöntem kullanılarak hazırlanan çözeltilerde KNT katkı oranı ile çözelti ile çözelti iletkenliği arasında doğru orantı bulunduğunu destekler niteliktedir. Sonuçlar incelendiğinde dikkat çeken bir nokta ise, C1,5-banyo ve C2-banyo çözeltileri C1-prob çözeltisinden daha fazla KNT katkı oranına sahip olmalarına rağmen C1-prob çözeltisinden daha düşük iletkenlik değerine sahiptir. Bu da göstermektedir ki, çözelti oluşum esnasında kullanılan sonikasyon yöntemi çözelti iletkenliği üzerinde direkt olarak etkilidir. Aynı zamanda sonikasyon yönteminin çözelti

viskozitesi üzerinde etkili olduğu görülmüştür. Viskozite ile paralel olarak iletkenlik değeri de yükseliş göstermektedir. Dolayısıyla prob tekniği ile hazırlanan çözelti içerisinde KNT sonikasyonu daha etkili bir şekilde gerçekleştirildiğinden dolayı çözelti viskozitesi ve bununla ilişkili olarak çözelti iletkenliği daha yüksektir. C1-prob çözeltisinin C1,5-banyo ve C2-banyo çözeltilerinden daha az oranda KNT içermesine rağmen daha yüksek viskozite ve iletkenlik değerine sahip olmasının nedeni; C1,5-banyo ve C2-banyo çözeltileri ultrasonik banyo ile hazırlanmışken C1-prob çözeltisinin ultrasonik prob tekniği ile hazırlanmasıdır. Yüzde 1 oranında KNT katkı oranına sahip 3 farklı teknik ile hazırlanan çözeltiler karşılaştırıldığında ayrıca sonikasyon yönteminin etkisi açık bir şekilde görülmektedir. Bu kapsamda hazırlanan C1-mk, C1-banyo ve C1-prob çözeltileri karşılaştırıldığında; manyetik karıştırıcı ile hazırlanan C1-mk çözeltisinin 8,2 µS/cm ile en küçük iletkenlik değerine, ultrasonik banyo ile hazırlanan C1-banyo çözeltisinin 10,7 µS/cm ile orta seviyede iletkenlik değerine, ultrasonik prob ile hazırlanan C1-prob çözeltisinin ise 15,3 µS/cm ile en yüksek iletkenlik değerine sahip olduğu görülmektedir. Sonuçlardan görüldüğü üzere; banyo ile hazırlanan %1 oranına KNT içeren C1-banyo çözeltisi daha yüksek oranda KNT içeren C1,5-banyo ve C2-banyo çözeltilerinden düşük seviyeden iletkenliğe sahipken, prob ile hazırlanan %1 oranına KNT içeren C1-prob çözeltisi daha yüksek oranda KNT içeren C1,5-banyo ve C2-banyo çözeltilerinden daha yüksek iletkenlik değerine sahiptir. Ayrıca dikkat çeken bir diğer nokta ise; %0,7 ile daha düşük KNT katkı oranına sahip prob tekniği ile hazırlanan C0,7-prob çözeltisi %1 KNT katkı oranına sahip manyetik karıştırıcı ile hazırlanan C1-mk çözeltisinden daha yüksek iletkenlik değerine sahiptir.

Tüm bu sonuçlar ele alındığında; çözelti iletkenliği üzerinde etkili bir parametre olan sonikasyon kalitesinin en yüksek olduğu yöntemin prob tekniği olduğu, takiben ikinci yöntemin ultrasonik banyo yöntemi olduğu ve en son ayrıca en düşük olan yöntemin manyetik karıştırıcı olduğu söylenebilmektedir. KNT katkı maddesi çözelti içerisinde yüksek kalitede sonike edildiği zaman, paralel olarak çözelti viskozitesi ve çözelti iletkenliği artış göstermektedir.

3.1.3. UV-VIS Spektrofotometre

Sıvı haldeki DMF-KNT çözeltisi ve DMF-TPU-KNT çözeltisinin dalga boyu analizi Shimadzu UV-1280 UV-Vis Spektrofotometre ile yapılmıştır. UV-VIS grafiği Şekil 3.1.'de gösterilmiştir ve yorumlamaları aşağıda verilmiştir.



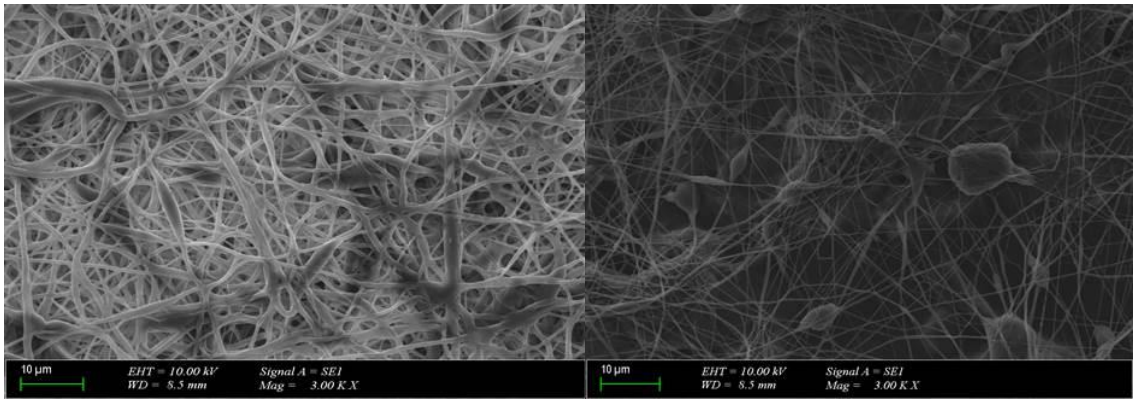
Şekil 3.1. DMF-KNT ve DMF-TPU-KNT çözeltilerinin UV-VIS grafiği

UV-Vis spektroskopisi çözücülerdeki KNT'yi karakterize etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. KNT çözücü içerisinde dağıldıkça, çözücü daha koyu hale gelir ve daha fazla ışık emmektedir. Bu nedenle, dağılım kalitesini belirlemek için maksimum absorbans kullanılmaktadır. Şekil 3.1.'de, DMF içerisinde dağılmış KNT ve DMF-TPU içerisinde dağılmış KNT grafiği verilmiştir. Bilindiği üzere, her çözücü bir UV kesme dalga boyuna sahiptir. Genel olarak, UV kesme dalga boyunun altındaki UV-Vis spektrumu, çözücünün kendisi tüm ışığı emdiği için gürültüye dönüşür. Bu çalışmada DMF-KNT piki yaklaşık 268 nm'de görülmüştür. DMF-TPU-KNT çözeltisinin piki ise 386 nm'de görülmüştür. DMF-TPU-KNT'nin UV kesmesinin DMF-KNT'den daha yüksek olmasının nedeni TPU varlığı ile açıklanabilir. UV-VIS analizlerinde çözücüler içerisinde KNT pikinin olmaması nedeniyle nicel bir karşılaştırma yapılması oldukça zordur. Absorbans yoğunluğunun değişimi gözlenerek nitel bir karşılaştırma yapmak daha doğru bir sonuç vermektedir. Genellikle iyi stabiliteye sahip KNT dispersiyonu zaman içinde absorbans yoğunluğunun değişikliğine bağlıdır. DMF-TPU-KNT absorbansı DMF-KNT absorbansına göre daha yüksektir. Bu durum KNT'nin DMF ve TPU içerisinde daha yüksek kararlılığa sahip olduğunu göstermektedir.

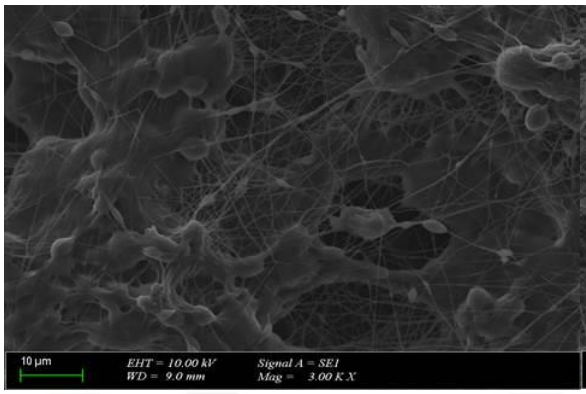
3.1.4. SEM Analizi

Elektro-eğirme ile elde edilen nanoliflerin morfolojik yapısı ve analizi taramalı elektron mikroskobu (SEM, Carl Zeiss Evo MA10) ile taranarak gözlemlenmiştir. Nano yüzeylerin SEM görüntüleri Şekil 3.2.'de gösterilmiştir ve yorumlamaları aşağıda yapılmıştır.

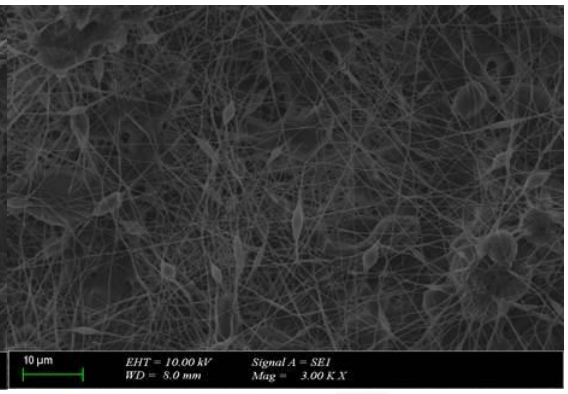
C0-mk C0,3-prob



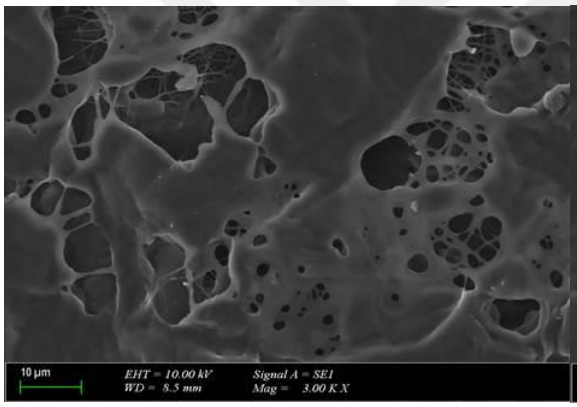
C0,5-prob



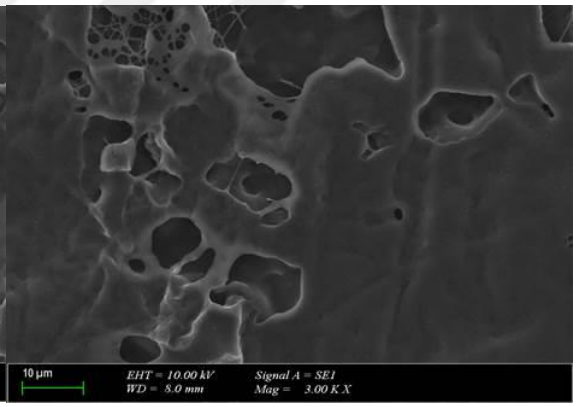
C0,7-prob



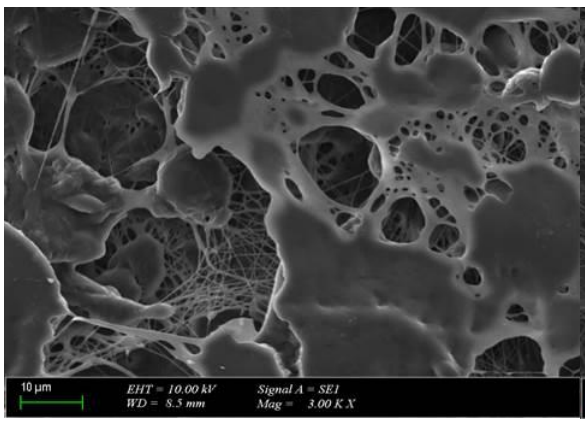
C1,5-banyo



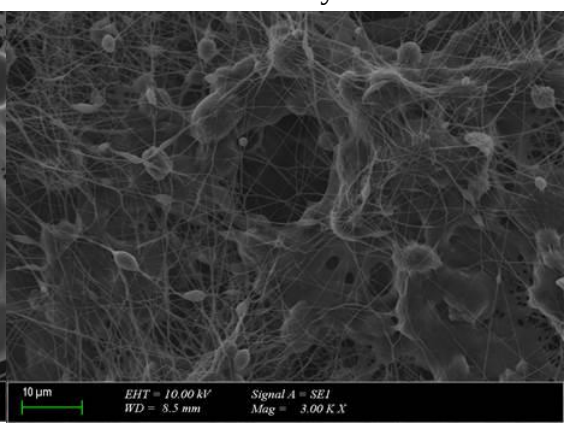
C2-banyo



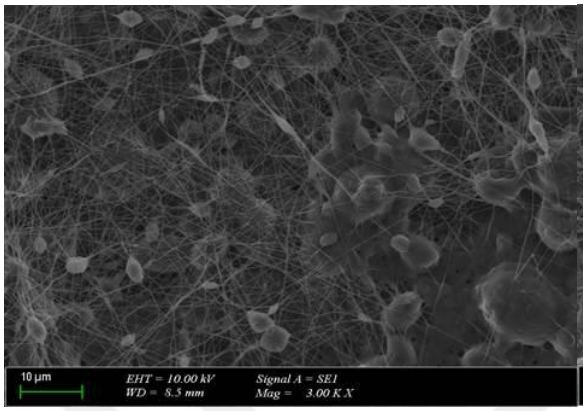
C1-mk



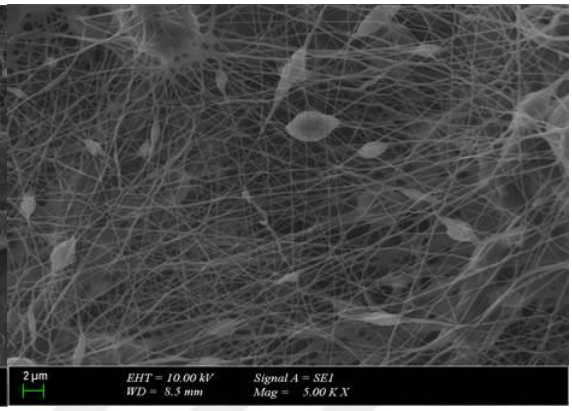
C1-banyo



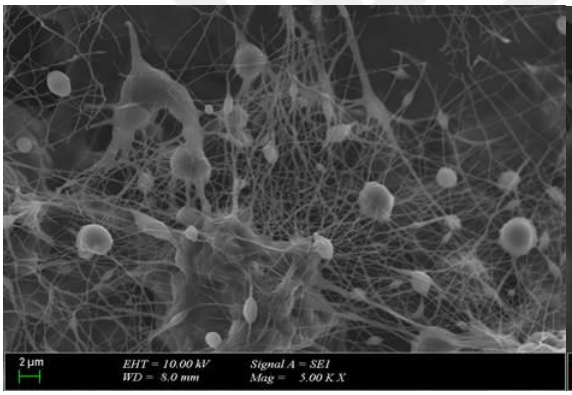
C1-prob



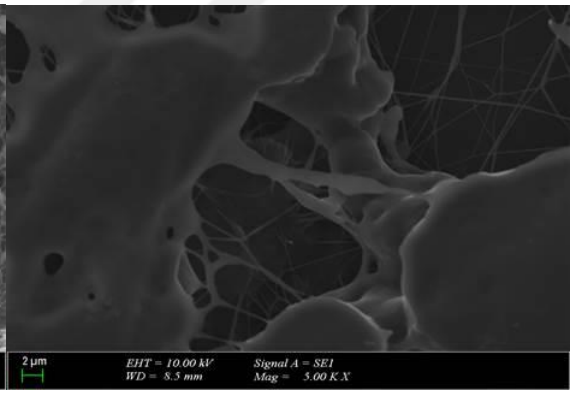
C1-prob1



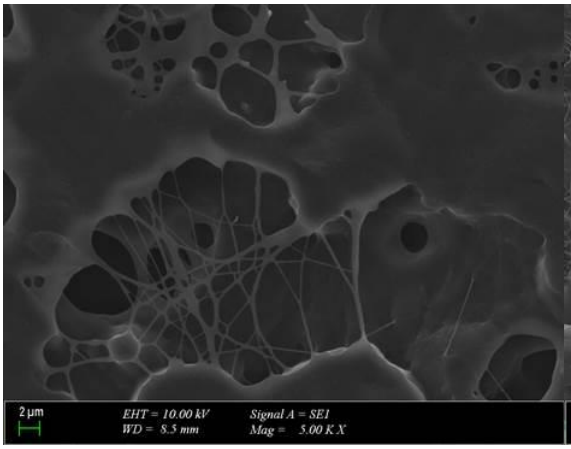
C1-prob2



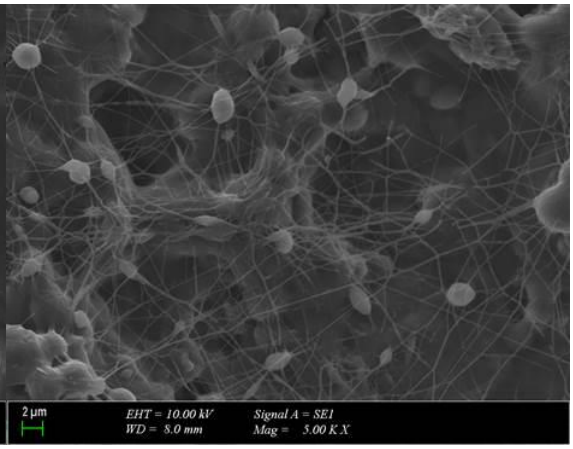
C1-prob3



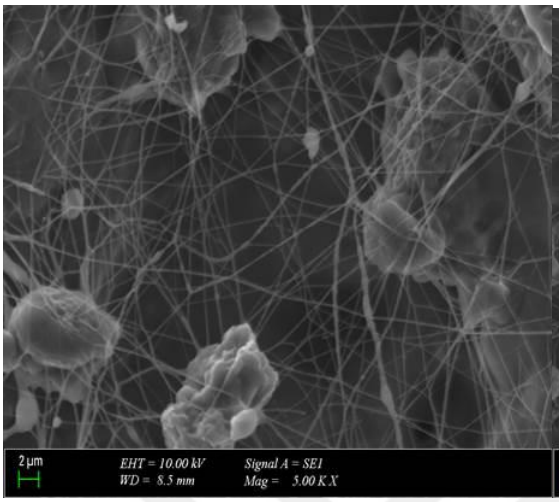
C1-prob4



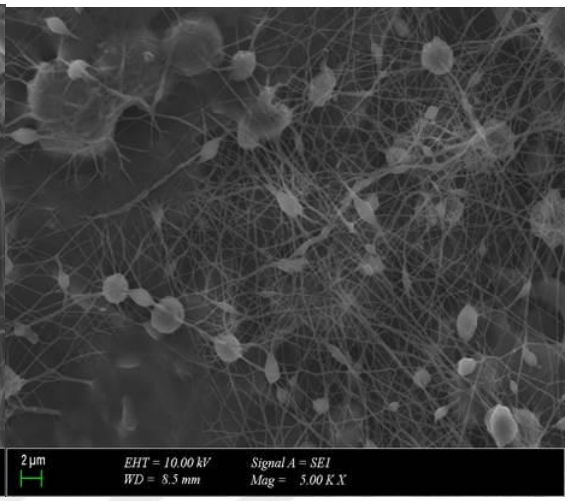
C1-prob5



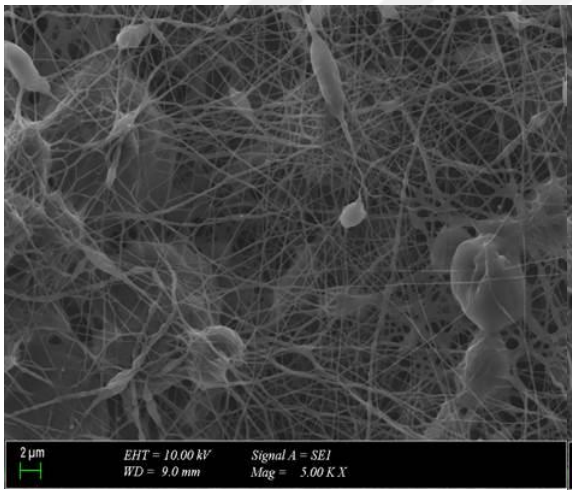
C1-prob6



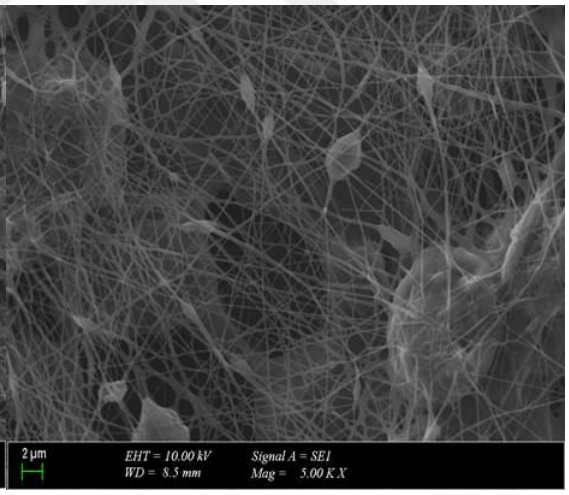
C1-prob2-1D



C1-prob2-2D



C1-prob2-3D



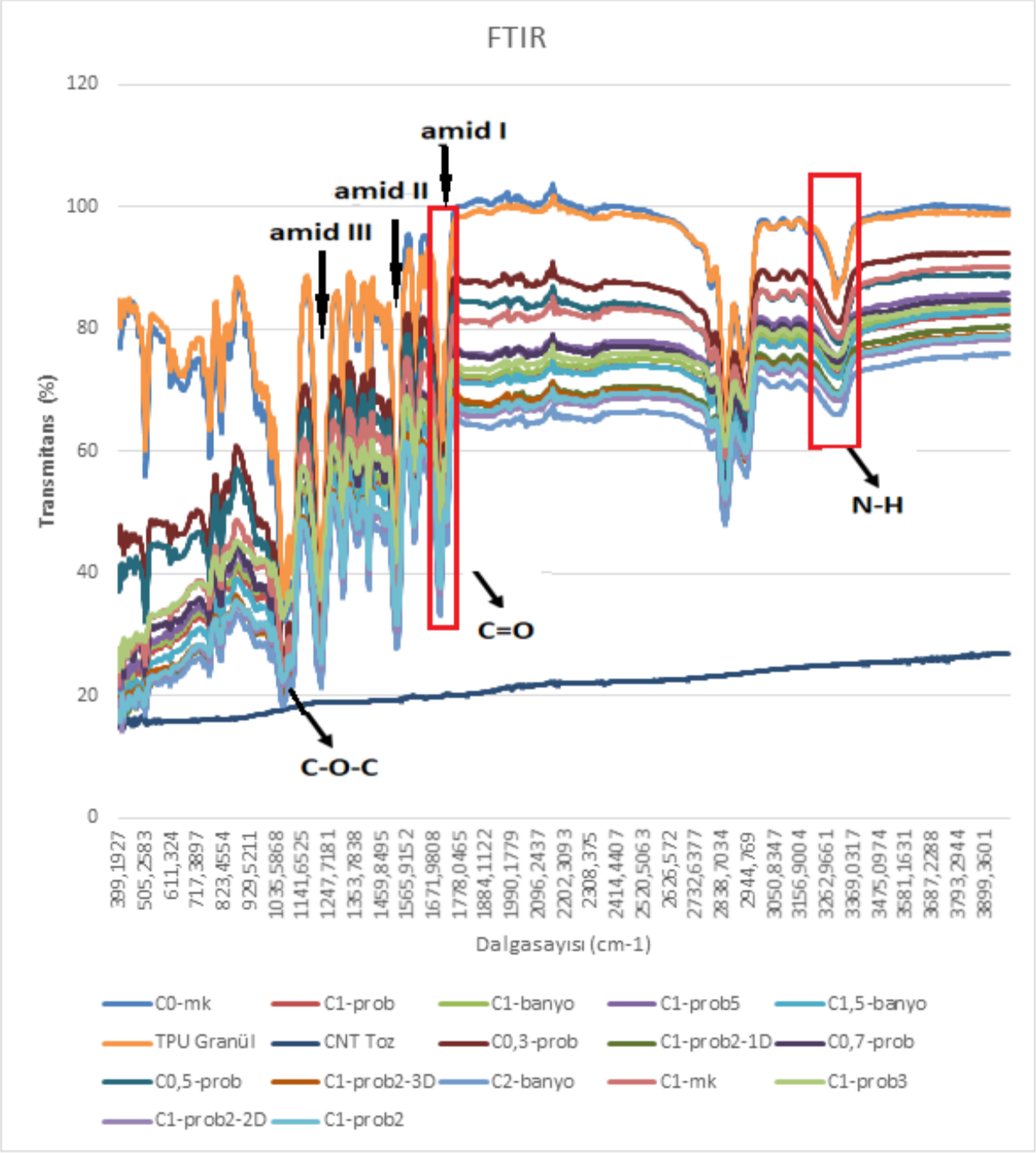
Şekil 3.2. Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin SEM görüntüleri

Hazırlanan numunelerde TPU miktarı ve DMF miktarı eşit şekilde dağıtılmıştır. Numunelerde KNT miktarlarında ve hazırlama yöntemlerinde değişiklikler yapılmıştır. C0-mk numunesinde DMF ve TPU mevcuttur. C0-mk SEM görüntüsünde TPU polimerlerinin yapısı görülmektedir. C0,3-prob numunesinin SEM görüntüsünde ise ortama eklenen KNT'ler ile birlikte nanoliflerin oluştuğu ve TPU'dan gelen polimer liflerin çapının daraldığı görülmektedir. DMF'nin buharlaşması sonucu oluşabileceği düşünülen polimer birikmeleri gözlemlenmiştir. KNT oranının arttığı C0,5-prob ve C0,7-prob numunelerinde ise nanoliflerin inceldiği görülmektedir. Solventin buharlaşması sonucu oluşan polimer birikmelerinin boyutları da küçülmüştür. Bu durum KNT'lerin birleşmesini kolaylaştırmıştır. C1,5 banyo ve C2-banyo numunelerinin diğer numunelerden farkı KNT oranlarının (sırasıyla %1,5 ve %2) ve yöntemlerinin farklı olmasıdır. C1-banyo ve C2-banyo numuneleri yöntem olarak banyoda elde edilmiş numunelerdir. Bu numunelerin SEM görüntülerine bakıldığında nanoliflerden oluşan bir yüzey yerine daha çok polimer bulunduran ve ayrışmış nanolifler görülmektedir. KNT oranının artması ve yöntem değişikliği bu numunelerde yüzey morfolojisinin değişmesine yol açmıştır. Yüzeyde homojen bir nano boyutta lif ve polimer dağılımı görülmemektedir. Aynı durum C1-mk numunesi için de geçerlidir.

C1-prob numunesinin üretim parametrelerinin değiştirilmesiyle elde edilen C1-prob2'nin ve tekrar numuneleri olan C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D numunelerinin diğer numunelerden farkı ise KNT değerlerinin farklı olması (0,1 g) ve numune yapılış yöntemleridir (ultrasonikatör prob). Ultrasonik ultrasonikatör prob yöntemi ile yapılan bu numuneler daha homojen dağılımlı olarak SEM görüntülerinde görülmektedir. KNT oranları ve yapılış yöntemlerinin farklılıkları ile numunelerin nanoliflerinin daha küçük nano boyutlarda olduğu SEM görüntülerinde görülmektedir. Bunun yanı sıra polimer ile nano yapıların arasındaki birleşim daha fazla ve homojen olmakla birlikte polimer birikintilerinin yapı içerisindeki dağılımı ve boyutu da daha stabil olarak görülmektedir. Bu dağılım ve yapısal boyuttaki homojenlik KNT'lerin yapı içerisinde birleşmesini kolaylaştırmış ve morfolojik açıdan daha küçük nano boyutlu lifler elde edilmiştir. Bütün numuneler karşılaştırıldığında yüzey morfolojisi en iyi numuneler C1-prob2 ve C1-prob2'nin tekrar numuneleri olan C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olduğu görülmektedir.

3.1.5. FTIR Analizi

Numunelerin kimyasal yapı karakterizasyonu, moleküller arasındaki bağ yapısı ve fonksiyonel grupları Fourier Kızılötesi Dönüşümlü Spektrofotometre (FTIR), Jasco FT/IR-4000 ile incelenmiştir. Elektro-eğirme ile elde edilen nano yüzeylerin FTIR analizi Şekil 3.3.'de gösterilmiştir ve yorumları aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.3. Elektro-eğirme ile elde edilen nano yüzeylerin FTIR grafiği

FTIR, TPU granül ve DMF içerisinde TPU-KNT'ler arasındaki etkileşimi araştırmak için kullanılmıştır. TPU'nun N-H ve C=O grupları yalnızca H bağlanmasına katıldığından nanokompozitlerin (C0,3-prob, C0,5-prob, C1-prob, C1,5-banyo… gibi numuneler), FTIR spektrumlarındaki değişiklikler yalnızca söz konusu fonksiyonel gruplar için gözlemlenmiştir. TPU ve nanokompozitlerinin (C0,3-prob, C0,5-prob, C1-prob, C1,5-banyo… gibi numuneler), FTIR spektrumları Şekil 3.3.'te verilmiştir. TPU granül eğrileri belirgin poliüretanın karakteristik pikleri (amid I, amid II ve amid III) sırayla 1701 cm^{-1}, 1528 cm^{-1} ve 1220 cm^{-1}'de bulunan bantları taşımaktadır. TPU granülde 3303, 1727 ve 1701 cm^{-1}'deki tepe noktası, H-bağlı N– H gerilmesine, serbest C=O gerilmesine ve H-bağlı C=O gerilmesine karşılık gelmektedir. TPU granül için tanımlanan karakteristik pikler, C–N gerilme (1530 cm^{-1}), alkoksi C–O gerilme (1218 cm^{-1}), epoksi O–C–O gerilme (1110 cm^{-1}), simetrik CH_2 gerilme (2852 cm^{-1}) ve asimetrik CH_2 (2938 cm^{-1}) gerilmeleridir.

Tüm TPU-KNT denemelerinde söz konusu piklerin net bir şekilde gözlemlenmesi TPU ve KNT'lerin oluşumunu doğrulamaktadır. Eklenen KNT'ler çok düşük miktarda olduğu için (ağırlıkça %0,10), FTIR spektrumlarından herhangi bir tür etkileşime dair güçlü bir kanıt elde etmek oldukça zordur. N–H ve C=O gerilme titreşiminde sadece çok küçük değişiklikler kaydedilmiştir. Tüm nanokompozitlerde (C0,3-prob, C0,5-prob, C1-prob, C1,5-banyo… gibi numuneler), H-bağlı karbonil grubunun yoğunluğu, TPU granülden daha düşüktür. Bu gözlem, TPU granülün karbonil grubu ile nanokompozitlerde (C0,3-prob, C0,5-prob, C1-prob, C1,5-banyo… gibi numuneler), N-H ve O-H grupları arasındaki bazı etkileşimleri göstermektedir. Örneğin; TPU granülde N-H gerilmesi 3303 cm^{-1} pikini gösterirken C0,5-prob, C1-prob gibi numunelerde bu pik 3315 cm^{-1} değerine kaymıştır. Aynı şekilde TPU granülde serbest C=O gerilmesine ve H-bağlı C=O gerilmesine karşılık gelen 2852 ve 2938 cm^{-1} pikler KNT eklenen numunelerde 2840 ve 2917 cm^{-1} değerlerine kaymıştır.

3.1.6. Kalınlık ölçümü

Numune kalınlıkları, Mutituyo 547-401 absolute Dijital Kalınlık Ölçüm Cihazı ile belirlenmiştir. Ölçümler numuneler dikey yönde ve yatay yönde olmak üzere iki boyut üzerinden alınmıştır. Her bir ölçüm 5 kez tekrarlanmıştır. Ölçümlerin ortalama değerleri Tablo 3.3.'te detaylı olarak verilmiştir.

Tablo 3.3. Kompozit nanoliflerin kalınlık değerleri

Numune	**% w/v (KNTg/ml)**	**KNT (g)**	**Dikey yönde Ort. Kalınlık (mm)**	**Yatay yönde Ort. Kalınlık (mm)**
C0-mk	0	0	0,0402	0,04
C0,3-prob	0,3	0,03	0,0528	0,0518
C0,5-prob	0,5	0,05	0,0556	0,0554
C0,7-prob	0,7	0,07	0,0734	0,0728
C1,5-banyo	1,5	0,15	0,084	0,0832
C2-banyo	2	0,2	0,0882	0,086
C1-mk	1	0,1	0,0638	0,0616
C1-banyo	1	0,1	0,072	0,0708
C1-prob	1	0,1	0,0752	0,075
C1-prob1	1	0,1	0,0776	0,0772
C1-prob2	1	0,1	0,08	0,0798
C1-prob2-1D	1	0,1	0,0794	0,0786
C1-prob2-2D	1	0,1	0,08	0,0798
C1-prob2-3D	1	0,1	0,0802	0,0798
C1-prob3	1	0,1	0,068	0,0672
C1-prob4	1	0,1	0,0572	0,0564
C1-prob5	1	0,1	0,0388	0,0386
C1-prob6	1	0,1	0,03	0,0286

Tablo 3.3. incelendiğinde; üretim yönü baz alındığında numunelerin dikey yöndeki ortalama kalınlıklarının yatay yöndeki ortalama kalınlıklarına göre daha fazla olduğu görülmektedir. Elektro-eğirme cihazı üretim sistemi düşünüldüğünde; çözelti plaka üzerine yüzey eni doğrultusunda beslendiğinden dolayı dikey yüzey kalınlığı ortalama olarak daha fazladır. Aynı üretim şartları ve parametreleri ile üretilen numunelerde KNT kullanımlıyla birlikte kalınlık artışı olduğu görülmektedir. İçerisinde KNT bulunmayan C0-mk numunesinden başlayarak %1 C1-prob numunesine kadar KNT artışıyla doğru orantılı olacak şekilde numune kalınlığı artış göstermiştir. Ayrıca ultrasonik banyo ile hazırlanan çözelti ile üretilen %1,5 ve %2 ile maksimum KNT katkı oranına sahip numuneler ile karşılaştırıldığında da KNT oranı ile orantılı olarak numune kalınlığında artış görülmektedir. Bu da kalınlık üzerindeki etkili faktörlerin başında KNT katkı oranının geldiğini göstermektedir. Üç farklı yöntem ile elde edilen çözeltilerden üretilen %1'lik C1-mk, C1-banyo ve C1-prob numuneleri kıyaslandığında kalınlığı düşük numunenin manyetik karıştırıcı ile elde edilen çözeltiden oluşturulan C1-mk numunesi, kalınlığı en fazla olan numunenin ise ultrasonik prob ile elde edilen çözeltiden oluşturulan C1-prob numunesi olduğu görülmektedir. Ayrıca alınan ölçümler arasındaki farkın en fazla olduğu numune C1-mk iken ölçümlerin birbirine en yakın olduğu numune ise C1-prob'dur. Ultrasonik prob ile elde edilen çözelti içerisinde KNT nano partiküllerinin ultrasonik banyo ile oluşturulan çözeltiye kıyasla daha yüksek oranda sonike olduğu ve akabinde yüzey üzerinde daha dengeli bir nanolif yapısı oluşturduğu çıkarımına varılmaktadır.

%1'lik C1-prob numune üzerinden elektro-eğirme üretim parametreleri değiştirilerek elde edilen numune kalınlıkları irdelendiğinde; çekim süresi azaldıkça düşük miktarda çözelti beslendiğinden dolayı numune kalınlığı süre ile doğru orantılı olmak üzere azalmaktadır. Bu bağlamda, 0,03 mm ve 0,0286 mm ortalama kalınlıkları ile en ince numune 2 saat çekim işlemi ile üretilen C1-prob6 numunesi iken ardından 0,0388 mm ve 0,0386 mm ortalama kalınlıkları ile 3 saat çekim işlemi ile üretilen C1-prob5 numunesidir. Toplam 4 saat boyunca gerçekleştirilen çekim işlemi sonunda elde edilen C1-prob numunesi ise 0,0752 mm ve 0,075 mm ortalama kalınlıkları ile yüksek numune kalınlığına sahiptir.

Numune kalınlığı üzerinde etkili bir diğer üretim parametresi ise tambur RPM dönüş hızıdır. Dönüş hızı baz alındığında numuneler incelendiğinde, RPM ile numune kalınlığı arasında ters orantılı olacak şekilde bir ilişki bulunduğu görülmektedir. Elektro-eğirme cihazında 1000 RPM dönüş hızı ile üretilen C1-prob4 numune kalınlığı, 500 RPM dönüş hızı ile üretilen C1-prob3 numune kalınlığı ve 150 RPM dönüş hızı ile üretilen C1-prob numune kalınlığı ile kıyaslandığında daha düşüktür. Daha sonra, C1-prob3 numunesi C1-prob numunesi ile kıyaslandığında daha düşük kalınlığa sahiptir. En yüksek kalınlık değerine ise 159 RPM ile en düşük dönüş hız ile üretilen C1-prob numunesi sahiptir. Tambur dönüş hızı arttıkça meydana gelen merkez kuvvetten dolayı çözelti daha geniş alana yayılmakta, dolayısıyla aynı miktarda çözelti ile oluşturulan numune üzerinde alan genişlemekte ve kalınlık azalmaktadır.

Numune kalınlığı üzerinde bir diğer önemli eğirme parametresi ise düze başlığı ile kolektör arasındaki mesafedir. Düze başlığı ile kolektör arasındaki mesafe arttıkça numune kalınlığı azalma göstermektedir. Aynı miktar çözelti beslenmesine rağmen mesafe arttıkça numune kalınlığındaki azalmanın sebebi ise; düze başlığından atılan çözelti kolektöre varıncaya kadar genişleyerek ilerlediğinden, aradaki uzaklık arttıkça çözeltinin kapsadığı genişlik de artmaktadır. Dolayısıyla aynı miktardaki çözelti daha geniş alana yayıldığından numunenin kalınlığında azalma görülmektedir. Düze ile kolektör arasında 200 mm ile en yakın mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob2 numunesi en yüksek kalınlık değerine sahiptir. Daha sonra Düze ile kolektör arasında 240 mm ile en yakın mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob1 numunesi yer almaktadır. Mesafe dışında tüm parametreler sabit tutularak üretilen numuneler arasında en düşük numune kalınlığına ise düze ile kolektör arasında 280 mm ile en uzak mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob numunesi sahiptir. Ayrıca tekrarlanabilirlik kontrolü amacıyla üretilen C1-prob2 ile aynı üretim şartlarına sahip C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D numunelerinin kalınlık değerleri değerlendirildiğinde; dikey yönde maksimum ile minimum kalınlık değerleri arasında 0,0008 mm fark olduğu, yatay yönde ise maksimum ile minimum kalınlık değerleri arasında 0,0008 mm fark olduğu 0,0002 mm fark olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar numune kalınlığı açısından tekrarlanabilirliğin başarılı olduğunu göstermektedir.

3.1.7. Gerilme-gerinim analizi

Numunelerin çekme testleri Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test makinesi ile KNT varlığının filamentlerin mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini belirlemek gerçekleştirilmiştir. Çene aralığı ve çene hızı sırasıyla 30 mm ve 30 $mm.dk^{-1}$ olarak tayin edilmiştir. Numuneler yatay ve dikey yönde olmak üzere çekme testine tabi tutulmuştur. Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanmıştır. Uygulanan kuvvetler (N), çekme mukavemeti (MPa), kopma uzamaları (mm) ve yüzde uzama değerleri (%) bilgisayara kaydedilmiştir. Sonuçlardan elastik bölgedeki gerilme-uzama ilişkisi, kopma dayanımı ve kopma uzaması değerleri tespit edilmiştir. Ölçümlerin ortalama değerleri Tablo 3.4.'de listelenmiştir.

Tablo 3.4. PDMS ve kompozit nanoliflerin mekanik özellikleri

Numune Kodu	Dikey yönde Ort. Kopma Kuvveti (N)	Dikey yönde Ort. Mukavemet (MPa)	Dikey yönde Ort. Kopma Uzaması (mm)	Dikey yönde Ort. Yüzde Uzama (%)	Yatay yönde Ort. Kopma Kuvveti (N)	Yatay yönde Ort. Mukavemet (MPa)	Yatay yönde Ort. Kopma Uzaması (mm)	Yatay yönde Ort. Yüzde Uzama (%)
PDMS	72,7928	727,928	228,8431	762,8102	72,7928	727,9280	228,8431	762,8102
C0-mk	7,1801	17,8608	99,0010	330,0034	4,9897	12,4743	66,2990	220,9968
C0,3-prob	2,9112	5,5136	61,1201	203,7337	3,1605	6,1013	52,1170	173,7232
C0,5-prob	2,6379	4,7443	58,8025	196,0083	3,1126	5,6184	51,7144	172,3814
C0,7-prob	3,8103	5,1911	58,2188	194,0628	3,2706	4,4926	48,5528	161,8427
C1,5-banyo	2,4014	2,8587	19,6233	65,4110	1,9841	2,3847	15,9546	53,1819
C2-banyo	1,0302	1,1680	18,3400	61,1332	0,7683	0,8933	10,3410	34,4699
C1-mk	1,7353	2,7199	30,7726	102,5752	2,1829	3,5436	30,1567	100,5223
C1-banyo	5,1025	7,0868	37,9371	126,4571	3,4386	4,8568	34,0022	113,3408
C1-prob	3,1666	4,2108	39,0367	130,1223	3,2438	4,3251	38,7223	129,0742
C1-prob1	3,3930	4,3724	44,5675	148,5582	3,4843	4,5133	43,0838	143,6128
C1-prob2	3,0955	3,8694	48,3513	161,1711	3,5308	4,4245	43,8046	146,0152
C1-prob2-1D	3,2671	4,1147	48,9694	163,2313	3,1741	4,0382	45,4034	151,3446
C1-prob2-2D	3,2930	4,1162	45,9222	153,0740	3,4939	4,3783	43,3301	144,4337
C1-prob2-3D	3,3557	4,1842	48,5716	161,9054	3,1482	3,9451	44,8034	149,3446
C1-prob3	1,9920	2,9293	31,5554	105,1846	3,4443	5,1254	30,5401	101,8002
C1-prob4	1,7239	3,0138	29,0553	96,8511	2,1908	3,8843	26,7381	89,1269
C1-prob5	2,1798	5,6180	27,8876	92,9586	1,619	4,1943	22,5730	75,2432
C1-prob6	3,3154	11,0512	27,5574	91,8581	1,3018	4,5518	20,2074	67,3579

Nanoliflerin çekme testleri, KNT varlığının ve üretim parametrelerinin filamentlerin mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini belirlemek amacıyla gerçekleştirilmiştir. C0-mk kontrol numunesinin ortalama kopma mukavemeti dikey yönde 17,8608 MPa, yatay yönde ise 12,4743 MPa olarak ölçülmüştür. KNT artışı ile mukavemet değerinde yaklaşık %65 oranında önemli bir düşüş yaşanmıştır. Bunun sebebi olarak polimerik yapı içerisine eklenen partikül yapı olduğu söylenebilir. Polimer içerisinde bulunan KNT katkı partikülleri nanolif mukavemetinde azalmaya sebep olmuştur. KNT miktarıyla ters orantılı olacak şekilde genellikle KNT oran artışı işe çekme mukavemetinde azalma meydana gelmiştir. Özellik %1,5 ve %2 olmak üzere yüksek oranda KNT içeren nanolifler için kademeli olarak her bir numunede yarı yarıya mukavemet azalması görülmüştür. C0,7-prob numunesi 5,1911 MPa çekme mukavemetine sahipken, C1,5-banyo numunesi 2,8587 MPa çekme mukavemeti değeri ile yaklaşık yarı yarıya bir düşüş yaşanmıştır. Akabinde C2-banyo numunesinin çekme mukavemeti 1,1680 MPa olarak ölçülmüş ve bu değer de 2,8587 MPa çekme mukavemetine sahip C1,5-banyo numunesinin yaklaşık yarısı değerindedir. Bu veriler yüksek oranda KNT içeriği ile mukavemette daha büyük oranda bir düşüş yaşandığı göstermektedir. Sonikasyon tekniğe göre değerlendirme yapıldığında; ultrasonik banyo ile hazırlanan %1'lik C1-banyo numunesi dikey yönde 7,0868 MPa ve yatay yönde 4,5518 MPa çekme mukavemeti değeri ile yüksek dayanıma sahiptir. Daha sonra, dikey yönde 4,2108 MPa ve yatay yönde 4,3251 MPa çekme mukavemeti değeri ile ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden çekilen C1-prob numunesi yüksek değere sahiptir. Manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözeltiden çekilen C1-mk numunesi ise dikey yönde 2,7199 MPa yatay yönde 3,5436 MPa çekme mukavemeti ile düşük dayanıma sahiptir. Banyo ile hazırlanan çözeltinin daha uzun süreli sonikasyona tabi tutulması mukavemet üstünde iyileştirici etkiye sahiptir. Ayrıca çözeltinin banyo ve prob ile sonikasyon edilmesi numune üzerinde yüksek oranda dikey yönde mukavemet artışı sağlamaktadır. Üretim parametreleri değerlendirildiğinde, kısa süreli üretim ile elde edilen C1-prob6 ve C1-prob5 numunelerinin kopma kuvveti düşük olmasına rağmen numune kalınlığının az olmasından dolayı çekme mukavemeti artış göstermiştir. Tambur dönüş hızı RPM yükseldikçe numune kopma kuvvetinde ve mukavemetinde düşüş olmaktadır. Yüksek RPM de artan merkez kuvvet çözeltinin daha geniş bir alana yayılmasına ve bağlantı kopukluklarına sebep olmaktadır. Böylelikle meydana gelen numunenin mukavemetinde

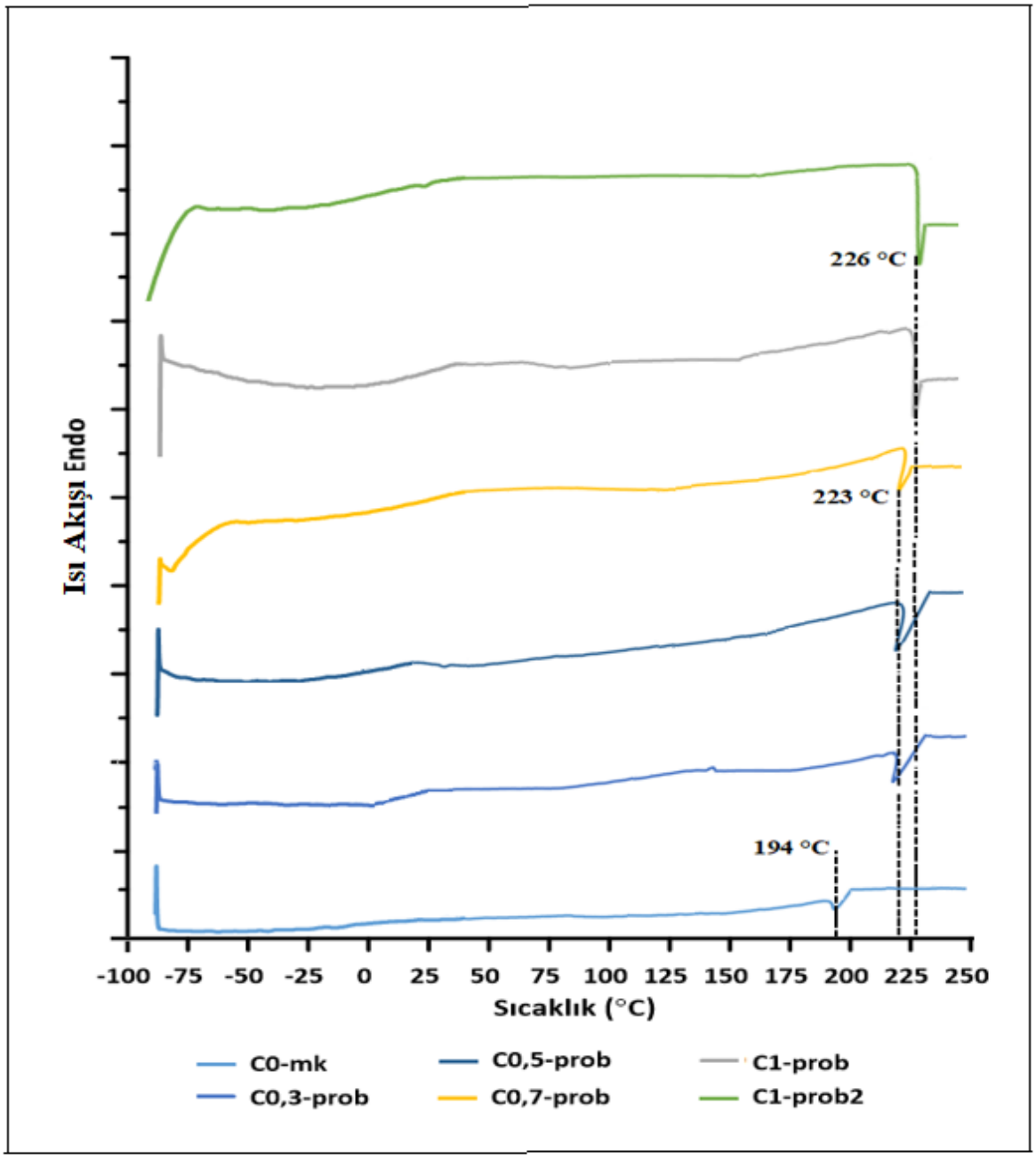
azalma söz konusudur. C1-prob2 numunesi ile C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olmak üzere 3 adet tekrar numuneleri incelendiğinde; yatay yönde, ortalama mukavemet değeri 4,1965 MPa ve hesaplanan standart sapma değeri 0,24 dür. Dikey yönde ise ortalama mukavemet değeri 4,0711 MPa ve hesaplanan standart sapma değeri 0,13 dür. Mukavemet açısından tekrarlanabilirlik denemelerinin başarılı olduğu görülmektedir.

Nanoliflerin kopma uzaması değerleri karşılaştırıldığında, C0-mk kontrol numunesinin 99,001 mm ile %330,0034 uzama göstererek daha iyi bir davranış sergilediği belirlenmiştir. Sonuçlar incelendiğinde KNT oran artışı ile dikey ve yatay yönde uzamanın ters orantılı olarak azaldığı görülmektedir. Özellik %1,5 ve %2 yüksek oranda KNT içeriği ile numunelerde uzamada daha yaklaşık %50 olacak şekilde büyük oranda bir düşüş görülmüştür. Elektro-eğirme tekniği ile üretilen tüm numuneler arasında en düşük uzama miktarını dikey yönde %61,1332 yatay yönde ise %34,4698 uzama ile %2 oranında KNT içeren C2-banyo numunesi sergilemiştir. Akabinde, elde edilen tüm numuneler arasında ikinci olarak en düşük uzamayı ise dikey yönde %65,411 yatay yönde ise %53,1818 uzama ile %2 oranında KNT içeren C2-banyo numunesi sergilemiştir. Bu durum; polimer içerisine katılan artan nano yapılı KNT partiküllerinin polimer içerisinde dağılımı ile TPU nun elastikiyetini azaltması ile açıklanabilir. Sonikasyon yöntemleri karşılaştırıldığında; en yüksek uzama miktarı sergileyen %1'lik numuneler içerisinde dikey yönde %130,1223 ve yatay yönde 129,0742 uzama ile ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-prob numunesi göstermiştir. Prob tekniğe yaklaşık olarak dikey yönde %126,4571 ve yatay yönde 113,3407 uzama ile ultrasonik banyo ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-banyo numunesi ikinci en yüksek uzama miktarına sahiptir. Herhangi bir sonikasyon işlemine tabi tutulmadan manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözelti ile elde edilen C1-mk numunesi ise dikey yönde %102,5752 yatay yönde ise %100,5223 uzama ile en düşük uzama miktarını sergilemiştir. Dolayısıyla, nano partikül yapılı KNT polimerik çözelti içerisinde ne kadar yüksek oranda parçalanır ve homojen dağılırsa elde edilen nanolif yapının elastikiyetinin o kadar yüksek oranda korunduğu belirlenmiştir. Elektro-eğirme üretim parametrelerinin nanolif elastikiyetine etkileri değerlendirildiğinde; üretim süreci azaldıkça ürün kalınlığı azalmakta ve sonuç olarak uzama miktarı azalma göstermektedir. Bu bağlamda üretilen %1'lik tüm numuneler arasında en düşük uzama miktarını dikey yönde %91,858 yatay yönde ise %67,3578

uzama ile 2 saat üretim ile elde edilen C1-prob6 numunesi sergilemiştir. Akabinde, İkinci olarak en düşük uzamayı ise miktarını dikey yönde %92,9585 yatay yönde ise %75,2432 uzama ile 3 saat üretim ile elde edilen C1-prob5 numunesi sergilemiştir. Tambur dönüş hızının ise numune uzaması üzerinde azaltıcı etkisi olduğu görülmektedir. 1000 RPM ile en yüksek dönüş hızına sahip proses ile elde edilen C1-prob4 numunesi dikey yönde %96,8511 yatay yönde ise %89,1268 uzama gösterirken 500 RPM dönüş hızı ile üretilen C1-prob3 numunesi dikey yönde %105,1845 yatay yönde ise %101,8002 daha yüksek uzama yüzdesi göstermiştir. 150 RPM ile en düşük tambur dönüş hızına sahip proses şartı ile üretilen C1-prob numunesi ise dikey yönde %130,1223 yatay yönde ise %129,0742 ile en yüksek uzama yüzdesine sahiptir. Tambur dönüş hızının artışı ile nanolif oluşumu esnasında lif kopuşları meydana geldiğinden dolayı nanolif yapının elastikiyeti üzerinde azaltıcı bir etki göstermektedir. Bir diğer üretim parametresi olan düze ile tambur arasındaki mesafe ile numune uzaması üzerinde ter orantılı olacak şekilde bir ilişki mevcuttur. %1 KNT oranı ile üretilen tüm numuneler arasında dikey yönde %161,1711 ve yatay yönde %146,0152 ile en yüksek uzama oranına sahip olan 200 mm ile en yakın mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob2 numunesidir. Sıralı olarak 240 mm mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob1 numunesi dikey yönde %148,5582, yatay yönde %143,6127 uzamaya sahipken, 280 mm ile en uzak mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob numunesi dikey yönde %130,1223 yatay yönde %129,0742 uzamaya sahiptir. Mesafe arttıkça uzama yüzdesinin azalmasının sebebi; çözeltinin düzeden çıkıştıktan itibaren tambur yüzeyine ulaşana kadar genişleyen bir yol izlemesi dolayısıyla aynı miktar çözeltinin daha geniş alana yayılmasından dolayı numune kalınlığının azalması olarak söylenebilir. Üretimi tekrarlanan C1-prob2 numunesi ile C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olmak üzere 3 adet tekrar numuneleri incelendiğinde, dikey yönde ortalama uzama değeri 47,9536 mm ve hesaplanan standart sapma değeri 1,37 dir. Yatay yönde ise ortalama uzama değeri 44,3353 mm ve hesaplanan standart sapma değeri 0,94 dür. Dolayısıyla, numune uzaması açısından tekrarlanabilirlik denemelerinin başarılı olduğu görülmektedir.

3.1.8. DSC analizi

Numunelerin erime ve kristalizasyon davranışlarını belirlemek için Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) analizi Shimadzu Corporation DSC-60 Plus/60A Plus Diferansiyel Taramalı Kalorimetre cihazı ile azot atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Nanoliflerin DSC grafiği Şekil 3.4.'de gösterilmiştir ve yorumlamaları aşağıda yapılmıştır.



Şekil 3.4. Nanoliflerin ısıtma evresindeki DSC grafiği

C0-mk, C0,3-prob, C0,5-prob, C0,7-prob, C1-prob ve C1-prob2 numunelerine ait DSC ısıtma eğrileri Şekil 3.4'de verilmiştir. Numunelerin erime sıcaklıkları (Tm) Tablo 3.5.'de verilmiştir. C0-mk numunesi DMF-TPU'dan oluşmaktadır. C0,3-prob, C0,5-prob ve C0,7 prob numuneleri KNT eklenmiş numunelerdir. C0-mk numunesinin T_m değeri 194°C'dir. Numunelere KNT eklenince C0,3-prob 222,4°C, C0,5-prob 223,1°C, C0,7-prob 223,8°C'ye kadar arttığı görülmektedir. Numunelerde artan KNT değerleri ürünlerin T_m değerlerini daha yüksek sıcaklıklara kaydırmaktadır.

Tablo 3.5. Nanoliflerin erime sıcaklıkları

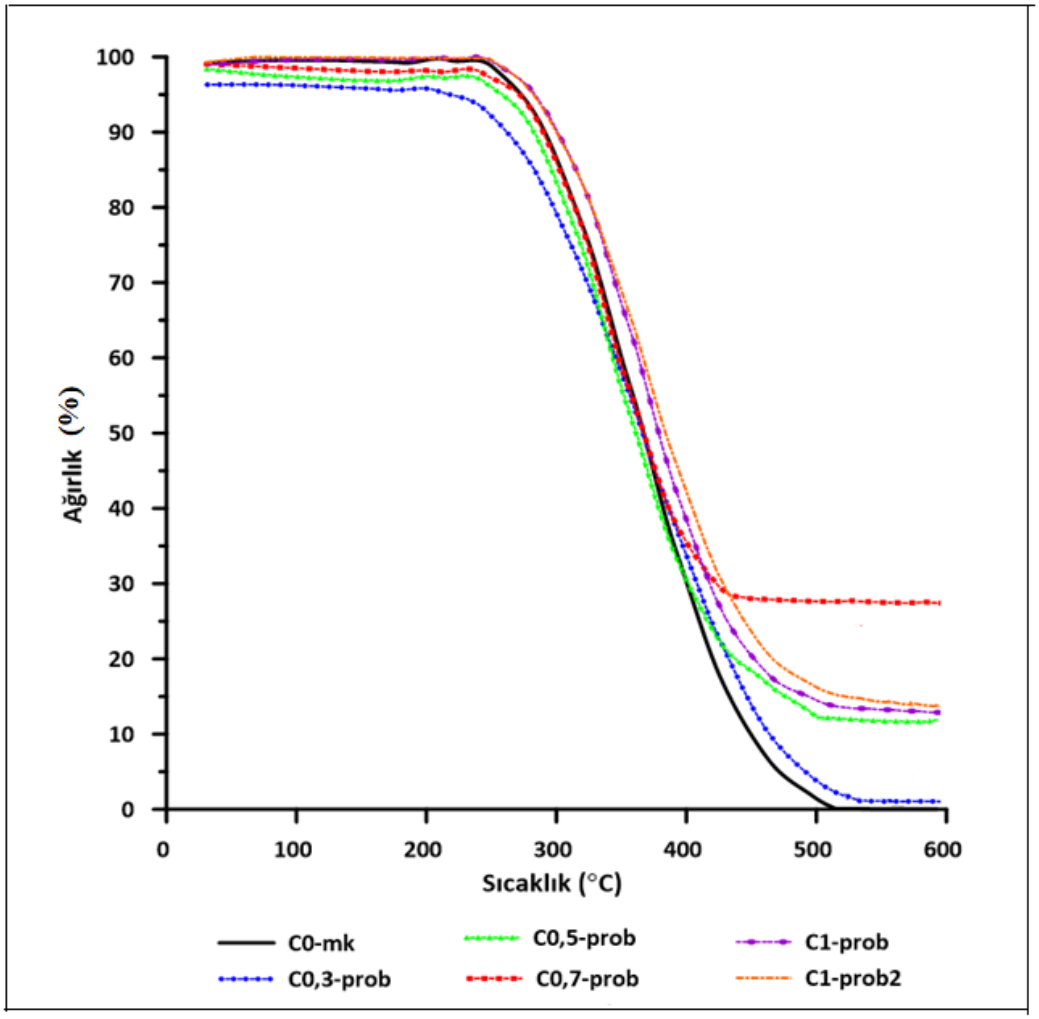
Numune	KNT içeriği (g)	T_m (°C)
C0-mk	-	193,6
C0,3-prob	0,03	222,4
C0,5-prob	0,05	223,1
C0,7-prob	0,07	223,8
C1-prob	0,1	226,3
C1-prob2	0,1	227,1

C1-prob ve C1-prob2 numuneleri yöntemsel olarak ultrasonik prob ile üretilmiştir. Ultrasonikatör probda üretilen bu numunelerde KNT'ler TPU polimerleri içerisine daha homojen dağılım gösterdiği düşünülmektedir. Bu numunelerin T_m değerleri C1-prob 226,3°C ve C1-prob2 227,1°C'ye yükselmiştir. Numunelerde KNT oranlarının artması ile T_m değerlerinin biraz daha yüksek sıcaklıklara kayması (227°C), KNT'nin çekirdekleştirici etkisi ve TPU'nun zincir hareketliliğini kısıtlaması akabinde bu durumun serbest hacim artışına neden olması ile açıklanabilir[123].

[1] DOI: 10.1177/0892705717743292
[2] doi.org/10.1007/s00289-018-2632-3
[3] DOI: 10.1177/0021998316666158

3.1.9. TGA analizi

Nanoliflerin termogavimetrik analizleri Shimadzu Corporation DTG-60H cihazında gerçekleştirilmiştir. Nanoliflerin TGA grafiği Şekil 3.5.'de gösterilmiştir ve yorumlamaları aşağıda yapılmıştır.



Şekil 3.5. Nanoliflerin TGA grafikleri

DMF ve TPU granülden oluşan C0-mk çözeltisi ve KNTnin belirli oranlarda eklenmesiyle oluşan C0,3-prob, C0,5-prob, C0,7-prob, C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin TGA sonuçları Şekil 3.5.'de gösterilmiştir. Ayrıca nanoliflerin TGA verileri Tablo 3.6.'da verilmiştir. KNT içeren numunelerin termal ayrışma sıcaklıkları C0-mk numunesine göre artmamaktadır. C0-mk ve KNT içeren numunelerin ağırlık kayıplarının büyük kısmının 280°C ile 430°C sıcaklık aralığında olduğu görülmektedir. Bu durumun temel nedeni poliüretanın termal bozunmasının bu aralıklarda olmasından

dolayıdır. C0,7-prob numunesinin termal stabilitesinin en fazla arttığı görülmektedir. C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin de termal stabiliteleri diğer numunelere göre artmıştır. KNT'nin ağırlıkça oranın arttırılması yüksek termal kararlılığa sahip bir malzeme olacağını öngörmektedir. Ayrıca hazırlanan numunelerden C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin hazırlanış yöntemleri de yapının termal stabilitesinin arttığını öngörmektedir. C0,7-prob numunesinin termal stabilitesinin C1-prob ve C1-prob2 den fazla olmasının nedeni ise çözelti hazırlama esnasında KNT oranının farklılığı olarak açıklanabilir.

Tablo 3.6. Nanoliflerin TGA değerleri

Numune	**$T_{\%5}$ (°C)**	**T_{max1} (°C)**	**T_{max2} (°C)**	**Kalan Kısım (%)**
C0-mk	273	313	488	1,284
C0,3-prob	256	291	503	3,528
C0,5-prob	281	286	505	12,896
C0,7-prob	292	296	474	29,861
C1-prob	296	317	501	16,655
C1-prob2	296	317	506	18,428

(*) $T_{\%5}$: %5'lik kütle kaybının olduğu sıcaklık, T_{max}: Maksimum bozunma hızı sıcaklığı

Tablo 3.6.'da verilen C0-mk TGA verileri, DMF ve TPU granül katkısına aittir. TPU granülleri üretan bağları ve poliol gruplarından ötürü 280°C ve 480°C'de iki termal ayrışma aşamasına sahiptir. Bozunmanın ilk aşamasında C0-mk'nın ilk ısısal kararlılığı (313°C) yapıya KNT'ler eklenince azalmaktadır. C0,3-prob, C0,5-prob ve C0,7 prob ürünlerinin hazırlanış biçiminin de bu veriden önemli olduğu görülmektedir. Çünkü C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin hazırlanış yöntemlerinde KNT'lerin daha homojen dağılması bu ısısal kararlılığın artmasına neden olmuştur. Co-mk'dan analiz sonucunda kalan kısım 1,284 (%) iken KNT ilavesi yapılan numunelerde bu miktarın artmakta olduğu görülmektedir.0,07 KNT ilave edilen C0,7-prob ürününde kalan kısım 29,861'dir. Ultra sonikatör prob'da yapılan C1-prob ve C1-prob2 numunelerinden kalan kısım sırasıyla 16,655 ve 18,428 olarak bulunmuştur. KNT ağırlığı arttıkça polimer

matrisindeki homojen dağılımı agregasyon nedeni ile zorlaşmaktadır. Bu yüzden C1-prob ve C1-prob2'nin termal kararlılığı C0,7-prob'dan nispeten daha azdır.

3.1.10. Direnç ölçümü

Numunelerin yüzeysel direnç ölçümü Keithley 8009-resistivity test fixture cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Öncelikle her numune 10 cmx10 cm boyutlarında kesilerek ölçüm için hazırlanmıştır. Cihaza düzgün bir şekilde yerleştirildikten sonra kapatılarak 4 prob tekniğine uygun şekilde bağlantı sağlanmıştır. Her bir numune için -5 V ile +5 V gerilim değerleri arasında 0,5 V fark ile ölçümler yapılarak cihazda okunan akım ve direnç değerleri kaydedilmiştir. Elde edilen akım değerleri mikroamper (μA), direnç değerleri ise megaohm (MΩ), iletkenlik değerleri mikro Siemens (μS) cinsinden Tablo 3.7.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

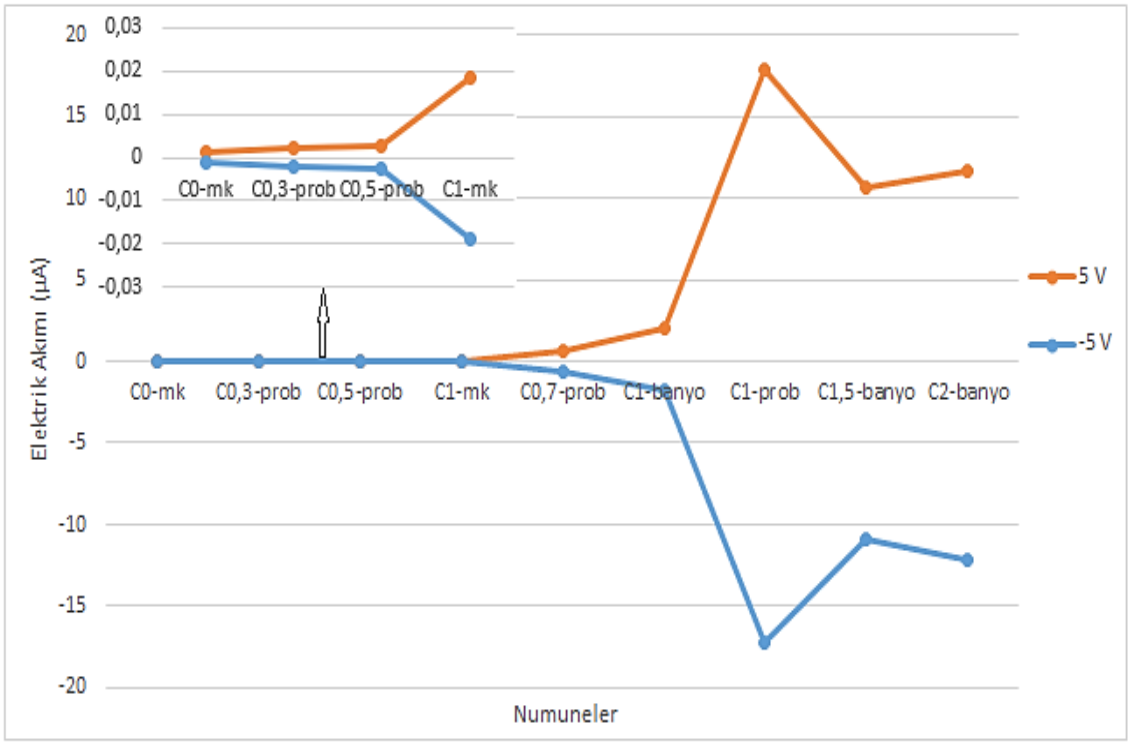
Tablo 3.7. Nanoliflerin gerilim altındaki direnç-akım-iletkenlik değerleri

Volt	C0-mk			C0,3-prob			C0,5-prob			C0,7-prob			C1,5-banyo			C2-banyo		
(V)	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS
-5	4620	$-1{,}08.10^{-3}$	$2{,}15.10^{-4}$	2230	$-2{,}24.10^{-3}$	$4{,}48.10^{-4}$	2060	$-2{,}43.10^{-3}$	$4{,}85.10^{-4}$	8,55	-0,5848	$11{,}7.10^{-2}$	0,46	-10,870	2,17	0,41	-12,195	2,44
-4,5	4630	$-0{,}97.10^{-3}$	$2{,}16.10^{-4}$	2240	$-2{,}01.10^{-3}$	$4{,}46.10^{-4}$	2090	$-2{,}15.10^{-3}$	$4{,}78.10^{-4}$	9,54	-0,4717	$10{,}48.10^{-2}$	0,61	-7,3770	1,64	0,48	-9,3750	2,08
-4	4660	$-0{,}86.10^{-3}$	$2{,}15.10^{-4}$	2240	$-1{,}79.10^{-3}$	$4{,}46.10^{-4}$	2140	$-1{,}87.10^{-3}$	$4{,}67.10^{-4}$	9,67	-0,4137	$10{,}34.10^{-2}$	0,73	-5,4795	1,37	0,57	-7,0175	1,75
-3,5	4690	$-0{,}75.10^{-3}$	$2{,}13.10^{-4}$	2260	$-1{,}55.10^{-3}$	$4{,}42.10^{-4}$	2170	$-1{,}61.10^{-3}$	$4{,}61.10^{-4}$	10,53	-0,3324	$9{,}50.10^{-2}$	0,88	-3,9773	1,14	0,68	-5,1471	1,47
-3	4710	$-0{,}64.10^{-3}$	$2{,}12.10^{-4}$	2320	$-1{,}29.10^{-3}$	$4{,}31.10^{-4}$	2180	$-1{,}38.10^{-3}$	$4{,}59.10^{-4}$	12,43	-0,2414	$8{,}05.10^{-2}$	1,32	-2,2727	0,76	0,82	-3,6585	1,22
-2,5	4740	$-0{,}53.10^{-3}$	$2{,}11.10^{-4}$	2370	$-1{,}05.10^{-3}$	$4{,}22.10^{-4}$	2210	$-1{,}13.10^{-3}$	$4{,}52.10^{-4}$	13,64	-0,1833	$7{,}33.10^{-2}$	1,74	-1,4368	0,57	1,04	-2,4038	0,96
-2	4770	$-0{,}42.10^{-3}$	$2{,}10.10^{-4}$	2410	$-0{,}83.10^{-3}$	$4{,}15.10^{-4}$	2260	$-0{,}88.10^{-3}$	$4{,}42.10^{-4}$	15,27	-0,1310	$6{,}55.10^{-2}$	2,32	-0,8621	0,43	1,27	-1,5748	0,79
-1,5	4830	$-0{,}31.10^{-3}$	$2{,}07.10^{-4}$	2460	$-0{,}61.10^{-3}$	$4{,}07.10^{-4}$	2340	$-0{,}64.10^{-3}$	$4{,}27.10^{-4}$	18,53	-0,0809	$5{,}40.10^{-2}$	2,85	-0,5263	0,35	1,74	-0,8621	0,57
-1	4890	$-0{,}20.10^{-3}$	$2{,}04.10^{-4}$	2540	$-0{,}39.10^{-3}$	$3{,}94.10^{-4}$	2370	$-0{,}42.10^{-3}$	$4{,}22.10^{-4}$	21,43	-0,0467	$4{,}67.10^{-2}$	3,13	-0,3195	0,32	2,36	-0,4237	0,42
-0,5	4970	$-0{,}10.10^{-3}$	$2{,}01.10^{-4}$	2630	$-0{,}19.10^{-3}$	$3{,}80.10^{-4}$	2450	$-0{,}20.10^{-3}$	$4{,}08.10^{-4}$	25,39	-0,0197	$3{,}94.10^{-2}$	3,56	-0,1404	0,28	2,86	-0,1748	0,35
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,5	5030	$0{,}10.10^{-3}$	$1{,}99.10^{-4}$	2670	$0{,}19.10^{-3}$	$3{,}75.10^{-4}$	2440	$0{,}20.10^{-3}$	$4{,}10.10^{-4}$	24,64	0,0203	$4{,}06.10^{-2}$	3,02	0,1656	0,33	2,58	0,1938	0,39
1	4950	$0{,}20.10^{-3}$	$2{,}02.10^{-4}$	2580	$0{,}39.10^{-3}$	$3{,}88.10^{-4}$	2410	$0{,}41.10^{-3}$	$4{,}15.10^{-4}$	22,19	0,0451	$4{,}51.10^{-2}$	2,64	0,3788	0,38	2,14	0,4673	0,47
1,5	4870	$0{,}31.10^{-3}$	$2{,}05.10^{-4}$	2530	$0{,}59.10^{-3}$	$3{,}95.10^{-4}$	2370	$0{,}63.10^{-3}$	$4{,}22.10^{-4}$	18,56	0,0808	$5{,}39.10^{-2}$	2,16	0,6944	0,46	1,28	1,1719	0,78
2	4830	$0{,}41.10^{-3}$	$2{,}07.10^{-4}$	2470	$0{,}81.10^{-3}$	$4{,}05.10^{-4}$	2320	$0{,}86.10^{-3}$	$4{,}31.10^{-4}$	15,82	0,1264	$6{,}32.10^{-2}$	1,66	1,2048	0,60	1,16	1,7241	0,86
2,5	4780	$0{,}52.10^{-3}$	$2{,}09.10^{-4}$	2410	$1{,}04.10^{-3}$	$4{,}15.10^{-4}$	2270	$1{,}10.10^{-3}$	$4{,}41.10^{-4}$	13,74	0,1820	$7{,}28.10^{-2}$	1,35	1,8519	0,74	0,97	2,5773	1,03
3	4740	$0{,}63.10^{-3}$	$2{,}11.10^{-4}$	2350	$1{,}28.10^{-3}$	$4{,}26.10^{-4}$	2210	$1{,}36.10^{-3}$	$4{,}52.10^{-4}$	11,93	0,2515	$8{,}38.10^{-2}$	1,02	2,9412	0,98	0,74	4,0541	1,35
3,5	4710	$0{,}74.10^{-3}$	$2{,}12.10^{-4}$	2300	$1{,}52.10^{-3}$	$4{,}35.10^{-4}$	2160	$1{,}62.10^{-3}$	$4{,}63.10^{-4}$	10,57	0,3311	$9{,}46.10^{-2}$	0,78	4,4872	1,28	0,63	5,5556	1,59
4	4670	$0{,}86.10^{-3}$	$2{,}14.10^{-4}$	2260	$1{,}77.10^{-3}$	$4{,}42.10^{-4}$	2110	$1{,}90.10^{-3}$	$4{,}74.10^{-4}$	9,74	0,4107	$10{,}27.10^{-2}$	0,63	6,3492	1,59	0,57	7,0175	1,75
4,5	4650	$0{,}97.10^{-3}$	$2{,}15.10^{-4}$	2210	$2{,}04.10^{-3}$	$4{,}52.10^{-4}$	2040	$2{,}21.10^{-3}$	$4{,}90.10^{-4}$	9,16	0,4913	$10{,}92.10^{-2}$	0,54	8,3333	1,85	0,51	8,8235	1,96
5	4620	$1{,}08.10^{-3}$	$2{,}16.10^{-4}$	2180	$2{,}29.10^{-3}$	$4{,}59.10^{-4}$	2010	$2{,}49.10^{-3}$	$4{,}98.10^{-4}$	8,48	0,5896	$11{,}79.10^{-2}$	0,47	10,638	2,13	0,43	11,628	2,33

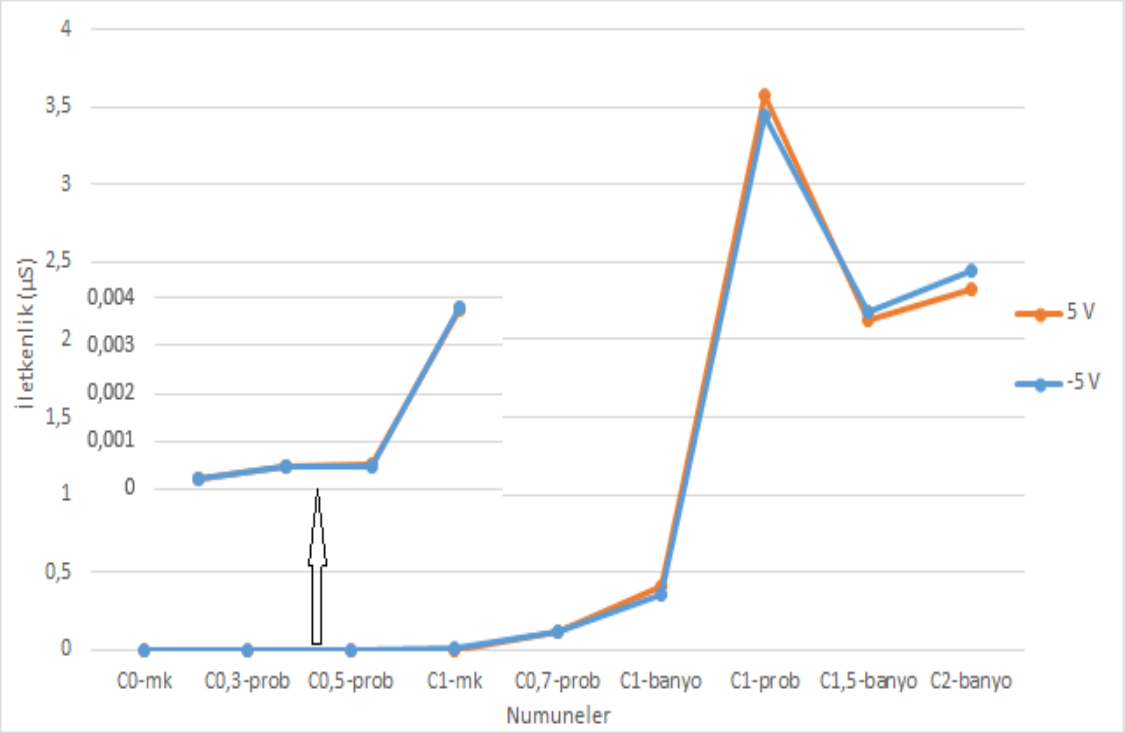
Volt	C1-mk			C1-banyo			C1-prob			C1-prob1			C1-prob2			C1-prob2-1D		
(V)	MΩ	µA	µS	MΩ	µA	µS	MΩ	µA	µS	MΩ	µA	µS	MΩ	µA	µS	MΩ	µA	µS
-5	264	-0,0189	$0,38.10^{-2}$	2,85	-1,7544	0,35	0,29	-17,241	3,45	0,071	-70,4225	14,08	0,044	-113,636	22,73	0,051	-98,0392	19,61
-4,5	271	-0,0166	$0,37.10^{-2}$	3,35	-1,3433	0,30	0,34	-13,235	2,94	0,074	-60,8108	13,51	0,046	-97,826	21,74	0,052	-86,5385	19,23
-4	284	-0,0141	$0,35.10^{-2}$	3,91	-1,0230	0,26	0,43	-9,3023	2,33	0,082	-48,7805	12,20	0,048	-83,333	20,83	0,053	-75,4717	18,87
-3,5	295	-0,0119	$0,34.10^{-2}$	4,21	-0,8314	0,24	0,54	-6,4815	1,85	0,095	-36,8421	10,53	0,050	-70,000	20,00	0,057	-61,4035	17,54
-3	308	-0,0097	$0,32.10^{-2}$	4,84	-0,6198	0,21	0,66	-4,5455	1,52	0,100	-30,0000	10,00	0,055	-54,545	18,18	0,062	-48,3871	16,13
-2,5	327	-0,0076	$0,31.10^{-2}$	5,34	-0,4682	0,19	0,78	-3,2051	1,28	0,140	-17,8571	7,14	0,061	-40,984	16,39	0,067	-37,3134	14,93
-2	341	-0,0059	$0,29.10^{-2}$	6,34	-0,3155	0,16	0,84	-2,3810	1,19	0,160	-12,5000	6,25	0,072	-27,778	13,89	0,078	-25,641	12,82
-1,5	367	-0,0041	$0,27.10^{-2}$	7,78	-0,1928	0,13	0,98	-1,5306	1,02	0,210	-7,1429	4,76	0,090	-16,667	11,11	0,094	-15,9574	10,64
-1	392	-0,0026	$0,26.10^{-2}$	8,73	-0,1145	0,11	1,46	-0,6849	0,68	0,310	-3,2258	3,23	0,130	-7,692	7,69	0,19	-5,2632	5,26
-0,5	416	-0,0012	$0,24.10^{-2}$	10,43	-0,0479	0,10	2,17	-0,2304	0,46	0,470	-1,0638	2,13	0,260	-1,923	3,85	0,37	-1,3514	2,7
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,5	428	0,0012	$0,23.10^{-2}$	11,43	0,0437	0,09	2,02	0,2475	0,50	0,480	1,0417	2,08	0,280	1,786	3,57	0,38	1,3158	2,63
1	384	0,0026	$0,26.10^{-2}$	9,43	0,1060	0,11	1,85	0,5405	0,54	0,320	3,1250	3,13	0,120	8,333	8,33	0,21	4,7619	4,76
1,5	371	0,0040	$0,27.10^{-2}$	8,54	0,1756	0,12	1,02	1,4706	0,98	0,200	7,5000	5,00	0,090	16,667	11,11	0,095	15,7895	10,53
2	354	0,0056	$0,28.10^{-2}$	7,95	0,2516	0,13	0,93	2,1505	1,08	0,140	14,2857	7,14	0,074	27,027	13,51	0,08	25	12,5
2,5	332	0,0075	$0,30.10^{-2}$	6,33	0,3949	0,16	0,85	2,9412	1,18	0,100	25,0000	10,00	0,063	39,683	15,87	0,068	36,7647	14,71
3	317	0,0095	$0,32.10^{-2}$	5,26	0,5703	0,19	0,7	4,2857	1,43	0,098	30,6122	10,20	0,055	54,545	18,18	0,063	47,619	15,87
3,5	305	0,0115	$0,33.10^{-2}$	4,21	0,8314	0,24	0,56	6,2500	1,79	0,086	40,6977	11,63	0,050	70,000	20,00	0,057	61,4035	17,54
4	289	0,0138	$0,35.10^{-2}$	3,96	1,0101	0,25	0,45	8,8889	2,22	0,077	51,9481	12,99	0,046	86,957	21,74	0,054	74,0741	18,52
4,5	274	0,0164	$0,36.10^{-2}$	3,13	1,4377	0,32	0,33	13,636	3,03	0,070	64,2857	14,29	0,042	107,143	23,81	0,052	86,5385	19,23
5	268	0,0187	$0,37.10^{-2}$	2,45	2,0408	0,41	0,28	17,857	3,57	0,065	76,9231	15,38	0,041	121,951	24,39	0,05	100	20

Volt	C1-prob2-2D			C1-prob2-3D			C1-prob3			C1-prob4			C1-prob5			C1-prob6		
(V)	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS	MΩ	μA	μS
-5	0,043	-116,279	23,26	0,047	-106,383	21,28	0,38	-13,158	2,63	18	-0,2778	$5{,}56.10^{-2}$	0,57	-8,7719	1,75	2,48	-2,0161	0,40
-4,5	0,045	-100	22,22	0,049	-91,8367	20,41	0,42	-10,714	2,38	21	-0,2143	$4{,}76.10^{-2}$	0,60	-7,5000	1,67	2,61	-1,7241	0,38
-4	0,048	-83,3333	20,83	0,051	-78,4314	19,61	0,48	-8,333	2,08	23	-0,1739	$4{,}35.10^{-2}$	0,66	-6,0606	1,52	2,78	-1,4388	0,36
-3,5	0,051	-68,6275	19,61	0,055	-63,6364	18,18	0,56	-6,250	1,79	28	-0,1250	$3{,}57.10^{-2}$	0,74	-4,7297	1,35	2,91	-1,2027	0,34
-3	0,056	-53,5714	17,86	0,06	-50	16,67	0,73	-4,110	1,37	32	-0,0938	$3{,}13.10^{-2}$	0,82	-3,6585	1,22	3,01	-0,9967	0,33
-2,5	0,063	-39,6825	15,87	0,066	-37,8788	15,15	0,93	-2,688	1,08	40	-0,0625	$2{,}50.10^{-2}$	0,93	-2,6882	1,08	3,14	-0,7962	0,32
-2	0,074	-27,027	13,51	0,078	-25,641	12,82	1,11	-1,802	0,90	53	-0,0377	$1{,}89.10^{-2}$	1,31	-1,5267	0,76	3,28	-0,6098	0,30
-1,5	0,091	-16,4835	10,99	0,095	-15,7895	10,53	1,24	-1,210	0,81	63	-0,0238	$1{,}59.10^{-2}$	1,60	-0,9375	0,63	3,46	-0,4335	0,29
-1	0,12	-8,3333	8,33	0,17	-5,8824	5,88	1,94	-0,515	0,52	73	-0,0137	$1{,}37.10^{-2}$	1,92	-0,5208	0,52	3,75	-0,2667	0,27
-0,5	0,23	-2,1739	4,35	0,32	-1,5625	3,13	2,86	-0,175	0,35	86	-0,0058	$1{,}16.10^{-2}$	2,97	-0,1684	0,34	4,19	-0,1193	0,24
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,5	0,24	2,0833	4,17	0,32	1,5625	3,13	2,87	0,174	0,35	86	0,0058	$1{,}16.10^{-2}$	2,98	0,1678	0,34	4,16	0,1202	0,24
1	0,11	9,0909	9,09	0,14	7,1429	7,14	1,97	0,508	0,51	74	0,0135	$1{,}35.10^{-2}$	1,94	0,5155	0,52	3,74	0,2674	0,27
1,5	0,092	16,3043	10,87	0,092	16,3043	10,87	1,23	1,220	0,81	63	0,0238	$1{,}59.10^{-2}$	1,57	0,9554	0,64	3,42	0,4386	0,29
2	0,076	26,3158	13,16	0,077	25,974	12,99	0,98	2,041	1,02	54	0,0370	$1{,}85.10^{-2}$	1,24	1,6129	0,81	3,26	0,6135	0,31
2,5	0,064	39,0625	15,63	0,065	38,4615	15,38	0,88	2,841	1,14	41	0,0610	$2{,}44.10^{-2}$	0,91	2,7473	1,10	3,17	0,7886	0,32
3	0,057	52,6316	17,54	0,062	48,3871	16,13	0,74	4,054	1,35	32	0,0938	$3{,}13.10^{-2}$	0,78	3,8462	1,28	2,99	1,0033	0,33
3,5	0,051	68,6275	19,61	0,055	63,6364	18,18	0,53	6,604	1,89	29	0,1207	$3{,}45.10^{-2}$	0,70	5,0000	1,43	2,86	1,2238	0,35
4	0,048	83,3333	20,83	0,051	78,4314	19,61	0,46	8,696	2,17	24	0,1667	$4{,}17.10^{-2}$	0,63	6,3492	1,59	2,75	1,4545	0,36
4,5	0,045	100	22,22	0,047	95,7447	21,28	0,39	11,538	2,56	20	0,2250	$5{,}00.10^{-2}$	0,58	7,7586	1,72	2,64	1,7045	0,38
5	0,042	119,047	23,81	0,044	113,636	22,73	0,35	14,286	2,86	17	0,2941	$5{,}88.10^{-2}$	0,54	9,2593	1,85	2,55	1,9608	0,39

Tablo 3.7. incelendiğinde; yüzey direnci üstünde KNT katkı oranı ve üretim yöntemlerinin önemli bir etki faktörü olduğu görülmektedir. Tablo incelendiğinde tüm numuneler içerisinde en yüksek dirence sahip olan numunenin KNT katkısı bulunmayan saf C0-mk TPU numunesi olduğu görülmektedir. Bu sonuç bize KNT partiküllerinin yüzey iletkenliğini arttırıcı yönde direk etki sahibi olduğunu kanıtlar niteliktedir. KNT oranı ve sonikasyon yöntemleri değiştirilerek elde edilen numunelerin -5 V ve +5 V gerilim altındaki elektrik akım değerlerinin grafiği Şekil 3.6.'da ve iletkenlik değerlerinin grafiği ise Şekil 3.7.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki elektrik akım değerleri

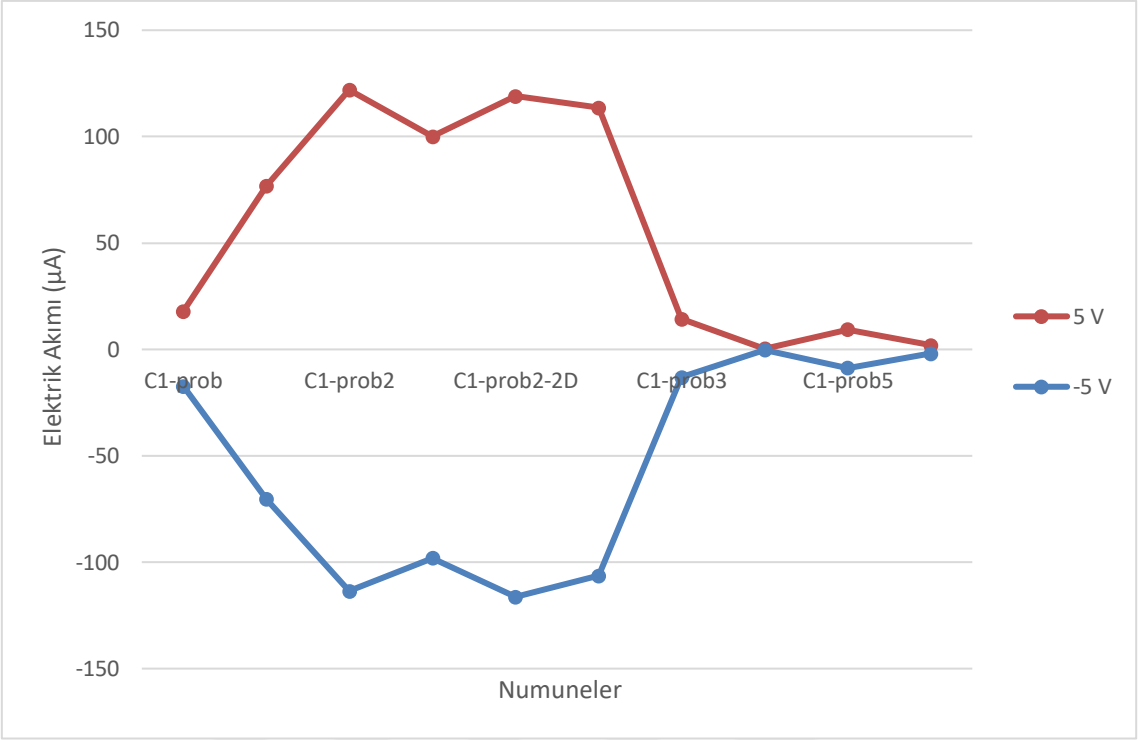


Şekil 3.7. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki iletkenlik değerleri

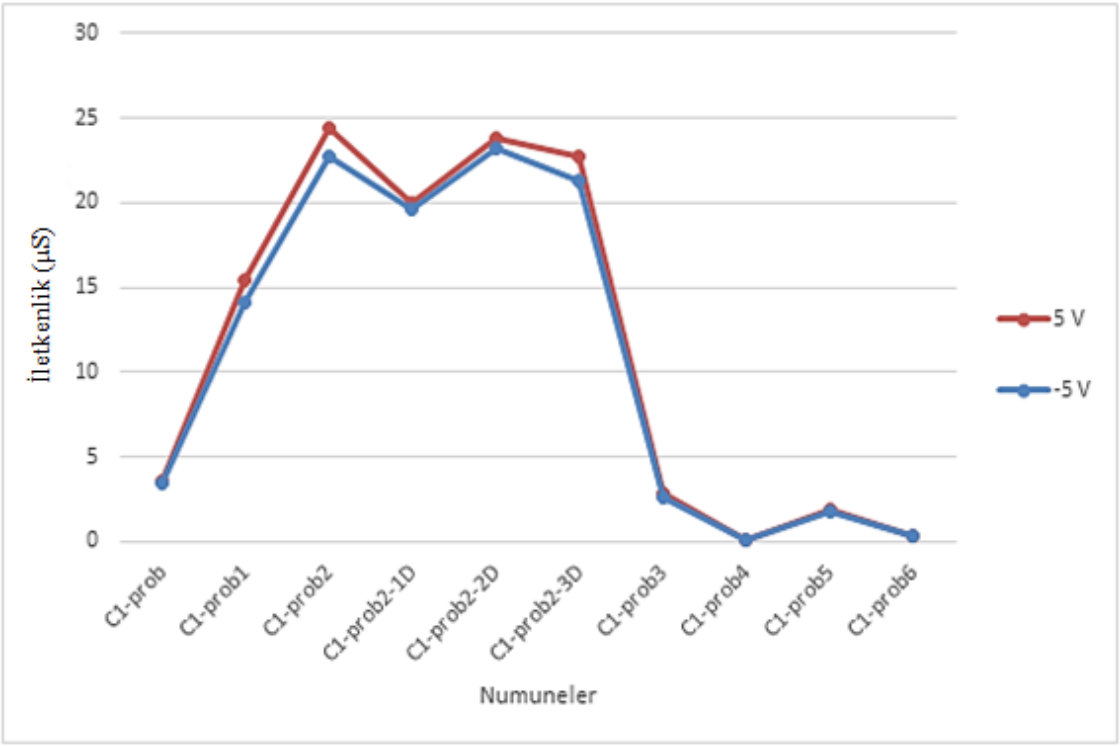
Şekil 3.6. ve şekil 3.7. incelendiğinde; başlangıçta nanoliflerin elektrik akım değeri ve iletkenlik KNT oranının artmasıyla yükselmiştir. %0,3 KNT içeren C0,3-prob kompozit nanolifin elektrik akım değeri saf C0-mk nanolif elektrik akım değerinin yaklaşık 2,5 katı kadar büyüklüktedir. Bu durum düşük oranda KNT eklenmesiyle bile saf polimer yüzeyinin elektriksel iletkenliğinin 2,5 kat arttığını göstermektedir. Dolayısıyla, aynı üretim parametreleri sağlanarak elde edilen numuneler incelendiğinde elektriksel iletkenlik ile KNT katkı miktarı arasında lineer bir korelasyon belirlenmiştir. KNT metalik bir malzemedir ve kalitesine bağlı olarak elektrik iletkenliği yüksektir. Dolayısıyla katkı malzemesi olarak kullanıldığında nanoliflerin elektrik iletkenliğini arttırıcı yönde etki etmektedir. Nanoliflerin ölçüm sonuçları elektriksel iletkenlik için KNT oranı eşik değerinin %0,7 olduğunu göstermektedir. KNT artışı ile elektriksel iletkenlikte de lineer bir artış görülmesine rağmen %0,7 KNT içeren C0,7-prob numunesi %0,5 KNT içeren C0,5-prob numunesi ile kıyaslandığında elektik akımı değeri büyük oranda bir artış göstermektedir. Grafik incelendiğinde dikkat çeken bir diğer nokta ise C1,5-banyo ve C2-banyo numune içeriğinde KNT oranı daha fazla olmasına rağmen

elektrik akımı daha düşüktür. İçerdiği %2 oranın katkı oranı ile içeriğinde en yüksek miktarda KNT bulunduran C2-banyo numunesini elektrik akım değeri, %1,5 KNT oranına sahip C1,5-banyo numunesinin elektik akım değerinden büyük olmasına rağmen her 2 numunenin de elektrik akım değeri daha az oranda KNT içeren %1'lik C1-prob numunesinin elektrik akımından düşüktür. Fakat %1'lik C1-banyo numunesinin elektrik akım değeri C1,5-banyo ve C2-banyo numunesinden daha düşüktür. Aynı sonikasyon tekniği kullanılarak hazırlanan çözeltilerden elde edilen KNT içeriği fazla olan numune daha yüksek elektrik akımı sergilerken, sonikasyon tekniği değiştirildiğinde daha fazla KNT içermesine rağmen elektrik akımı azalmaktadır. Bu sonuçlar numunelerin elektriksel iletkenliği üzerinde diğer bir etkili faktörün KNT nano partiküllerinin çözücü içerisinde dağılımı amacıyla uygulanan sonikasyon tekniği olduğunu göstermektedir. Nitekim %1'lik KNT içeren farklı sonikasyon yöntemleri ile elde edilen çözeltiden üretilen numuneler karşılaştırıldığında bu kanıyı destekler nitelikte sonuçlar görülmektedir. %1 oranın KNT içeren ve ayrı çekim parametreleri ile üretilen numuneler içerisinde en düşük iletkenliği manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-mk numunesi sergilemiştir. Ultrasonik banyo ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-banyo numunesi yaklaşık 100 katı büyüklükte iletkenlik sergilemiştir. %1'lik numuneler içerisinde en yüksek iletkenliği ise ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-prob numunesi sergilemiştir. Bu değer C1-banyo numunesinin sahip olduğu iletkenlik değerinin yaklaşık 10 katı büyüklüktedir. Sonikasyon kalitesi yükseldiğinde, homojen bir dağılım gerçekleştiğinden kristalize bölge oranı artmaktadır. Neticede elektriğin daha hızlı ve kolay bir şekilde iletildiği gözlemlenmiştir.

Elektro-eğirme parametrelerinin nanoliflerin elektriksel iletkenliği üzerine etkileri incelenmiştir. Bu kapsamda farklı elektro-eğirme üretim parametreleri kullanılarak elde edilen %1'lik C1-prob numunelerinin ve C1-prob2 numunesinin tekrarlanması ile elde edilen 3 adet deneme numunelerinin -5 V ve +5 V gerilim altındaki elektrik akım değerleri şekil 3.8.'de grafik üzerinde, iletkenlik değerleri ise Şekil 3.9.'da grafik üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki elektrik akım değerleri



Şekil 3.9. Nanoliflerin -5V ve +5V gerilim altındaki iletkenlik değerleri

Şekil 3.9. incelendiğinde, elektro-eğirme üretim parametrelerinin numunelerin elektrik akım değerleri üzerinde etkili olduğu gözlemlenmektedir. Grafikte dikkat çeken nokta C1-prob4 numunesinin gösterdiği düşük elektrik akım ve iletkenlik değeridir. Bu sonuç üretim esnasında tambur dönüş hızının numune iletkenliği üzerinde olumsuz etki oluşturduğunu göstermektedir. Elektro-eğirme esnasında 150 RPM tambur dönüş hızı ile üretilen C1-prob numunesi 5 V gerilim altında 17,85 µA elektrik akımı sergilerken dönüş hızının 500 RPM e çıkarılarak üretilen C1-prob3 numunesi 14,28 µA elektrik akım değeri ile yaklaşık %20 oranında düşüş gerçekleşmiştir. Tambur dönüş hızının 1000 RPM e çıkarılması ile elde edilen C1-prob4 numunesi ise yaklaşık %90 oranında düşüş göstererek 0,29 µA elektrik akım değeri ile en düşük değeri vermiştir. Bu düşüşün sebebi olarak; yüksek RPM tambur dönüş hızı ile çözelti aktarımı esnasında nanolifler arasında kopuklukların yaşanması, dolayısıyla kopukluklardan kaynaklı KNT nanopartikülleri arası temassızlığın elektrik iletkenliğinde düşüş meydana getirmesi olarak açıklanabilmektedir. Elektrik iletkenliği üzerindeki bir diğer önemli üretim parametresi ise üretim süresidir. Üretim süresi ile yüzey iletkenliği arasında doğru orantı söz konusudur. Çekim süresi arttıkça iletkenlik süreye bağlı olarak artış göstermektedir. Bu bağlamda numuneler incelendiğinde; üretim parametreleri sabit kalmak koşuluyla 5 V gerilim altında 1,96 µA elektrik akım ile en düşük iletkenliği 2 saat süre ile elde edilen C1-prob6 numunesi sergilemiştir. Akabinde, elde edildiği üretim koşuluyla 5 V gerilim altında 9,25 µA elektrik akım ile düşük iletkenliği 3 saat süre ile elde edilen C1-prob5 numunesi sergilemiştir. Çekim süresi baz alındığında en yüksek elektrik iletkenliğini ise 5 V gerilim altında 17,85 µA akım değeri ile 4 saat çekim işlemi uygulanan C1-prob numunesi göstermiştir. Üretim süresi uzadıkça numune kalınlığı artmaktadır ve üst üste binen KNT nanopartikülleri arasındaki temas yüzeyi genişlemektedir. Sonuç olarak üretim süresi artış gösterdikçe elektik akımının iletimi için gerekli olan ağ yapısının yoğunluğu da artmaktadır. Bu da elektrik iletimini kolaylaştırmakta ve akım değerini yükseltmektedir. Son olarak, tambur ile düze arasındaki mesafenin de elektrik akımı üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir. Mesafe ile akım arasında ters orantı mevcuttur ve mesafe arttıkça elektrik akımı azalmaktadır. Mesafe baz alındığında; 280 mm en uzak mesafeden gerçekleştirilen çekim işlemi neticesinde elde edilen C1-prob numunesi 5 V gerilim altında 17,85 µA akım değeri ile en düşük akımı verirken, 240 mm mesafe ile üretilen C1-prob1 numunesi 76,92 µA elektrik akımı göstermiştir. Tüm numuneler

içerisinde ise 5 V gerilim altında en yüksek elektrik akımını 121,95 µA ile 200 mm mesafeden gerçekleştirilen çekim işlemi sonucunda elde edilen C1-prob2 numunesi sergilemiştir. Bu sonuçlar yüksek elektrik akımına sahip numune eldesi için uygun üretim şartlarının kısa mesafe, düşük RPM ve uzun süreli üretim olduğunu göstermektedir. Yüksek iletkenliğe sahip C1-prob2 numunesinin tekrarlanabilirliğini test etmek amacıyla üretilen C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D tekrar numunelerinin direnç ölçümleri yapılmıştır. Sonuç olarak tekrarlanan numunelerin ortalama akım değeri 5 V gerilim için 113,65 µA, -5 V gerilim için -108,58 µA olarak hesaplanmıştır. Standart sapma değeri ise 5 V gerilim için 9,73 iken -5 V gerilim için 8,18 olarak hesaplanmıştır. Dolayısıyla elektrik iletkenliği açısından C1-prob2 numunesinin tekrarlanabilirliği başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

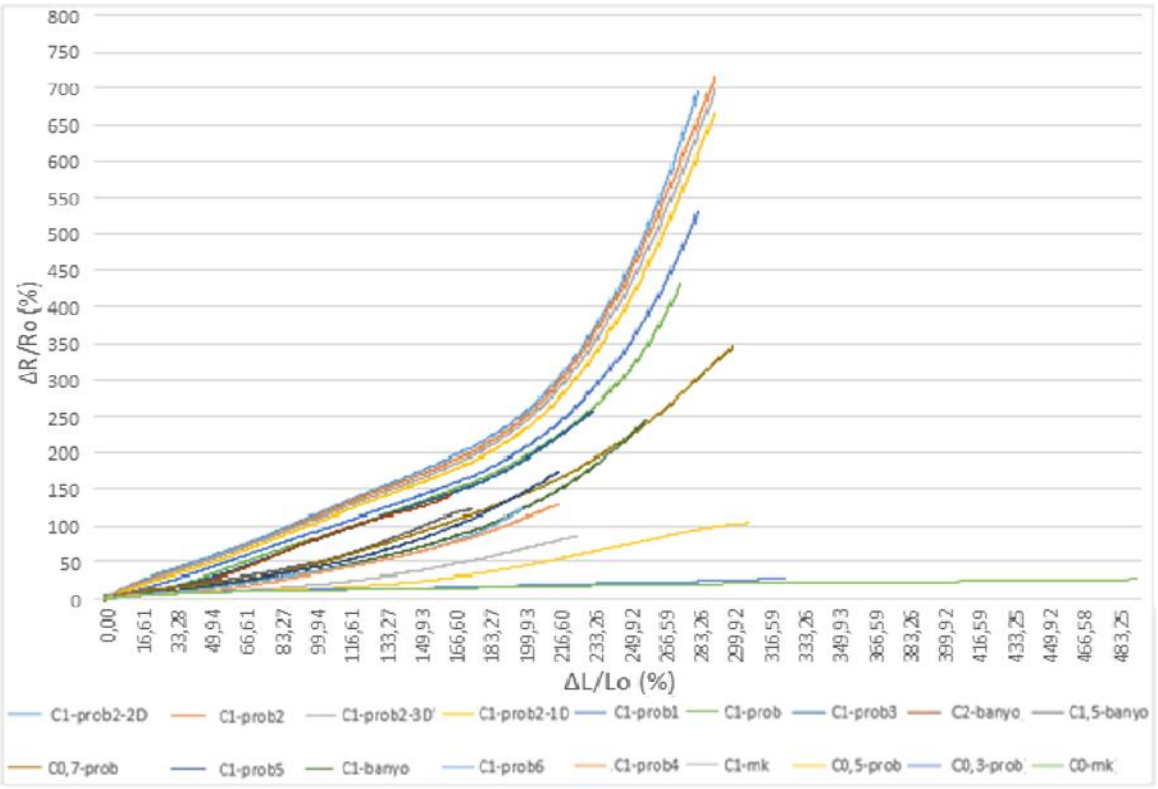
3.1.11. Elektromekanik analiz

Numunelerin elektromekanik karakterizasyonu Instron 4411 üniversal çekme dayanımı test cihazı ile Keithley 8009-resistivity test fixture cihazının entegre edilerek eşzamanlı olarak çalıştırılması ile gerçekleştirilmiştir. Çekme dayanımı test cihazının Çene aralığı ve çene hızı sırasıyla 30 mm ve 30 $mm.dk^{-1}$ olarak tayin edilmiştir. Direnç ölçümü için prob uçları numuneye sabitlendikten sonra 5V gerilim uygulanarak cihazlar eşzamanlı olarak çalıştırılmıştır. Her iki ölçüm için zaman aralığı 5 saniye olarak ayarlanmıştır. Numunelerin kopma öncesi elde edilen % direnç değişimi, % uzama, Gauge faktörü ve korelasyon katsayısı değerleri tablo 3.8.'de detaylı olarak gösterilmiştir.

Tablo 3.8. Numunelerin elektromekanik analiz verileri

Numune	**$\Delta R/R_o$ (%)**	**$\Delta L/L_o$ (%)**	**Gauge Faktörü**	**R^2**
C0-mk	26,3951	491,5833	0,0537	0,9372
C0,3-prob	28,4507	324,9567	0,0876	0,9732
C0,5-prob	105,0000	308,2913	0,3406	0,9073
C0,7-prob	343,3624	299,9510	1,1447	0,9198
C1,5-banyo	122,7685	174,9367	0,7018	0,9574
C2-banyo	141,1426	166,6300	0,8470	0,9837
C1-mk	85,4046	224,9597	0,3796	0,9210
C1-banyo	242,8559	258,2870	0,9403	0,8932
C1-prob	435,9172	274,9230	1,5856	0,9210
C1-prob1	529,6199	283,2927	1,8695	0,8891
C1-prob2	706,3747	291,6183	2,4223	0,8656
C1-prob2-1D	665,3114	291,6183	2,2814	0,8669
C1-prob2-2D	686,6577	283,2853	2,4239	0,8662
C1-prob2-3D	692,6881	291,6183	2,3753	0,8653
C1-prob3	258,6831	233,2663	1,1090	0,9767
C1-prob4	129,8236	216,6267	0,5993	0,9431
C1-prob5	174,4352	216,6267	0,8052	0,9322
C1-prob6	123,7081	199,9573	0,6187	0,9339

Tablo 3.8. incelendiğinde, korelasyon katsayısının 0,86 ile 0,98 arasında değiştiği görülmektedir. Korelasyon sayısının yükse değerde olması tüm numuneler için çekmeye bağlı olarak meydana gelen uzama miktarı ile numunenin direnç değişimi arasında anlamlı bir ilişki olduğunu kanıtlar niteliktedir. Bütün numunelerin 5 V gerilim altında uygulanan çekme testi esnasında yüzde uzamaya karşılık yüzde direnç değişim grafiği şekil 3.10.'da toplu halde gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Nanoliflerin uygulanan gerinime karşı direnç değişim grafiği

Tablo 3.8. ve şekil 3.10. incelendiğinde; KNT katkı oranının, çekmeye bağlı olarak meydana gelen şekil değişiminin malzemenin direncini etkilediği görülmektedir. Malzemeye uygulanan kuvvet neticesinde şekil değiştirmesi ile meydana gelen direnç değişimi arasındaki ilişki malzemenin kuvvete karşı hassasiyetini vermektedir. Bu hassasiyet gauge faktörün (GF) hesaplanması ile saptanmıştır. GF formülü aşağıda Denklem 3.1.'de verilmiştir.

$$GF = (\frac{\Delta R}{R})/(\frac{\Delta L}{L}) \quad (3.1)$$

Tüm numuneler ele alındığında kuvvete karşı hassasiyeti en düşük olan numune KNT katkı maddesi içermeyen saf C0-mk numunesi olmuştur. Aynı üretim parametreleri ile üretilen numuneler baz alındığında, orantılı olarak KNT katkı oranı artışı ile numunenin hassasiyetinde artış olduğu gözlemlenmiştir. C0-mk numunesini gauge faktörü 0,0537 iken %0,3 KNT katkısı ile elde edilen C0,3-prob numunesinin gauge faktörü yaklaşık 1,6 kat artarak 0,0876 ya yükselmiştir. Akabinde, %0,5 KNT katkı oranına sahip olan C0,5-

prob numunesinin gauge faktörü ise yaklaşık 4 kat artarak 0,3406 olarak hesaplanmıştır. Bu değerler, numune direncinin kuvvete karşı duyarlılığı ile KNT katkı oranı arasında artarak artış ilişkisinin bulunduğunu göstermektedir. KNT sahip olduğu yüksek elektriksel iletkenlik nanolifler üzerinde etkisi göstermektedir. Ayrıca KNT'nin nano partikül şeklinde polimer içerisine eklenerek nanolif haline dönüştürülmesi yüzey iletkenliği üzerinde arttırıcı yönde pozitif katkı sağlamıştır. Yüzde 1,5 katkı oranına sahip olan C1,5-banyo numunesinin hassasiyet değeri 0,7018 iken en yüksek miktarda KNT içeren %2 katkı oranına sahip C2-banyo numunesinin hassasiyet değeri 0,847 dir. Aynı yöntem ve parametreler ile elde edilen bu numuneler kendi aralarında doğru orantıya sahip olmakla birlikte; bu numuneler 1,1447 değerinde hassasiyete sahip %0,7 oranında KNT içeren C0,7-prob numunesi ile 1,5856 değerinde hassasiyete sahip %1 oranında KNT içeren C1-prob numunesinden daha yüksek oranda KNT katkı oranı içermesine rağmen daha düşük hassasiyete sahiptir. Bu sonuç ise sonikasyon yöntemin de numune hassasiyeti üzerine bir diğer etkili faktör olduğunu kanıtlar niteliktedir. Bu bağlamda %1 oranında KNT içeren farklı yöntemlerle hazırlanmış çözeltiden elde edilen numuneler incelendiğinde fark açık bir şekilde görülmektedir. Manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-mk numunesinin gauge faktörü 0,3796 olarak düşük bir değerde hesaplanmıştır. Buna karşın ultrasonik banyo içinde sonike edilerek hazırlanan çözeltiden çekilen C1-banyo numunesinin gauge faktörü için 0,9403 olmak üzere yaklaşık 3 kat büyüklüğünde bir değer hesaplanmıştır. Ek olarak; ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen %1'lik C1-prob numunesinin gauge faktörü 1,5856 olarak yaklaşık 4,2 kat büyüklüğünde bir değer hesaplanmıştır. Sonuçlar anlaşıldığı üzere KNT nano partiküllerinin çözelti içerisinde dağıtım şekli nanolif iletkenliğini önemli derecede etkilemektedir. KNT nano partiküllerinin çözelti içerisinde yüksek derecede sonike olması ve iyi parçalanması polimer ile daha homojen bir çözelti oluşturmasını sağlar. Nanolif çekim esnasında lif yüzeyine homojen bir şekilde dağılan KNT ler arası etkileşim güçlü olduğundan numunenin hassasiyeti dolayısıyla kuvvete karşı direnç değişimi artmaktadır.

Elektro çekim işlem parametrelerinin nanoliflerin hassasiyeti üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla farklı üretim parametreleriyle elde edilen C1-prob numunesinin örnekleri incelenmiştir. Genel olarak bakıldığında numunelerin kuvvete karşı hassasiyeti numenlerin elektriksel iletkenlikleri ile paralel olarak sıralanmıştır. Dolayısıyla

elektriksel iletkenliği yüksek olan numunenin kuvvete karşı gösterdiği direnç değişimi daha hassas olarak gerçekleşmiştir. Numuneler incelendiğinde, elektro-eğirme cihazında 1000 RPM tambur dönüş hızı ile üretilen C1-prob4 numunesi 0,5993 gauge faktörü ile en düşük hassasiyeti göstermiştir. Takiben; eğirme işlemi sırasında 500 RPM dönüş hızı ile üretimi gerçekleştirilen C1-prob3 numunesi 1,109 gauge faktörü değerine sahipken, 150 RPM dönüş hızı ile elde edilen C1-prob numunesi 1,5856 gauge faktörü ile daha yüksek bir hassasiyet sergilemiştir. Bu değerler, yüksek tambur dönüş hızı ile çekim esnasında nanolif oluştururken kopuşların meydana geldiğini bunun da KNT ler arasında temassızlığa yol açtığını göstermektedir. Dolayısıyla yüzey hassasiyeti azalmaktadır. Bir diğer etkili üretim parametresi ise elektro-eğirme süresidir. Toplamda 2, 3 ve 4 saat süre ile üretim neticesinde elde edilmiş numuneler karşılaştırıldığında; 0,6187 gauge faktörü ile en düşük hassasiyeti 2 saat üretim süresi sonunda elde edilen C1-prob6 numunesi göstermiştir. Yüzey kalınlığının az olması nanolif aralarında boşluklu bir yapı meydana getirdiğinden numune iletkenliği ve neticesinde kuvvete karşı bağıl direnç değişimi düşüktür. 3 saat süre ile gerçekleştirilen elektro-eğirme neticesinde oluşturulan C1-prob5 numunesinin yüzey kalınlığı artmakta bununla birlik yüzey iletkenlik ve 0,8052 gauge faktör değeri ile hassasiyeti de artış göstermektedir. Süresinin 4 saate çıkarılması ile elde edilen C1-prob numunesi sahip olduğu 1,5856 gauge faktörü ile sürenin hassasiyet üzerindeki arttırıcı etkisini kanıtlar niteliktedir. Numune kalınlaştıkça birin alandaki KNT yoğunluğu artmakta ve temas yüzeyi genişlemektedir. Bu sayede yüzey iletkenliği ve kuvvete karşı gösterdiği direnç değişimi iyileşmektedir. Son üretim parametresi olarak tambur ile düze arasındaki mesafenin yüzey hassasiyeti üzerine etkisi irdelenmiştir. Mesafe artışı ile yüzey hassasiyetinin azaldığı tespit edilmiştir. Numuneler incelendiğinde; 280 mm ile en uzun mesafeden gerçekleştirilen üretim neticesinde oluşturulan C1-prob numunesi 1,5856 gauge faktörü gösterirken 240 mm mesafe uzaklıktan gerçekleştirilen üretim neticesinde meydana gelen C1-prob1 numunesi 1,8695 gauge faktörü ile daha yüksek bir hassasiyet sergilemiştir. En kısa mesafe olan 200 mm uzaklıktan gerçekleştirilen üretim ile elde edilen 1,8695 C1-prob2 numunesi ise 2,4223 gauge faktörü ile en yüksek hassasiyete sahiptir. Yakın mesafe ile gerçekleştirilen üretim esnasından çözelti daha dar bir alanda yüzey meydana getirmekte, dolayısıyla aynı miktar çözelti ile daha dar alanda oluşturulan yüzey üzerinde nanolif yoğunluğu da doğal olarak

artış göstermektedir. Böylelikle KNT nano partiküller arası etkileşim artmakta ve yüzey iletkenliği ile gauge faktörü yükselmektedir.

Numunenin hassasiyet açısından tekrarlanabilirliğini ölçmek amacıyla C1-prob2 numunesinin C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olmak üzere 3 adet tekrar denemelerinin elektromekanik analizi gerçekleştirilmiştir. Gauge faktörü sırasıyla, 2,2814, 2,4239 ve 2,3753 olarak hesaplanmıştır. C1-prob2 numunesinin ve tekrar numunelerinin gauge faktör ortalaması 2,3757 dir. Gerçekleştirilen ölçümlerin sonucunda 4 numune için standart sapma 0,06 olarak hesaplanmıştır. Standart sapma değerinin 0,1'den küçük bir değer olması numunenin güvenilir bir şekilde tekrarlanabilirliğini ortaya koymuştur.

4. SONUÇ

Sürekli bileşen ve bir matris içinde dağılmış takviye şeklindeki kesikli bileşenden oluşan ve bileşenlerin en iyi özelliklerini bir araya getiren yapıya kompozit malzeme denir.
Bu çalışma kapsamında, hassas ve ölçeklenebilir piezorezistif kuvvet sensör yapılarında kullanılmak üzere elektro-eğirme tekniği ile çok duvarlı karbon nanotüp/termoplastik poliüretan nanokompozit lifler üretilmiştir. Bu kapsamda başlangıçta KNT katkı oranı değiştirilerek denemeler yapılmıştır. Akabinde sonikasyon yöntemleri denenerek elektro çekim yapılmıştır. Son olarak üretim parametreleri optimize edilmiş ve optimum sonuçlar ışığında üretim tekrarlanmıştır.

Elde edilen çözeltilerin analizi ele alındığında, çözelti viskozite ölçümleri neticesinde, en yüksek oranda sonikasyon etkisi sağlayan yöntemin ultrasonik homojenizatör prob olduğu görülmektedir. Çünkü artan sonikasyon etkisi ile KNT katkı maddesinin çözelti içerisinde dağılımı yüksek seviyede sağlamış olup çözelti yoğunluğu daha fazla artış göstermiştir. İkincil olarak ultrasonik banyo tekniğinin sonikasyon etkisinin yüksek olduğu görülmektedir. Kontrol numunesi olarak hazırlanan manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözelti ile kıyaslandığında ultrasonik banyonun sonikasyon etkisinin daha fazla olduğu çözelti viskozitesinin yüksek olması ile ispatlanmaktadır. Çözelti iletkenlik ölçümleri neticesinde, en düşük iletkenlik değerine sahip olan çözelti; 1,6 µS/cm ile C0-mk saf TPU çözeltisidir. KNT katkısı ile iletkenlik değeri artış göstermiştir. Çözelti iletkenliği üzerinde etkili bir parametre olan sonikasyon kalitesinin en yüksek olduğu yöntemin prob tekniği olduğu, takiben ikinci yöntemin ultrasonik banyo yöntemi olduğu ve en son ayrıca en düşük olan yöntemin manyetik karıştırıcı olduğu söylenebilmektedir. KNT katkı maddesi çözelti içerisinde yüksek kalitede sonike edildiği zaman, paralel olarak çözelti viskozitesi ve çözelti iletkenliği artış göstermektedir. UV-VIS analiz sonuçlarına göre DMF-KNT piki yaklaşık 268 nm'de görülmüştür. DMF-TPU-KNT çözeltisinin piki ise 386 nm'de görülmüştür. DMF-TPU-KNT'nin UV kesmesinin DMF-KNT'den daha yüksek olmasının nedeni TPU varlığı ile açıklanabilir. Genellikle iyi stabiliteye sahip KNT dispersiyonu zaman içinde absorbans yoğunluğunun değişikliğine bağlıdır. DMF-TPU-KNT absorbansı DMF-KNT absorbansına göre daha yüksektir. Bu durum KNT'nin DMF ve TPU içerisinde daha yüksek kararlılığa sahip olduğunu göstermektedir.

Üretilen nanoliflerin karakterizasyonu SEM analizi, FT-IR, kalınlık ölçümü, gerilme-gerinim analizi, ısıl analizleri (TGA, DSC), elektriksel iletkenlik-direnç ölçümü ve elektromekanik ölçümler gerçekleştirilerek yapılmıştır. SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; ultrasonik prob yöntemi ile yapılan bu numunelerde daha homojen bir dağılım olduğu görülmektedir. KNT oranları ve yapılış yöntemlerinin farklılıkları ile numunelerin nanoliflerinin daha küçük nano boyutlarda olduğu SEM görüntülerinde görülmektedir. Bunun yanı sıra polimer ile nano yapıların arasındaki birleşim daha fazla ve homojen olmakla birlikte polimer birikintilerinin yapı içerisindeki dağılımı ve boyutu da daha stabil olarak görülmektedir. Bu dağılım ve yapısal boyuttaki homojenlik KNT'lerin yapı içerisinde birleşmesini kolaylaştırmış ve morfolojik açıdan daha küçük nano boyutlu lifler elde edilmiştir. Bütün numuneler karşılaştırıldığında yüzey morfolojisi en iyi numuneler C1-prob2 ve C1-prob2'nin tekrar numuneleri olan C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olduğu görülmektedir. Gerçekleştirilen FT-IR analizi neticesinde Tüm TPU-KNT denemelerinde söz konusu piklerin net bir şekilde gözlemlenmesi TPU ve KNT'lerin oluşumunu doğrulamaktadır. Tüm nanokompozitlerde, H-bağlı karbonil grubunun yoğunluğu, TPU granülden daha düşüktür. Bu gözlem, TPU granülün karbonil grubu ile nanokompozitlerde N-H ve O-H grupları arasındaki bazı etkileşimleri göstermektedir.

Gerçekleştirilen kopma uzama testleri neticesinde, yüksek oranda KNT içeriği ile mukavemette daha büyük oranda bir düşüş yaşandığı göstermektedir. Sonikasyon tekniği ele alındığında Banyo ile hazırlanan çözeltinin daha uzun süreli sonikasyona tabi tutulması mukavemet üstünde iyileştirici etkiye sahiptir. Ayrıca çözeltinin banyo ve prob ile sonikasyon edilmesi numune üzerinde yüksek oranda dikey yönde mukavemet artışı sağlamaktadır. Üretim parametreleri değerlendirildiğinde, Üretim parametreleri değerlendirildiğinde, kısa süreli üretim ile elde edilen C1-prob6 ve C1-prob5 numunelerinin kopma kuvveti düşük olmasına rağmen numune kalınlığının az olmasından dolayı çekme mukavemeti artış göstermiştir. Tambur dönüş hızı RPM yükseldikçe numune kopma kuvvetinde ve mukavemetinde düşüş olmaktadır. Yüksek RPM de artan merkez kuvvet çözeltinin daha geniş bir alana yayılmasına ve bağlantı kopukluklarına sebep olmaktadır. Böylelikle meydana gelen numunenin mukavemetinde azalma söz konusudur. C1-prob2 numunesi ile C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olmak üzere 3 adet tekrar numuneleri incelendiğinde; yatay yönde, ortalama

mukavemet değeri 4,1965 MPa ve hesaplanan standart sapma değeri 0,24 dür. Dikey yönde ise ortalama mukavemet değeri 4,0711 MPa ve hesaplanan standart sapma değeri 0,13 dür. Mukavemet açısından tekrarlanabilirlik denemelerinin başarılı olduğu görülmektedir. Nanoliflerin kopma uzaması değerleri karşılaştırıldığında, C0-mk kontrol numunesinin 99,001 mm ile %330,0034 uzama göstererek daha iyi bir davranış sergilediği belirlenmiştir. Sonuçlar incelendiğinde KNT oran artışı ile dikey ve yatay yönde uzamanın ters orantılı olarak azaldığı görülmektedir. Özellik %1,5 ve %2 yüksek oranda KNT içeriği ile numunelerde uzamada daha yaklaşık %50 olacak şekilde büyük oranda bir düşüş görülmüştür. Sonikasyon yöntemleri karşılaştırıldığında; en yüksek uzama miktarı sergileyen %1'lik numuneler içerisinde dikey yönde %130,1223 ve yatay yönde 129,0742 uzama ile ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-prob numunesi göstermiştir. Prob tekniğe yaklaşık olarak dikey yönde %126,4571 ve yatay yönde 113,3407 uzama ile ultrasonik banyo ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-banyo numunesi ikinci en yüksek uzama miktarına sahiptir. Elektro-eğirme üretim parametrelerinin nanolif elastikiyetine etkileri değerlendirildiğinde; üretim süreci azaldıkça ürün kalınlığı azalmakta ve sonuç olarak uzama miktarı azalma göstermektedir. Bu bağlamda üretilen %1'lik tüm numuneler arasında en düşük uzama miktarını dikey yönde %91,858 yatay yönde ise %67,3578 uzama ile 2 saat üretim ile elde edilen C1-prob6 numunesi sergilemiştir. %1 KNT oranı ile üretilen tüm numuneler arasında dikey yönde %161,1711 ve yatay yönde %146,0152 ile en yüksek uzama oranına sahip olan 200 mm ile en yakın mesafe ayarlanarak üretilen C1-prob2 numunesidir.

PDMS sandviçlenmiş elektroeğrilmiş -COOH ile işlevselleştirilmiş ÇDKNT'ler/TPU nanolif tabanlı gerinim sensörlerinin morfolojik ve elektromekanik özellikleri üzerindeki ÇDKNT konsantrasyonlarının yanı sıra toplayıcı hızı, uçtan kolektöre uzaklık, elektro-eğirme süresi gibi eğirme parametreleri uygulandı. Morfolojik incelemelerden, daha düşük toplayıcı hızında ve uçtan kolektöre uzaklığın daha homojen dağılmış lifli yapılara yol açtığı ve kolektörden uca olan mesafenin artmasıyla ortalama ÇDKNTs/TPU nanolif çapının daha düşük gerilme seviyesi ve toplayıcıya ulaşmak için daha uzun lif yolları nedeniyle azaldığı belirtilmiştir.

Isıl analizler değerlendirildiğinde, ultrasonikatör probda üretilen C1-prob ve C1-prob2 numunelerinde KNT'ler TPU polimerleri içerisine daha homojen dağılım gösterdiği görülmektedir. Bu numunelerin T_m değerleri C1-prob 226,3°C ve C1-prob2 227,1°C'ye yükselmiştir. Numunelerde KNT oranlarının artması T_m değerlerinin biraz daha yüksek sıcaklıklara kayması (227°C), KNT'nin çekirdekleştirici etkisi ve TPU'nun zincir hareketliliğini kısıtlaması ve bu durumun serbest hacim artışına neden olması ile açıklanmaktadır. TGA analizi verilerine göre, KNT içeren numunelerin termal ayrışma sıcaklıkları C0-mk numunesine göre artmamaktadır. C0-mk ve KNT içeren numunelerin ağırlık kayıplarının büyük kısmının 280°C ile 430°C sıcaklık aralığında olduğu görülmektedir. C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin de termal stabiliteleri diğer numunelere göre artmıştır. KNT'nin ağırlıkça oranın arttırılması yüksek termal kararlılığa sahip bir malzeme olacağını kanıtlamaktadır. Ayrıca ultrasonik prob ile elde edilen çözelti ile oluşturulan numunelerden C1-prob ve C1-prob2 numunelerinin de yapının termal stabilitesinin arttığı görülmektedir.

Direnç ölçümleri değerlendirildiğinde, başlangıçta nanoliflerin elektrik akım değeri ve iletkenlik KNT oranının artmasıyla yükselmiştir. %0,3 KNT içeren C0,3-prob kompozit nanolifin elektrik akım değeri saf C0-mk nanolif elektrik akım değerinin yaklaşık 2,5 katı kadar büyüklüktedir. Bu durum düşük oranda KNT eklenmesiyle bile saf polimer yüzeyinin elektriksel iletkenliğinin 2,5 kat arttığını göstermektedir. Dolayısıyla, aynı üretim parametreleri sağlanarak elde edilen numuneler incelendiğinde elektriksel iletkenlik ile KNT katkı miktarı arasında lineer bir korelasyon belirlenmiştir. Sonuçlar ayrıca numunelerin elektriksel iletkenliği üzerinde olumlu diğer bir etkili faktörün KNT nano partiküllerinin çözücü içerisinde dağılımı amacıyla uygulanan sonikasyon tekniği olduğunu göstermektedir. %1'lik numuneler içerisinde en yüksek iletkenliği ise ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-prob numunesi sergilemiştir. Bu değer C1-banyo numunesinin sahip olduğu iletkenlik değerinin yaklaşık 10 katı büyüklüktedir. Elektro-eğirme üretim parametrelerinin numunelerin elektrik akım değerleri üzerinde etkili olduğu gözlemlenmiştir. Tüm numuneler içerisinde ise 5 V gerilim altında en yüksek elektrik akımını 121,95 µA ile 200 mm mesafeden gerçekleştirilen çekim işlemi sonucunda elde edilen C1-prob2 numunesi sergilemiştir. Bu sonuçlar yüksek elektrik akımına sahip numune eldesi için uygun üretim şartlarının kısa mesafe, düşük RPM ve uzun süreli üretim olduğunu göstermektedir. Yüksek iletkenliğe

sahip C1-prob2 numunesinin tekrarlanabilirliğini test etmek amacıyla üretilen C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D tekrar numunelerinin direnç ölçümleri yapılmıştır. Sonuç olarak ortalama akım değeri 5 V gerilim için 113,65 µA, -5 V gerilim için -108,58 µA olarak hesaplanmıştır. Standart sapma değeri ise 5 V gerilim için 9,73 iken -5 V gerilim için 8,18 olarak hesaplanmıştır. Dolayısıyla elektrik iletkenliği açısından C1-prob2 numunesinin tekrarlanabilirliği başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

Genel olarak, gerilime duyarlı PDMS sandviçlenmiş ÇDKNT'ler/TPU nanoliflerinin toplam tepki mekanizması, iletken ÇDKNT'ler/TPU lifleri arasındaki mesafe varyasyonunu ve geometrik değişiklikleri içerir. Elektroeğrilmiş ÇDKNT'ler/TPU nanolif numunelerinin piezodirenç mekanizması iki aşamalı kırılma mekanizmasıyla açıklanabilir: numuneler tek eksenli çekme gerilimine maruz kaldığında, iletken ÇDKNT'ler/TPU lif ağı değişmeye başlar ve rastgele yönlendirilmiş ve hizalanmamış lifler bağlantı noktaları arasında yönlenmeye başlar. Tek eksenli çekme gerilimi artmaya devam ettiğinde, iletken lifler uzar ve incelir, bazı bağlı lifler birbirinden kayar, iletken ÇDKNT'ler/TPU örneğindeki lif ağları arasındaki boşluk mesafesi artar, bu da direnç için hızlı bir artışa neden olur.

Elektromekanik analiz sonuçları incelendiğinde, korelasyon katsayısının 0,86 ile 0,98 arasında değiştiği görülmektedir. Korelasyon sayısının yükse değerde olması tüm numuneler için çekmeye bağlı olarak meydana gelen uzama miktarı ile numunenin direnç değişimi arasında anlamlı bir ilişki olduğunu kanıtlar niteliktedir. KNT katkı oranının, çekmeye bağlı olarak meydana gelen şekil değişiminin malzemenin direncini etkilediği görülmektedir. Tüm numuneler ele alındığında kuvvete karşı hassasiyeti 0,0537 gauge faktörü ile en düşük olan numune KNT katkı maddesi içermeyen saf C0-mk numunesi olmuştur. Aynı üretim parametreleri ile üretilen numuneler baz alındığında, orantılı olarak KNT katkı oranı artışı ile numunenin hassasiyetinde artış olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, manyetik karıştırıcı ile hazırlanan çözeltiden elde edilen C1-mk numunesinin gauge faktörü 0,3796 olarak düşük bir değerde hesaplanmıştır. Buna karşın ultrasonik banyo içinde sonike edilerek hazırlanan çözeltiden çekilen C1-banyo numunesinin gauge faktörü için 0,9403 olmak üzere yaklaşık 3 kat büyüklüğünde bir değer hesaplanmıştır. Ek olarak; ultrasonik prob ile hazırlanan çözeltiden elde edilen %1'lik C1-prob numunesinin gauge faktörü 1,5856 olarak yaklaşık 4,2 kat büyüklüğünde bir değer

hesaplanmıştır. Bu değerler sonikasyon yöntemin de numune hassasiyeti üzerine bir diğer etkili faktör olduğunu kanıtlar niteliktedir. Elektro çekim işlem parametrelerinin nanoliflerin hassasiyeti üzerindeki etkilerini incelenmiştir. Tambur dönüş hızı ele alındığında 150 RPM düşük dönüş hızı ile elde edilen C1-prob numunesi 1,5856 gauge faktörü ile daha yüksek bir hassasiyet sergilemiştir. Yüksek tambur dönüş hızı ile çekim esnasında nanolif oluştururken kopuşların meydana geldiğini bunun da KNT ler arasında temassızlığa yol açtığı görülmektedir. Bir diğer etkili üretim parametresi ise elektro-eğirme süresidir. Toplamda 2, 3 ve 4 saat süre ile üretim neticesinde elde edilmiş numuneler karşılaştırıldığında; 0,6187 gauge faktörü ile en düşük hassasiyeti 2 saat üretim süresi sonunda elde edilen C1-prob6 numunesi göstermiştir. Yüzey kalınlığının az olması nanolif aralarında boşluklu bir yapı meydana getirdiğinden numune iletkenliği ve neticesinde kuvvete karşı bağıl direnç değişimi düşüktür. 3 saat süre ile gerçekleştirilen elektro-eğirme neticesinde oluşturulan C1-prob5 numunesinin yüzey kalınlığı artmakta bununla birlik yüzey iletkenlik ve 0,8052 gauge faktör değeri ile hassasiyeti de artış göstermektedir. Süresinin 4 saate çıkarılması ile elde edilen C1-prob numunesi sahip olduğu 1,5856 gauge faktörü ile sürenin hassasiyet üzerindeki arttırıcı etkisini kanıtlar niteliktedir. Numune kalınlaştıkça birin alandaki KNT yoğunluğu artmakta ve temas yüzeyi genişlemekte bu sayede yüzey iletkenliği ve kuvvete karşı gösterdiği direnç değişimi iyileşmektedir. Son üretim parametresi olarak tambur ile düze arasındaki mesafenin yüzey hassasiyeti üzerine etkisi incelendiğinde, en kısa mesafe olan 200 mm uzaklıktan gerçekleştirilen üretim ile elde edilen 1,8695 C1-prob2 numunesi ise 2,4223 gauge faktörü ile en yüksek hassasiyete sahiptir. Yakın mesafe ile gerçekleştirilen üretim esnasından çözelti daha dar bir alanda yüzey meydana getirmekte, dolayısıyla aynı miktar çözelti ile daha dar alanda oluşturulan yüzey üzerinde nanolif yoğunluğu da doğal olarak artış göstermektedir. Böylelikle KNT nano partiküller arası etkileşim artmakta ve yüzey iletkenliği ile gauge faktörü yükselmektedir. Numunenin hassasiyet açısından tekrarlanabilirliğini ölçmek amacıyla C1-prob2 numunesinin C1-prob2-1D, C1-prob2-2D ve C1-prob2-3D olmak üzere 3 adet tekrar denemelerinin elektromekanik analizi gerçekleştirilmiştir. Gauge faktörü sırasıyla, 2,2814, 2,4239 ve 2,3753 olarak hesaplanmıştır. C1-prob2 numunesinin ve tekrar numunelerinin gauge faktör ortalaması 2,3757 dir. Gerçekleştirilen ölçümlerin sonucunda 4 numune için standart sapma 0,06

olarak hesaplanmıştır. Standart sapma değerinin 0,1'den küçük bir değer olması numunenin güvenilir bir şekilde tekrarlanabilirliğini ortaya koymuştur.

Elde edilen tüm ölçüm neticeleri sonucunda, uygulama alanına göre bulunması gereken teknik özellikler göz önünde bulundurularak KNT katkı oranı belirlenebilmektedir. Gerçekleştirilen ölçüm sonuçları optimize edilerek en optimum özelliklere sahip numunenin katkı miktarı olarak %1 oranında KNT içeren TPU çözeltisinden elde edilen kompozit nanolif sergilemiştir. %1'lik numuneler ele alındığında en etkili sonikasyon yönteminin prob olduğu görülmektedir. Ultrasonik prob ile elde edilen çözeltiden çekilerek oluşturulan C1-prob numunesi yüksek iletkenlik göstermiştir. Bunun nedeni olarak KNT nanopartiküllerin sonikasyon esnasında homojen bir şekilde parçalanması ve dağılması akabinde TPU çözeltisi içerisinde homojenize olan KNT nanopartiküllerinin elektrik iletkenliğini arttırmasıdır.

Numunelerin akım-voltaj özelliklerinde gösterildiği gibi, daha düşük toplayıcı hızı ve daha yüksek ÇDKNT konsantrasyonu, daha iletken nanolifler oluştukça daha yüksek iletkenlik ile sonuçlanmıştır. Buna karşılık, ağda daha ince liflerin oluşması nedeniyle daha yüksek uç-kolektör mesafesi için numuneler için daha düşük iletkenlik elde edilir. Numunelerin piezodirenç ölçümlerinden ağda daha homojen iletken liflerin oluşmasının numunelerin gerinim duyarlılığını arttırdığı görülmektedir. Böylece, daha düşük kolektör hızlarında ve uçtan kolektöre uzaklığın yanı sıra daha yüksek elektro-eğirme süresi ve daha yüksek ÇDKNT konsantrasyonlarında daha yüksek hassasiyet elde edildi. Daha sonra, ÇDKNTs/TPU nanoliflerinin ÇDKNTs konsantrasyonlarının ağırlıkça %1'i için tekrarlanabilirlik testi, önerilen üretim sürecinin iyi tekrarlanabilirliğini gösteren uygulanan gerilim altında oldukça benzer tepkilerle iki farklı doğrusal tepki sergiledi. Sonuç olarak, bu çalışmadan elde edilen sonuçların, elektro-eğirme teknolojisi ile üretilen gerinim duyarlı, giyilebilir ve esnek gerinim sensörlerinin üretimine ışık tutabileceği düşünülmektedir.

Üretim parametrelerinin iletkenlik üzerindeki etkisini belirlemek amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda numune iletkenliğini arttırıcı optimum üretim parametreleri belirlenmiştir. Bu bağlamda; 150 RPM düşük tambur dönüş hızının, 200 mm tambur ile ağızlık ile toplayıcı arasındaki kısa mesafenin ve 4 saat ile uzun çekim süresinin elektrik iletkenliği üzerinde arttırıcı yönde etki ettiği saptanmıştır. Son olarak %1 KNT katkı oranı

ve optimum üretim parametreleriyle 3 defa olmak kaydıyla elektro çekim işlemi tekrarlanmış ve elde edilen numuneler analiz tabi tutulmuştur. Gerçekleştirilen analizler ışığında, uygun değer sonucu veren C1-prob2 numunesinin güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği kesinleştirilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Wang, X., Yang, B., Li, Q., Wang, F., & Tao, X. (2021). Modeling the stress and resistance relaxation of conductive composites-coated fabric strain sensors. Composites Science and Technology, 204.
2. Cui, X., Jiang, Y., Xu, Z., Xi, M., Jiang, Y., Song, P., Zhao, Y., & Wang, H. (2021). Stretchable strain sensors with dentate groove structure for enhanced sensing recoverability. Composites Part B, 211.
3. Prasad, B., Rathi, V., & Patil, P. (2021). Modelling and simulation of conductive polymer nanocomposites based piezoresistive strain sensor. Materials Today: Proceedings.
4. He, H. (1,2), Pan, X. (2), & Guo, D. (2). (n.d.). Investigation on Nonlinear Electromechanical Behavior of Conductive Polymer Composites-based Flexible Strain Sensor. 2019 20th International Conference on Electronic Packaging Technology, ICEPT 2019.
5. Prasad, B., Rathi, V., & Patil, P. (2021). Modelling and simulation of conductive polymer nanocomposites based piezoresistive strain sensor. Materials Today: Proceedings.
6. Takise, H., Shintani, T., Suzuki, M., Takahashi, T., & Aoyagi, S. (n.d.). Thin film formation of PEDOT conductive polymer and PVDF piezoelectric polymer by dip-coating method assuming application to flexible power generation element. Electronics and Communications in Japan, 103(8), 46–52.
7. Kanoun, O., Bouhamed, A., Ramalingame, R., Bautista-Quijano, J. R., Rajendran, D., & Al-Hamry, A. (2021). Review on Conductive Polymer/KNTs Nanocomposites Based Flexible and Stretchable Strain and Pressure Sensors. SENSORS, 21(2), 341.
8. Bekas, D. G., Hou, Y., Liu, Y., & Panesar, A. (2019). 3D printing to enable multifunctionality in polymer-based composites: A review. Composites Part B: Engineering, 179, Article 107540.
9. Abshirini, M., Charara, M., Liu, Y., Saha, M., Altan, M.C. (2018). 3D printing of highly stretchable strain sensors based on carbon nanotube nanocomposites Adv. Eng. Mater. 20 1800425.

10. Yan, T., Wu, Y., & Pan, Z. (2021). Anisotropy of resistance-type strain sensing networks based on aligned carbon nanolif membrane. Journal of Materials Science, 56(10), 6292–6305.
11. S. Zhao, et al., (2018). Bridging the segregated structure in conductive polypropylene composites: an effective strategy to balance the sensitivity and stability of strain sensing performances, Compos. Sci. Technol. vol. 163.
12. Liu, X., Lei, Z., Lin, Z., Hu, Y., Zhu, P., & Sun, R. (2020). Stretchable and Printable Conductive Polymer Composites for Electromagnetic Interference (EMI) Shielding Meshes. 2020 21st International Conference on Electronic Packaging Technology (ICEPT), Electronic Packaging Technology (ICEPT), 2020 21st International Conference On, 1–4.
13. Jinwook J., Habeom L., Inho H., Hyunmin C., Kyun Kyu K., Jinhyeong K., Phillip W., Sukjoon H., Seung Hwan K. (2017). Highly Stretchable and Transparent Electromagnetic Interference Shielding Film Based on Silver Nanowire Percolation Network for Wearable Electronics Applications. ACS Applied Materials & Interfaces 2017 9 (51), 44609-44616.
14. H. Li, D. Yuan, P. Li, et al., High conductive and mechanical robust carbon nanotubes/waterborne polyurethane composite films for efficient electromagnetic interference shielding, Compos. Appl. Sci. Manuf. 121 (2019) 411–417.
15. Paidar, M., Bokov, D., Mehrez, S., Ojo, O. O., Ramalingam, V. V., & Memon, S. (2021). Improvement of mechanical and wear behavior by the development of a new tool for the friction stir processing of Mg/B4C composite. Surface & Coatings Technology, 426.
16. Zhang, W. X. (2020). Mechanical Behavior of Lif Reinforced Polymer Matrix Composites. 2020 3rd International Conference on Electron Device and Mechanical Engineering (ICEDME), Electron Device and Mechanical Engineering (ICEDME), 2020 3rd International Conference On, 532–535.
17. Nayak, S., Nayak, R. K., & Panigrahi, I. (2021). Improvement of Low-Velocity Impact and Abrasive Wear Resistance of Carbon/Glass Lif-Reinforced Polymer Hybrid Composites. Transactions of the Indian Institute of Metals, 74(9), 2245–2254.

18. Kumar, S., Graninger, G., Hawkins, S. C., & Falzon, B. G. (2021). A nanostructured cellulose-based interphase layer to enhance the mechanical performance of glass fibre-reinforced polymer composites. Composites Part A, 148.
19. Chen, J., Zhao, D., Jin, X., Wang, C., Wang, D., & Ge, H. (2014). Modifying glass lifs with graphene oxide: Towards high-performance polymer composites. Composites science and technology, 97, 41-45.
20. Dong, Y., Zhu, Y., Zhao, Y., Liu, F., Wang, E., & Fu, Y. (2017). Enhance interfacial properties of glass lif/epoxy composites with environment-friendly water-based hybrid sizing agent. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 102, 357-367.
21. Zeng, S., Duan, P., Shen, M., Xue, Y., Lu, F., & Yang, L. (2019). Interface enhancement of glass lif fabric/epoxy composites by modifying lifs with functionalized ÇDKNTs. Composite Interfaces, 26(4), 291-308.
22. Kumar, S., Graninger, G., Hawkins, S. C., & Falzon, B. G. (2021). A nanostructured cellulose-based interphase layer to enhance the mechanical performance of glass fibre-reinforced polymer composites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 148, 106475.
23. Li, Z., Liu, Z., Lei, Z., & Zhu, P. (2021). An innovative computational framework for the analysis of complex mechanical behaviors of short lif reinforced polymer composites. Composite Structures, 277, 114594.
24. Christodoulou, C., Glass, G., Webb, J., Austin, S., & Goodier, C. (2010). Assessing the long term benefits of Impressed Current Cathodic Protection. Corrosion Science, 52(8), 2671-2679.
25. Pickering, K. L., Efendy, M. A., & Le, T. M. (2016). A review of recent developments in natural fibre composites and their mechanical performance. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 83, 98-112.
26. Fiore, V., Scalici, T., Di Bella, G., & Valenza, A. (2015). A review on basalt fibre and its composites. Composites Part B: Engineering, 74, 74-94.
27. Kappenthuler, S., & Seeger, S. (2021). Assessing the long-term potential of lif reinforced polymer composites for sustainable marine construction. Journal of Ocean Engineering and Marine Energy, 7(2), 129–144.

28. Eun, J. H., Sung, S. M., Kim, M. S., Choi, B. K., & Lee, J. S. (2021). Effect of ÇDKNT content on the mechanical and piezoelectric properties of PVDF nanolifs. Materials & Design, 206.
29. Haghighatnia, T., Abbasian, A., & Morshedian, J. (2017). Hemp lif reinforced thermoplastic polyurethane composite: an investigation in mechanical properties. Industrial Crops and Products, 108, 853-863.
30. He, Z., Byun, J. H., Zhou, G., Park, B. J., Kim, T. H., Lee, S. B., ... & Chou, T. W. (2019). Effect of ÇDKNT content on the mechanical and strain-sensing performance of Thermoplastic Polyurethane composite lifs. Carbon, 146, 701-708.
31. Zhang, S., He, Z., Zhou, G., Jung, B. M., Kim, T. H., Park, B. J., ... & Chou, T. W. (2020). High conductive free-written thermoplastic polyurethane composite lifs utilized as weight-strain sensors. Composites Science and Technology, 189, 108011.
32. Duan, N., Shi, Z., Wang, J., Wang, G., & Zhang, X. (2020). Strong and flexible carbon lif fabric reinforced thermoplastic polyurethane composites for high-performance EMI shielding applications. Macromolecular Materials and Engineering, 305(6), 1900829.
33. Q. Jiang, X. Liao, J. Li, J. Chen, G. Wang, J. Yi, Q. Yang, G. Li,Composites, Part A 2019, 123, 310.
34. Lv, G., Zhang, N., Huang, M., Shen, C., Castro, J., Tan, K., ... & Liu, C. (2018). The remarkably enhanced particle erosion resistance and toughness properties of glass lif/epoxy composites via thermoplastic polyurethane nonwoven fabric. Polymer Testing, 69, 470-477.
35. Wang, B., Fang, G., Tan, X., Liang, J., Ge, J., & Liu, S. (2020). Investigation on the longitudinal compressive strength of unidirectional carbon lif/nanoparticles reinforced polymer composites using FFT-based method. Composite Structures, 247, 112448.
36. Yongbo, Z., & Huimin, F. (2011). On the longitudinal compressive strength prediction of unidirectional laminated composites based on an improved model. Polymer composites, 32(11), 1817-1826.

37. Jumahat, A., Soutis, C., Jones, F. R., & Hodzic, A. (2010). Fracture mechanisms and failure analysis of carbon fibre/toughened epoxy composites subjected to compressive loading. Composite structures, 92(2), 295-305.
38. Mamalis, D., Flanagan, T., & Brádaigh, C. M. Ó. (2018). Effect of fibre straightness and sizing in carbon fibre reinforced powder epoxy composites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 110, 93-105.
39. Hiremath, N., Young, S., Ghossein, H., Penumadu, D., Vaidya, U., & Theodore, M. (2020). Low cost textile-grade carbon-lif epoxy composites for automotive and wind energy applications. Composites Part B: Engineering, 198, 108156.
40. Yin, S., Jin, Z., & Miyake, T. (2019). Wearable high-powered biofuel cells using enzyme/carbon nanotube composite lifs on textile cloth. Biosensors and Bioelectronics, 141, 111471.
41. Jiang, L., Hu, J., Sun, K., Wang, X., & Zhang, R. (2021). Research on Improvement of Carbon Lif Composite Heating Element. 2021 International Conference on Electrical Materials and Power Equipment (ICEMPE), Electrical Materials and Power Equipment (ICEMPE), 2021 International Conference On, 1–5.
42. Williams, G., Trask, R., & Bond, I. (2007). A self-healing carbon fibre reinforced polymer for aerospace applications. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 38(6), 1525-1532.
43. Zhang, H., Quan, L., Gao, A., Tong, Y., Shi, F., & Xu, L. (2019). The structure and properties of polyacrylonitrile nascent composite lifs with grafted multi walled carbon nanotubes prepared by wet spinning method. Polymers, 11(3), 422.
44. Kara, M., Kırıcı, M., Tatar, A. C., & Avcı, A. (2018). Impact behavior of carbon lif/epoxy composite tubes reinforced with multi-walled carbon nanotubes at cryogenic environment. Composites Part B: Engineering, 145, 145-154.
45. Zhang, H., Quan, L., Gao, A., Tong, Y., Shi, F., & Xu, L. (2019). The structure and properties of polyacrylonitrile nascent composite lifs with grafted multi walled carbon nanotubes prepared by wet spinning method. Polymers, 11(3), 422.

46. Katti, P., Bose, S., & Kumar, S. (2016). Tailored interface resulting in improvement in mechanical properties of epoxy composites containing poly (ether ether ketone) grafted multiwall carbon nanotubes. Polymer, 102, 43-53.
47. Konnola, R., Nair, C. R., & Joseph, K. (2016). High strength toughened epoxy nanocomposite based on poly (ether sulfone)-grafted multi-walled carbon nanotube. Polymers for Advanced Technologies, 27(1), 82-89.
48. Kim, B. J., Deka, B. K., Bae, I. J., Choi, D. H., Son, D. I., & Park, Y. B. (2018). Unidirectional spread-tow carbon lif/polypropylene composites reinforced with mechanically aligned multi-walled carbon nanotubes and exfoliated graphite nanoplatelets. Polymer Composites, 39(S2), E1251-E1261.
49. Zhang, J., Ju, S., Jiang, D., & Peng, H. X. (2013). Reducing dispersity of mechanical properties of carbon lif/epoxy composites by introducing multi-walled carbon nanotubes. Composites Part B: Engineering, 54, 371-376.
50. Gojny, F. H., Wichmann, M. H., Fiedler, B., Bauhofer, W., & Schulte, K. (2005). Influence of nano-modification on the mechanical and electrical properties of conventional fibre-reinforced composites. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 36(11), 1525-1535.
51. Fan, Z., Santare, M. H., & Advani, S. G. (2008). Interlaminar shear strength of glass lif reinforced epoxy composites enhanced with multi-walled carbon nanotubes. Composites Part A: Applied science and manufacturing, 39(3), 540-554.
52. Jang, A. Y., Lim, S. H., Kim, D. H., Yun, H. D., Lee, G. C., & Seo, S. Y. (2020). Strain-Detecting properties of hybrid PE and steel lifs reinforced cement composite (Hy-FRCC) with Multi-Walled carbon nanotube (ÇDKNT) under repeated compression. Results in Physics, 18, 103199.
53. Mustafiz, M. B., Maria, K. H., Rahman, M. J., & Mieno, T. (2021). Bio-composites from banana tree lifs ambient with multi-walled carbon nanotubes: manufacturing and properties. International Nano Letters, 11(2), 149–158.
54. Chang, C. W., Riehl, P., & Lin, J. (2020, November). Wireless charging for smart garment with textile-based receiver coils. In 2020 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC) (pp. 484-487). IEEE.

55. Agarwala, S. (2019, July). Enabling new possibilities in smart textiles through printed electronics. In 2019 IEEE 9th International Nanoelectronics Conferences (INEC) (pp. 1-6). IEEE.
56. Sima, K., Mouckova, K., Hamacek, A., Soukup, R., Komarkova, P., & Glombikova, V. (2020). System for Testing and Evaluating the Thermal Comfort of Smart Textiles Clothing. 2020 43rd International Spring Seminar on Electronics Technology (ISSE), Electronics Technology (ISSE), 2020 43rd International Spring Seminar On, 1–5.
57. Koyama, Y. (2020, October). Monitoring Test for Bed Care Motion Using Smart Textiles Embedding a Hetero-Core Optical Lif Sensor. In 2020 IEEE 9th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE) (pp. 553-554). IEEE.
58. Li, E., Lin, X., Seet, B. C., Joseph, F., & Neville, J. (2019, May). Low profile and low cost textile smart mat for step pressure sensing and position mapping. In 2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) (pp. 1-5). IEEE.
59. Haladjian, J., Bredies, K., & Bruegge, B. (2018, March). KneeHapp textile: A smart textile system for rehabilitation of knee injuries. In 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) (pp. 9-12). IEEE.
60. Kavitha, K. C., & Perumalraja, R. (2014, April). Smart wireless healthcare monitoring for drivers community. In 2014 International Conference on Communication and Signal Processing (pp. 1105-1108). IEEE.
61. Sofronova, D., & Angelova, R. A. (2021, March). Embedding Sensors by E-embroidery: Practical Steps for Smart Textiles Production. In 2021 6th International Symposium on Environment-Friendly Energies and Applications (EFEA) (pp. 1-5). IEEE.
62. Sriraam, N., Srinivasulu, A., Prakash, V. S., & Sahoo, S. (2019, March). A smart textile electrode belt for ECG recordings-a pilot study with indian population. In 2019 2nd International Conference on Signal Processing and Communication (ICSPC) (pp. 267-270). IEEE.

63. Presti, D. L., Massaroni, C., Schena, P. S. E., Formica, D., Caponero, M. A., & Di Tomaso, G. (2018, June). Smart textile based on FBG sensors for breath-by-breath respiratory monitoring: Tests on women. In 2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (pp. 1-6). IEEE.
64. Li, L., Wang, K., Jia, W., Hou, C., Zhang, Q., Li, Y., ... & Wang, H. (2021). Continuous preparation of dual-responsive sensing lifs for smart textiles. Journal of Colloid and Interface Science, 597, 215-222.
65. Hirman, M., Navratil, J., Steiner, F., & Hamacek, A. (2020, September). Effect of washing cycles on glued conductive joints used on stretchable smart textile ribbons. In 2020 IEEE 8th Electronics System-Integration Technology Conference (ESTC) (pp. 1-4). IEEE.
66. Cherenack, K., & Van Pieterson, L. (2012). Smart textiles: Challenges and opportunities. Journal of Applied Physics, 112(9), 091301.
67. Kiekens, P., Langenhove, L. V., & Hertleer, C. (2004). Smart clothing: a new life. Int. J. Cloth. Sci. Technol, 16(1/2), 63-72.
68. Koncar, V. (2018). Smart Textiles for In Situ Monitoring of Composites. Woodhead Publishing.
69. Tao, X. (Ed.). (2001). Smart fibres, fabrics and clothing: fundamentals and applications. Elsevier.
70. García Patiño, A., Khoshnam, M., & Menon, C. (2020). Wearable device to monitor back movements using an inductive textile sensor. Sensors, 20(3), 905.
71. Fleury, A. N. (2018). Characterization and Clinical Applications of Textile-Based Sensors in Rehabilitation (Doctoral dissertation, University of Toronto (Canada)).
72. Stoppa, M., & Chiolerio, A. (2014). Wearable electronics and smart textiles: A critical review. sensors, 14(7), 11957-11992.
73. Marculescu, D., Marculescu, R., Zamora, N. H., Stanley-Marbell, P., Khosla, P. K., Park, S., ... & Nakad, Z. (2003). Electronic textiles: A platform for pervasive computing. Proceedings of the IEEE, 91(12), 1995-2018.

74. Ismar, E., Zaman, S., Bahadir, S. K., Kalaoglu, F., & Koncar, V. (2018, December). Seam strength and washability of silver coated polyamide yarns. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 460, No. 1, p. 012053). IOP Publishing.
75. Zaman, S. U., Tao, X., Cochrane, C., & Koncar, V. (2018, December). Market readiness of smart textile structures-reliability and washability. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 459, No. 1, p. 012071). IOP Publishing.
76. Komolafe, A., Torah, R., Wei, Y., Nunes-Matos, H., Li, M., Hardy, D., ... & Beeby, S. (2019). Integrating flexible filament circuits for e-textile applications. Advanced Materials Technologies, 4(7), 1900176.
77. Tsukada, Y. T., Tokita, M., Murata, H., Hirasawa, Y., Yodogawa, K., Iwasaki, Y. K., ... & Tsukada, S. (2019). Validation of wearable textile electrodes for ECG monitoring. Heart and vessels, 34(7), 1203-1211.
78. Zheng, N., Wu, Z., Lin, M., & Yang, L. T. (2009). Enhancing battery efficiency for pervasive health-monitoring systems based on electronic textiles. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 14(2), 350-359.
79. Lay-Ekuakille, A., & Mukhopadhyay, S. C. (2010). Wearable and autonomous biomedical devices and systems for smart environment. Heidelberg, Germany:: Springer.
80. Hatamie, A., Angizi, S., Kumar, S., Pandey, C. M., Simchi, A., Willander, M., & Malhotra, B. D. (2020). Textile based chemical and physical sensors for healthcare monitoring. Journal of the Electrochemical Society, 167(3), 037546.
81. Park, S., & Jayaraman, S. (2003). Smart textiles: Wearable electronic systems. MRS bulletin, 28(8), 585-591.
82. Soh, P. J., & Vandenbosch, G. A. (2016). Textile antennas for body area networks: design strategies and evaluation methods. Electromagnetics of Body Area Networks: Antennas, Propagation, and RF Systems, 1-25.
83. Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L., & Rodgers, M. (2012). A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 9(1), 1-17.

84. Mattila, H. (Ed.). (2006). Intelligent textiles and clothing. Woodhead Publishing.
85. Koncar, V. (2018). Smart Textiles for In Situ Monitoring of Composites. Woodhead Publishing.
86. Kumar, L. A., & Vigneswaran, C. (2015). Electronics in textiles and clothing: design, products and applications. CRC Press.
87. Heo, J. S., Eom, J., Kim, Y. H., & Park, S. K. (2018). Recent progress of textile-based wearable electronics: a comprehensive review of materials, devices, and applications. Small, 14(3), 1703034.
88. Zeng, W., Shu, L., Li, Q., Chen, S., Wang, F., & Tao, X. M. (2014). Lif-based wearable electronics: a review of materials, fabrication, devices, and applications. Advanced materials, 26(31), 5310-5336.
89. Chan, M., Estève, D., Fourniols, J. Y., Escriba, C., & Campo, E. (2012). Smart wearable systems: Current status and future challenges. Artificial intelligence in medicine, 56(3), 137-156.
90. Orengo, G., Lagati, A., & Saggio, G. (2014). Modeling wearable bend sensor behavior for human motion capture. IEEE Sensors Journal, 14(7), 2307-2316.
91. Guinovart, T., Valdés-Ramírez, G., Windmiller, J. R., Andrade, F. J., & Wang, J. (2014). Bandage-based wearable potentiometric sensor for monitoring wound pH. Electroanalysis, 26(6), 1345-1353.
92. Garbhapu, V. V., & Gopalan, S. (2017). IoT based low cost single sensor node remote health monitoring system. Procedia computer science, 113, 408-415.
93. Maria, A. R., Pasca, S., & Strungaru, R. (2017, June). Heart rate monitoring by using non-invasive wearable sensor. In 2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB) (pp. 587-590). IEEE.
94. Lupu, E., Arsinte, R., & Sumalan, T. (2017, June). Prototype of a wearable system for personal health control. In 2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB) (pp. 345-348). IEEE.
95. Satija, U., Ramkumar, B., & Manikandan, M. S. (2017). Real-time signal quality-aware ECG telemetry system for IoT-based health care monitoring. IEEE Internet of Things Journal, 4(3), 815-823.

96. Putri, A. O., Ali, M. A., Saad, M., & Hidayat, S. S. (2018). Wearable sensor and internet of things technology for better medical science: A review. International Journal of Engineering & Technology, 7(4.11), 1-4.
97. Mainetti, L., Mighali, V., Patrono, L., Rametta, P., & Stefanizzi, M. L. (2017, September). An IoT-aware system for elderly monitoring. In 2017 IEEE 3rd International Forum on Research and Technologies for Society and Industry (RTSI) (pp. 1-5). IEEE.
98. Patii, N., & Iyer, B. (2017, May). Health monitoring and tracking system for soldiers using Internet of Things (IoT). In 2017 International Conference on Computing, Communication and Automation (ICCCA) (pp. 1347-1352). IEEE.
99. Syahid, S., Hidayat, S. S., Santoso, A., & Riyadi, A. H. (2017, November). Rancang Bangun Sistem Monitoring Anak di Tempat Penitipan Anak Menggunakan Kamera CCTV Berbasis Android. In Prosiding Sentrinov (Seminar Nasional Terapan Riset Inovatif) (Vol. 3, No. 1, pp. TE293-TE299).
100. Zhao, P., Deng, N., Li, X., Ren, C., & Wang, Z. (2014). Development of highly-sensitive and ultra-thin silicon stress sensor chips for wearable biomedical applications. Sensors and Actuators A: Physical, 216, 158-166. (4 yazan yeni prgraf)
101. Salman, S., Lee, L. Z., & Volakis, J. L. (2014). A wearable wrap-around sensor for monitoring deep tissue electric properties. IEEE Sensors Journal, 14(8), 2447-2451. (5 yazan yeni prgraf))
102. Liu, T., Inoue, Y., Shibata, K., Shiojima, K., & Han, M. M. (2014). Triaxial joint moment estimation using a wearable three-dimensional gait analysis system. Measurement, 47, 125-129. (6 8 yazan)
103. Liu, T., Inoue, Y., Shibata, K., & Shiojima, K. (2011). A mobile force plate and three-dimensional motion analysis system for three-dimensional gait assessment. IEEE Sensors Journal, 12(5), 1461-1467. (6 8 yazan)

104. Tao, W., Liu, T., Zheng, R., & Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. Sensors, 12(2), 2255-2283. (6 8 yazan)

105. Ehrmann, G., & Ehrmann, A. (2021). Electronic Textiles. Encyclopedia 2021, 1, 115–130. (yeni prgrf 1-6 yazan

106. Ehrmann, G., & Ehrmann, A. (2020). Suitability of common single circuit boards for sensing and actuating in smart textiles. Communications in Development and assembling of textile products, 1(2), 170-179. (7-9 yazan)

107. Khundaqji, H., Hing, W., Furness, J., & Climstein, M. (2020). Smart shirts for monitoring physiological parameters: scoping review. JMIR mHealth and uHealth, 8(5), e18092. (10-12 yazan

108. He, W., Wang, C., Wang, H., Jian, M., Lu, W., Liang, X., ... & Zhang, Y. (2019). Integrated textile sensor patch for real-time and multiplex sweat analysis. Science advances, 5(11), eaax0649. (13-15 yazn

109. Webb, R. C., Bonifas, A. P., Behnaz, A., Zhang, Y., Yu, K. J., Cheng, H., ... & Rogers, J. A. (2013). Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin. Nature materials, 12(10), 938-944.

110. Chen, A., Chen, H. Y., & Chen, C. (2014). Use of temperature and humidity sensors to determine moisture content of oolong tea. Sensors, 14(8), 15593-15609.

111. Yang, J., Wei, D., Tang, L., Song, X., Luo, W., Chu, J., ... & Du, C. (2015). Wearable temperature sensor based on graphene nanowalls. Rsc Advances, 5(32), 25609-25615.

112. Kaltenbrunner, M., Sekitani, T., Reeder, J., Yokota, T., Kuribara, K., Tokuhara, T., ... & Someya, T. (2013). An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics. Nature, 499(7459), 458-463.

113. Chen, J., Zhu, Y., Guo, Z., & Nasibulin, A. G. (2020). Recent progress on thermo-electrical properties of conductive polymer composites and their application in temperature sensors. Engineered Science, 12(19), 13-22.

114. Li, J., Nie, Q., Gai, L., Li, H., & Hu, H. (2017). Highly sensitive temperature sensing probe based on deviation S-shaped microlif. Journal of Lightwave Technology, 35(17), 3699-3704.

115. Kuo, J. T., Yu, L., & Meng, E. (2012). Micromachined thermal flow sensors—A review. Micromachines, 3(3), 550-573.

116. Mehmood, N., Hariz, A., Templeton, S., & Voelcker, N. H. (2015). A flexible and low power telemetric sensing and monitoring system for chronic wound diagnostics. Biomedical engineering online, 14(1), 1-17.

117. Ho, D. H., Sun, Q., Kim, S. Y., Han, J. T., Kim, D. H., & Cho, J. H. (2016). Stretchable and multimodal all graphene electronic skin. Advanced Materials, 28(13), 2601-2608.

118. Kim, S. Y., Park, S., Park, H. W., Park, D. H., Jeong, Y., & Kim, D. H. (2015). Highly sensitive and multimodal all-carbon skin sensors capable of simultaneously detecting tactile and biological stimuli. Advanced materials, 27(28), 4178-4185.

119. Smith, A. D., Elgammal, K., Niklaus, F., Delin, A., Fischer, A. C., Vaziri, S., ... & Lemme, M. C. (2015). Resistive graphene humidity sensors with rapid and direct electrical readout. Nanoscale, 7(45), 19099-19109.

120. Hwang, S. H., Kang, D., Ruoff, R. S., Shin, H. S., & Park, Y. B. (2014). Poly (vinyl alcohol) reinforced and toughened with poly (dopamine)-treated graphene oxide, and its use for humidity sensing. ACS nano, 8(7), 6739-6747.

121. Li, Y., Deng, C., & Yang, M. (2014). Facilely prepared composites of polyelectrolytes and graphene as the sensing materials for the detection of very low humidity. Sensors and Actuators B: Chemical, 194, 51-58.

122. Zhang, D., Tong, J., & Xia, B. (2014). Humidity-sensing properties of chemically reduced graphene oxide/polymer nanocomposite film sensor based on layer-by-layer nano self-assembly. Sensors and Actuators B: Chemical, 197, 66-72.

123. Yu, H. W., Kim, H. K., Kim, T., Bae, K. M., Seo, S. M., Kim, J. M., ... & Kim, Y. H. (2014). Self-powered humidity sensor based on graphene oxide composite film intercalated by poly (sodium 4-styrenesulfonate). ACS applied materials & interfaces, 6(11), 8320-8326.

124. Wang, C., Xia, K., Wang, H., Liang, X., Yin, Z., & Zhang, Y. (2019). Advanced carbon for flexible and wearable electronics. Advanced materials, 31(9), 1801072.

125. Lim, H. R., Kim, H. S., Qazi, R., Kwon, Y. T., Jeong, J. W., & Yeo, W. H. (2020). Wearable Flexible Hybrid Electronics: Advanced Soft Materials, Sensor Integrations, and Applications of Wearable Flexible Hybrid Electronics in Healthcare, Energy, and Environment (Adv. Mater. 15/2020). Advanced Materials, 32(15), 2070116.

126. Mishra, S., Norton, J. J., Lee, Y., Lee, D. S., Agee, N., Chen, Y., ... & Yeo, W. H. (2017). Soft, conformal bioelectronics for a wireless human-wheelchair interface. Biosensors and Bioelectronics, 91, 796-803.

127. Howe, C., Mishra, S., Kim, Y. S., Chen, Y., Ye, S. H., Wagner, W. R., ... & Yeo, W. H. (2018). Stretchable, implantable, nanostructured flow-diverter system for quantification of intra-aneurysmal hemodynamics. ACS nano, 12(8), 8706-8716.

128. Das, S., Chakraborty, J., Chatterjee, S., & Kumar, H. (2018). Prospects of biosynthesized nanomaterials for the remediation of organic and inorganic environmental contaminants. Environmental Science: Nano, 5(12), 2784-2808.

129. Pellegrino, F., De Bellis, N., Ferraris, F., Prozzi, M., Zangirolami, M., Petriglieri, J. R., ... & Maurino, V. (2019). Evaluation of the photocatalytic activity of a cordierite-honeycomb-supported TiO2 film with a liquid–solid photoreactor. Molecules, 24(24), 4499.

130. Ray, T. R., Choi, J., Bandodkar, A. J., Krishnan, S., Gutruf, P., Tian, L., ... & Rogers, J. A. (2019). Bio-integrated wearable systems: a comprehensive review. Chemical reviews, 119(8), 5461-5533.

131. Manikandan, V. S., Adhikari, B., & Chen, A. (2018). Nanomaterial based electrochemical sensors for the safety and quality control of food and beverages. Analyst, 143(19), 4537-4554.

132. Tessarolo, M., Gualandi, I., & Fraboni, B. (2018). Recent progress in wearable fully textile chemical sensors. Advanced Materials Technologies, 3(10), 1700310. Tessarolo, M., Gualandi, I., & Fraboni, B. (2018). Recent progress in wearable fully textile chemical sensors. Advanced Materials Technologies, 3(10), 1700310.

133. Shi, J., Liu, S., Zhang, L., Yang, B., Shu, L., Yang, Y., ... & Tao, X. (2020). Smart textile-integrated microelectronic systems for wearable applications. Advanced materials, 32(5), 1901958.

134. Singh, E., Meyyappan, M., & Nalwa, H. S. (2017). Flexible graphene-based wearable gas and chemical sensors. ACS applied materials & interfaces, 9(40), 34544-34586.

135. Yang, Y., & Deng, Z. D. (2019). Stretchable sensors for environmental monitoring. Applied Physics Reviews, 6(1), 011309.

136. Perez, A. J., & Zeadally, S. (2021). Recent advances in wearable sensing technologies. Sensors, 21(20), 6828.

137. Smith, S. N., Lee, A. J., Hall, K., Seewald, N. J., Boruvka, A., Murphy, S. A., & Klasnja, P. (2017). Design lessons from a micro-randomized pilot study in mobile health. In Mobile health (pp. 59-82). Springer, Cham.

138. Yin, D., Feng, J., Ma, R., Liu, Y. F., Zhang, Y. L., Zhang, X. L., ... & Sun, H. B. (2016). Efficient and mechanically robust stretchable organic light-emitting devices by a laser-programmable buckling process. Nature communications, 7(1), 1-7.

139. 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.

140. Larson, C., Peele, B., Li, S., Robinson, S., Totaro, M., Beccai, L., ... & Shepherd, R. (2016). Highly stretchable electroluminescent skin for optical signaling and tactile sensing. science, 351(6277), 1071-1074.

141. Kim, Y., Chortos, A., Xu, W., Liu, Y., Oh, J. Y., Son, D., ... & Lee, T. W. (2018). A bioinspired flexible organic artificial afferent nerve. Science, 360(6392), 998-1003.

142. Bansal, A. K., Hou, S., Kulyk, O., Bowman, E. M., & Samuel, I. D. (2015). Wearable organic optoelectronic sensors for medicine. Advanced Materials, 27(46), 7638-7644.

143. Guo, J., Yang, C., Dai, Q., & Kong, L. (2019). Soft and stretchable polymeric optical waveguide-based sensors for wearable and biomedical applications. Sensors, 19(17), 3771.

144. Mannsfeld, S. C., Tee, B. C., Stoltenberg, R. M., Chen, C. V., Barman, S., Muir, B. V., ... & Bao, Z. (2010). Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. Nature materials, 9(10), 859-864.

145. Yang, Z., Wu, Z., Jiang, D., Wei, R., Mai, X., Pan, D., ... & Guo, Z. (2021). Ultra-sensitive flexible sandwich structural strain sensors based on a silver nanowire supported PDMS/PVDF electrospun membrane substrate. Journal of Materials Chemistry C, 9(8), 2752-2762.

146. Li, Y. Q., Zhu, W. B., Yu, X. G., Huang, P., Fu, S. Y., Hu, N., & Liao, K. (2016). Multifunctional wearable device based on flexible and conductive carbon sponge/polydimethylsiloxane composite. ACS applied materials & interfaces, 8(48), 33189-33196.

147. Li, Y., Wang, S., Xiao, Z. C., Yang, Y., Deng, B. W., Yin, B., ... & Yang, M. B. (2020). Flexible TPU strain sensors with tunable sensitivity and stretchability by coupling AgNWs with rGO. Journal of Materials Chemistry C, 8(12), 4040-4048.

148. Kim, S. J., Mondal, S., Min, B. K., & Choi, C. G. (2018). Highly sensitive and flexible strain–pressure sensors with cracked paddy-shaped MoS2/graphene foam/Ecoflex hybrid nanostructures. ACS applied materials & interfaces, 10(42), 36377-36384.

149. 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.

150. Yu, Y., Luo, Y., Guo, A., Yan, L., Wu, Y., Jiang, K., ... & Wang, J. (2017). Flexible and transparent strain sensors based on super-aligned carbon nanotube films. Nanoscale, 9(20), 6716-6723.

151. Liu, H., Jiang, H., Du, F., Zhang, D., Li, Z., & Zhou, H. (2017). Flexible and degradable paper-based strain sensor with low cost. ACS Sustainable Chemistry & Engineering, 5(11), 10538-10543.

152. Gong, T., Zhang, H., Huang, W., Mao, L., Ke, Y., Gao, M., & Yu, B. (2018). Highly responsive flexible strain sensor using polystyrene nanoparticle doped reduced graphene oxide for human health monitoring. Carbon, 140, 286-295.

153. Hua, Q., Sun, J., Liu, H., Bao, R., Yu, R., Zhai, J., ... & Wang, Z. L. (2018). Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing. Nature communications, 9(1), 1-11.

154. Choi, D. Y., Kim, M. H., Oh, Y. S., Jung, S. H., Jung, J. H., Sung, H. J., ... & Lee, H. M. (2017). Highly stretchable, hysteresis-free ionic liquid-based strain sensor for precise human motion monitoring. ACS applied materials & interfaces, 9(2), 1770-1780.

155. 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.

156. Fang, X., Tan, J., Gao, Y., Lu, Y., & Xuan, F. (2017). High-performance wearable strain sensors based on fragmented carbonized melamine sponges for human motion detection. Nanoscale, 9(45), 17948-17956.

157. Chen, J., Zhu, Y., & Jiang, W. (2020). A stretchable and transparent strain sensor based on sandwich-like PDMS/KNTs/PDMS composite containing an ultrathin conductive KNT layer. Composites Science and Technology, 186, 107938.

158. Fajkus, M., Nedoma, J., Siska, P., & Vasinek, V. (2016, October). FBG sensor of breathing encapsulated into polydimethylsiloxane. In Optical Materials and Biomaterials in Security and Defence Systems Technology XIII (Vol. 9994, pp. 31-35). SPIE.

159. Lu, Y., Biswas, M. C., Guo, Z., Jeon, J. W., & Wujcik, E. K. (2019). Recent developments in bio-monitoring via advanced polymer nanocomposite-based wearable strain sensors. Biosensors and bioelectronics, 123, 167-177.

160. Souri, H., Banerjee, H., Jusufi, A., Radacsi, N., Stokes, A. A., Park, I., ... & Amjadi, M. (2020). Wearable and stretchable strain sensors: materials, sensing mechanisms, and applications. Advanced Intelligent Systems, 2(8), 2000039.

161. Samad, Y. A., Li, Y., Schiffer, A., Alhassan, S. M., & Liao, K. (2015). Graphene foam developed with a novel two-step technique for low and high strains and pressure-sensing applications. Small, 11(20), 2380-2385.

162. Zhu, Y., Chao, C., Cheng, C. H., & Leung, W. W. F. (2009). A novel ionic-liquid strain sensor for large-strain applications. Ieee electron device letters, 30(4), 337-339.

163. Choi, D. Y., Kim, M. H., Oh, Y. S., Jung, S. H., Jung, J. H., Sung, H. J., ... & Lee, H. M. (2017). Highly stretchable, hysteresis-free ionic liquid-based strain sensor for precise human motion monitoring. ACS applied materials & interfaces, 9(2), 1770-1780.

164. Chen, J., Yu, Q., Cui, X., Dong, M., Zhang, J., Wang, C., ... & Guo, Z. (2019). An overview of stretchable strain sensors from conductive polymer nanocomposites. Journal of Materials Chemistry C, 7(38), 11710-11730.

165. Mostafa, A., Abouel-Kasem, A., Bayoumi, M. R., & El-Sebaie, M. G. (2010). Rubber-filler interactions and its effect in rheological and mechanical properties of filled compounds. Journal of Testing and Evaluation, 38(3), 1.

166. Pang, Y., Zhang, K., Yang, Z., Jiang, S., Ju, Z., Li, Y., ... & Ren, T. L. (2018). Epidermis microstructure inspired graphene pressure sensor with random distributed spinosum for high sensitivity and large linearity. ACS nano, 12(3), 2346-2354.

167. Wu, Y., Yim, J. K., Liang, J., Shao, Z., Qi, M., Zhong, J., ... & Lin, L. (2019). Insect-scale fast moving and ultrarobust soft robot. Science Robotics, 4(32), eaax1594.

168. Kim, H., Lee, S. W., Joh, H., Seong, M., Lee, W. S., Kang, M. S., ... & Oh, S. J. (2018). Chemically designed metallic/insulating hybrid nanostructures with silver nanocrystals for highly sensitive wearable pressure sensors. ACS applied materials & interfaces, 10(1), 1389-1398.

169. Dagdeviren, C., Joe, P., Tuzman, O. L., Park, K. I., Lee, K. J., Shi, Y., ... & Rogers, J. A. (2016). Recent progress in flexible and stretchable piezoelectric devices for mechanical energy harvesting, sensing and actuation. Extreme mechanics letters, 9, 269-281.

170. Park, J., Kim, M., Lee, Y., Lee, H. S., & Ko, H. (2015). Fingertip skin–inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli. Science advances, 1(9), e1500661.

171. Paosangthong, W., Torah, R., & Beeby, S. (2019). Recent progress on textile-based triboelectric nanogenerators. Nano Energy, 55, 401-423.

172. He, Z., Chen, W., Liang, B., Liu, C., Yang, L., Lu, D., ... & Gui, X. (2018). Capacitive pressure sensor with high sensitivity and fast response to dynamic interaction based on graphene and porous nylon networks. ACS applied materials & interfaces, 10(15), 12816-12823.

173. Chen, X., Li, X., Shao, J., An, N., Tian, H., Wang, C., ... & Lu, B. (2017). High-performance piezoelectric nanogenerators with imprinted P (VDF-TrFE)/BaTiO3 nanocomposite micropillars for self-powered flexible sensors. Small, 13(23), 1604245.

174. Zeng, X., Wang, Z., Zhang, H., Yang, W., Xiang, L., Zhao, Z., ... & Hu, Y. (2019). Tunable, ultrasensitive, and flexible pressure sensors based on wrinkled microstructures for electronic skins. ACS applied materials & interfaces, 11(23), 21218-21226.

175. Xiong, Y., Shen, Y., Tian, L., Hu, Y., Zhu, P., Sun, R., & Wong, C. P. (2020). A flexible, ultra-highly sensitive and stable capacitive pressure sensor with convex microarrays for motion and health monitoring. Nano energy, 70, 104436.

176. Luo, Y., Shao, J., Chen, S., Chen, X., Tian, H., Li, X., ... & Lu, B. (2019). Flexible capacitive pressure sensor enhanced by tilted micropillar arrays. ACS applied materials & interfaces, 11(19), 17796-17803.

177. Guo, Y., Gao, S., Yue, W., Zhang, C., & Li, Y. (2019). Anodized aluminum oxide-assisted low-cost flexible capacitive pressure sensors based on double-sided nanopillars by a facile fabrication method. ACS applied materials & interfaces, 11(51), 48594-48603.

178. Yang, J., Luo, S., Zhou, X., Li, J., Fu, J., Yang, W., & Wei, D. (2019). Flexible, tunable, and ultrasensitive capacitive pressure sensor with microconformal graphene electrodes. ACS applied materials & interfaces, 11(16), 14997-15006.

179. Baek, S., Jang, H., Kim, S. Y., Jeong, H., Han, S., Jang, Y., ... & Lee, H. S. (2017). Flexible piezocapacitive sensors based on wrinkled microstructures: toward low-cost fabrication of pressure sensors over large areas. RSC advances, 7(63), 39420-39426.

180. Chang, Q., He, Y., Liu, Y., Zhong, W., Wang, Q., Lu, F., & Xing, M. (2020). Protein Gel Phase Transition: Toward Superiorly Transparent and Hysteresis-Free Wearable Electronics. Advanced Functional Materials, 30(27), 1910080.

181. Xu, W., Zheng, H., Liu, Y., Zhou, X., Zhang, C., Song, Y., ... & Wang, Z. (2020). A droplet-based electricity generator with high instantaneous power density. Nature, 578(7795), 392-396.

182. Wang, Z. L. (2020). On the first principle theory of nanogenerators from Maxwell's equations. Nano Energy, 68, 104272.

183. Fan, W., He, Q., Meng, K., Tan, X., Zhou, Z., Zhang, G., ... & Wang, Z. L. (2020). Machine-knitted washable sensor array textile for precise epidermal physiological signal monitoring. Science advances, 6(11), eaay2840.

184. Wang, Z. L. (2020). Triboelectric nanogenerator (TENG)—sparking an energy and sensor revolution. Advanced Energy Materials, 10(17), 2000137.

185. Wu, C., Kim, T. W., Park, J. H., Koo, B., Sung, S., Shao, J., ... & Wang, Z. L. (2019). Self-powered tactile sensor with learning and memory. ACS nano, 14(2), 1390-1398.

186. Guo, H., Pu, X., Chen, J., Meng, Y., Yeh, M. H., Liu, G., ... & Wang, Z. L. (2018). A highly sensitive, self-powered triboelectric auditory sensor for social robotics and hearing aids. Science robotics, 3(20), eaat2516.

187. He, T., Sun, Z., Shi, Q., Zhu, M., Anaya, D. V., Xu, M., ... & Lee, C. (2019). Self-powered glove-based intuitive interface for diversified control applications in real/cyber space. Nano Energy, 58, 641-651.

188. Zhang, C., Tang, W., Pang, Y., Han, C., & Wang, Z. L. (2015). Active micro-actuators for optical modulation based on a planar sliding triboelectric nanogenerator. Advanced Materials, 27(4), 719-726.

189. Zhang, D., Wang, D., Xu, Z., Zhang, X., Yang, Y., Guo, J., ... & Zhao, W. (2021). Diversiform sensors and sensing systems driven by triboelectric and piezoelectric nanogenerators. Coordination Chemistry Reviews, 427, 213597.

190. Chen, X., Shao, J., Tian, H., Li, X., Wang, C., Luo, Y., & Li, S. (2020). Scalable Imprinting of Flexible Multiplexed Sensor Arrays with Distributed Piezoelectricity-Enhanced Micropillars for Dynamic Tactile Sensing. Advanced Materials Technologies, 5(7), 2000046.

191. Zang, Y., Zhang, F., Di, C. A., & Zhu, D. (2015). Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. Materials Horizons, 2(2), 140-156.

192. Chen, X., Xiong, J., Parida, K., Guo, M., Wang, C., Wang, C., ... & Lee, P. S. (2019). Transparent and stretchable bimodal triboelectric nanogenerators with hierarchical micro-nanostructures for mechanical and water energy harvesting. Nano Energy, 64, 103904.

193. Wang, X., Gu, Y., Xiong, Z., Cui, Z., & Zhang, T. (2014). Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals. Advanced materials, 26(9), 1336-1342.

194. Trung, T. Q., & Lee, N. E. (2016). Flexible and stretchable physical sensor integrated platforms for wearable human-activity monitoringand personal healthcare. Advanced materials, 28(22), 4338-4372.

195. Jeong, C. K., Lee, J., Han, S., Ryu, J., Hwang, G. T., Park, D. Y., ... & Lee, K. J. (2015). A hyper-stretchable elastic-composite energy harvester. Advanced materials, 27(18), 2866-2875.

196. Yin, L., Lundgren, M., Wang, Z., Stamatoglou, P., Richter, M., Andersson, Ö., & Tunestål, P. (2019). High efficient internal combustion engine using partially premixed combustion with multiple injections. Applied Energy, 233, 516-523.

197. Kim, T., Cui, Z., Chang, W. Y., Kim, H., Zhu, Y., & Jiang, X. (2019). Flexible 1–3 composite ultrasound transducers with Silver-Nanowire-Based stretchable electrodes. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 67(8), 6955-6962.

198. Ke, A., Huang, J., Chen, L., Gao, Z., Han, J., Wang, C., ... & He, J. (2019). Fingertip tactile sensor with single sensing element based on FSR and PVDF. IEEE Sensors Journal, 19(23), 11100-11112.

199. Chorsi, M. T., Curry, E. J., Chorsi, H. T., Das, R., Baroody, J., Purohit, P. K., Nguyen, T. D. (2019). Piezoelectric biomaterials for sensors and actuators. Advanced Materials, 31(1), 1802084.

200. Salowitz, N. P. (2018). Stretchable sensors don’t feel the strain. Nature Electronics, 1(3), 156-157.

201. Sharma, T., Je, S. S., Gill, B., & Zhang, J. X. (2012). Patterning piezoelectric thin film PVDF–TrFE based pressure sensor for catheter application. Sensors and Actuators A: physical, 177, 87-92.

202. Que, R. Y., Zhu, R., Wei, Q. Z., & Cao, Z. (2011). Temperature compensation for thermal anemometers using temperature sensors independent of flow sensors. Measurement Science and Technology, 22(8), 085404.

203. Luo, S., & Liu, T. (2013). SWKNT/graphite nanoplatelet hybrid thin films for self-temperature-compensated, highly sensitive, and extensible piezoresistive sensors. Advanced Materials, 25(39), 5650-5657.

204. Wang, L., Zhu, R., & Li, G. (2019). Temperature and strain compensation for flexible sensors based on thermosensation. ACS applied materials & interfaces, 12(1), 1953-1961.

205. Wang, H., Ju, B., Li, W., & Feng, Z. (2014). Ultrastable eddy current displacement sensor working in harsh temperature environments with comprehensive self-temperature compensation. Sensors and Actuators A: Physical, 211, 98-104.

206. Kim, M. K., & Yoon, S. W. (2017). Miniature piezoelectric sensor for in-situ temperature monitoring of silicon and silicon carbide power modules operating at high temperature. IEEE Transactions on Industry Applications, 54(2), 1614-1621.

207. Soltani, K., Bushuev, O., Tugova, E., Ghanbari, M., Henry, M. P., & Rezazadeh, G. (2020, November). Modelling Fluid Loss Faults in an Industrial Pressure Sensor. In 2020 Global Smart Industry Conference (GloSIC) (pp. 215-222). IEEE.

208. Liu, W., Liu, N., Yue, Y., Rao, J., Cheng, F., Su, J., ... & Gao, Y. (2018). Piezoresistive pressure sensor based on synergistical innerconnect polyvinyl alcohol nanowires/wrinkled graphene film. Small, 14(15), 1704149.

209. Sengupta, D., Chen, S. H., Michael, A., Kwok, C. Y., Lim, S., Pei, Y., & Kottapalli, A. G. P. (2020). Single and bundled carbon nanolifs as ultralightweight and flexible piezoresistive sensors. npj Flexible Electronics, 4(1), 1-11.

210. Cheng, Y., Ma, Y., Li, L., Zhu, M., Yue, Y., Liu, W., ... & Gao, Y. (2020). Bioinspired microspines for a high-performance spray Ti3C2TxMXene-based piezoresistive sensor. Acs Nano, 14(2), 2145-2155.

211. Zheng, Q., Lee, J. H., Shen, X., Chen, X., & Kim, J. K. (2020). Graphene-based wearable piezoresistive physical sensors. Materials Today, 36, 158-179.

212. Wang, C., Li, X., Gao, E., Jian, M., Xia, K., Wang, Q., Zhang, Y. (2016). Carbonized silk fabric for ultrastretchable, highly sensitive, and wearable strain sensors. Advanced materials, 28(31), 6640-6648.

213. Yamada, T., Hayamizu, Y., Yamamoto, Y., Yomogida, Y., Izadi-Najafabadi, A., Futaba, D. N., & Hata, K. (2011). A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. Nature nanotechnology, 6(5), 296-301.

214. Wu, Y. H., Liu, H. Z., Chen, S., Dong, X. C., Wang, P. P., Liu, S. Q., ... & Liu, L. (2017). Channel crack-designed gold@ PU sponge for highly elastic piezoresistive sensor with excellent detectability. ACS Applied Materials & Interfaces, 9(23), 20098-20105.

215. Zhuo, H., Hu, Y., Chen, Z., Peng, X., Liu, L., Luo, Q., ... & Zhong, L. (2019). A carbon aerogel with super mechanical and sensing performances for wearable piezoresistive sensors. Journal of Materials Chemistry A, 7(14), 8092-8100.

216. Gao, W., Ota, H., Kiriya, D., Takei, K., & Javey, A. (2019). Flexible electronics toward wearable sensing. Accounts of chemical research, 52(3), 523-533.

217. Wu, X., Han, Y., Zhang, X., Zhou, Z., & Lu, C. (2016). Large-area compliant, low-cost, and versatile pressure-sensing platform based on microcrack-designed carbon Black@ polyurethane sponge for human–machine interfacing. Advanced Functional Materials, 26(34), 6246-6256.

218. Chen, Y., Gong, X. L., & Gai, J. G. (2016). Progress and challenges in transfer of large-area graphene films. Advanced science, 3(8), 1500343.

219. Meng, F., Lu, W., Li, Q., Byun, J. H., Oh, Y., & Chou, T. W. (2015). Graphene-based lifs: a review. Advanced materials, 27(35), 5113-5131.

220. Gao, C., Chen, K., Wang, Y., Zhao, Y., & Qu, L. (2020). 2D Graphene-Based Macroscopic Assemblies for Micro-Supercapacitors. ChemSusChem, 13(6), 1255-1274.

221. Bai, N., Wang, L., Wang, Q., Deng, J., Wang, Y., Lu, P., ... & Guo, C. F. (2020). Graded intrafillable architecture-based iontronic pressure sensor with ultra-broad-range high sensitivity. Nature communications, 11(1), 1-9.

222. Mannsfeld, S. C., Tee, B. C., Stoltenberg, R. M., Chen, C. V., Barman, S., Muir, B. V., ... & Bao, Z. (2010). Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. Nature materials, 9(10), 859-864.

223. Li, G., Chen, D., Li, C., Liu, W., & Liu, H. (2020). Engineered microstructure derived hierarchical deformation of flexible pressure sensor induces a supersensitive piezoresistive property in broad pressure range. Advanced Science, 7(18), 2000154.

224. Zhao, X. F., Hang, C. Z., Wen, X. H., Liu, M. Y., Zhang, H., Yang, F., ... & Lu, H. L. (2020). Ultrahigh-sensitive finlike double-sided e-skin for force direction detection. ACS applied materials & interfaces, 12(12), 14136-14144.

225. Tang, X., Wu, C., Gan, L., Zhang, T., Zhou, T., Huang, J., ... & Zeng, D. (2019). Multilevel microstructured flexible pressure sensors with ultrahigh sensitivity and ultrawide pressure range for versatile electronic skins. Small, 15(10), 1804559.

226. Li, X. P., Li, Y., Li, X., Song, D., Min, P., Hu, C., ... & Yu, Z. Z. (2019). Highly sensitive, reliable and flexible piezoresistive pressure sensors featuring polyurethane sponge coated with MXene sheets. Journal of colloid and interface science, 542, 54-62.

227. Jia, J., Huang, G., Deng, J., & Pan, K. (2019). Skin-inspired flexible and high-sensitivity pressure sensors based on rGO films with continuous-gradient wrinkles. Nanoscale, 11(10), 4258-4266.

228. Wei, H., Li, A., Kong, D., Li, Z., Cui, D., Li, T., ... & Guo, Z. (2021). Polypyrrole/reduced graphene aerogel film for wearable piezoresisitic sensors with high sensing performances. Advanced Composites and Hybrid Materials, 4(1), 86-95.

229. Pu, J. H., Zhao, X., Zha, X. J., Bai, L., Ke, K., Bao, R. Y., ... & Yang, W. (2019). Multilayer structured AgNW/WPU-MXene lif strain sensors with ultrahigh sensitivity and a wide operating range for wearable monitoring and healthcare. Journal of Materials Chemistry A, 7(26), 15913-15923.

230. Chen, S., Xin, S., Yang, L., Guo, Y., Zhang, W., & Sun, K. (2021). Multi-sized planar capacitive pressure sensor with ultra-high sensitivity. Nano Energy, 87, 106178.

231. Ding, Y., Xu, T., Onyilagha, O., Fong, H., & Zhu, Z. (2019). Recent advances in flexible and wearable pressure sensors based on piezoresistive 3D monolithic conductive sponges. ACS applied materials & interfaces, 11(7), 6685-6704.

232. Lee, D., Lee, H., Jeong, Y., Ahn, Y., Nam, G., & Lee, Y. (2016). Highly sensitive, transparent, and durable pressure sensors based on sea-urchin shaped metal nanoparticles. Advanced Materials, 28(42), 9364-9369.

233. Wu, J., Li, H., Lai, X., Chen, Z., & Zeng, X. (2020). Conductive and superhydrophobic F-rGO@ KNTs/chitosan aerogel for piezoresistive pressure sensor. Chemical Engineering Journal, 386, 123998.

234. Zhang, Y., Wang, L., Zhao, L., Wang, K., Zheng, Y., Yuan, Z., ... & Han, W. (2021). Flexible self-powered integrated sensing system with 3D periodic ordered black phosphorus@ MXene thin-films. Advanced Materials, 33(22), 2007890.

235. Huang, Y., Fan, X., Chen, S. C., & Zhao, N. (2019). Emerging technologies of flexible pressure sensors: materials, modeling, devices, and manufacturing. Advanced functional materials, 29(12), 1808509.

236. Rim, Y. S., Bae, S. H., Chen, H., De Marco, N., & Yang, Y. (2016). Recent progress in materials and devices toward printable and flexible sensors. Advanced Materials, 28(22), 4415-4440.

237. Zhou, F. L., Gong, R. H., & Porat, I. (2009). Three-jet electrospinning using a flat spinneret. Journal of Materials Science, 44(20), 5501-5508.

238. Şaşmazel T, H., Özkan, O., Haydardedeoğlu, A. E., (2012). Elektro-eğirme: "Sıvıyı İpliğe Dönüştürme Sanatı" ve Biyotıp Eserleri. Bilim ve Teknik, Sayı 539, 80-82.

239. Chase, G. G., Varabhas, J. S., & Reneker, D. H. (2011). New methods to electrospin nanolifs. Journal of Engineered Lifs and Fabrics, 6(3), 155892501100600304.

240. Thompson, C. J. (2006). An analysis of variable effects on a theoretical model of the electrospin process for making nanolifs (Doctoral dissertation, University of Akron).

241. Gobalu, K., Vasudevan, M., Gopinath, S. C., Perumal, V., & Ovinis, M. (2021). Molybdenum disulphide/cellulose acetate nanolif composite on screen printed electrodes for detecting cardiac troponin by electrical impedance spectroscopy. Cellulose, 28(9), 5761-5774.

242. Ozcan, F., Ertul, S., & Maltas, E. (2016). Fabrication of protein scaffold by electrospin coating for artificial tissue. Materials Letters, 182, 359-362.

243. Li, T., Tian, L., Liao, S., Ding, X., Irvine, S. A., & Ramakrishna, S. (2019). Fabrication, mechanical property and in vitro evaluation of poly (L-lactic acid-co-ε-caprolactone) core-shell nanolif scaffold for tissue engineering. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 98, 48-57.

244. Liang, Y., Mitriashkin, A., Lim, T. T., & Goh, J. C. H. (2021). Conductive polypyrrole-encapsulated silk fibroin lifs for cardiac tissue engineering. Biomaterials, 276, 121008.

245. He, L., Cao, J. H., Liang, T., & Wu, D. Y. (2020). Effect of monomer structure on properties of polyimide as LIB separator and its mechanism study. Electrochimica Acta, 337, 135838.

246. Liu, M., Wang, Y., Cheng, Z., Song, L., Zhang, M., Hu, M., & Li, J. (2014). Function of NaOH hydrolysis in electrospinning ZnO nanolifs via using polylactide as templates. Materials Science and Engineering: B, 187, 89-95.

247. Abdal-hay, A., Barakat, N. A., & Lim, J. K. (2013). Influence of electrospinning and dip-coating techniques on the degradation and cytocompatibility of Mg-based alloy. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, 420, 37-45.

248. Bhardwaj, N., & Kundu, S. C. (2010). Electrospinning: a fascinating lif fabrication technique. Biotechnology advances, 28(3), 325-347.

249. Liu, C., Li, X., Liu, T., Liu, Z., Li, N., Zhang, Y., ... & Feng, X. (2016). Microporous CA/PVDF membranes based on electrospun nanolifs with controlled crosslinking induced by solvent vapor. Journal of membrane science, 512, 1-12.

250. Li, Y., Xiong, J., Lv, J., Chen, J., Gao, D., Zhang, X., & Lee, P. S. (2020). Mechanically interlocked stretchable nanolifs for multifunctional wearable triboelectric nanogenerator. Nano Energy, 78, 105358.

251. Castano, L.M., Flatau, A.B. (2014) Smart fabric sensors and etextile technologies: a review. Smart Materials and Structures, 23(5), 1-27.

252. Lu, L., Wei, X., Zhang, Y., Zheng, G., Dai, K., Liu, C., Shen, C. (2017) A flexible and self-formed sandwich structure strain sensor based on AgNW decorated electrospunfibrous mats with excellent sensing capability and good oxidation inhibition properties. Journal of Materials Chemistry C, 5, 7035-7042.

253. Guo, D., & He, H. (2018) Flexible strain sensors based on KNTs/PDMS nanocomposite. 2018 19th International Conference on Electronic Packaging Technology (ICEPT), Electronic Packaging Technology (ICEPT), 2018 19th International Conference On, 1013–1018.

254. Guan, S., Song, S., Li, H., Mo, G., Zhao, S., Guo, L. (2022) Development of Carboxyl-Functionalized Multi-Walled Nanotube/Polydimethylsiloxane Novel Polymeric Nanodielectric Material. Materials Letters, 216, 281–86.

255. Yan, T., Wang, Z., Wang, Y.-Q., & Pan, Z.J. (2018) Carbon/graphene composite nanolif yarns for highly sensitive strain sensors. Materials & Design, 143, 214–223.

256. Ma, Z., Xu, R., Wang, W., & Yu, D. (2019) A wearable, anti-bacterial strain sensor prepared by silver plated cotton/spandex blended fabric for human motion monitoring. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, 582.

257. Park, S., Ahn, S., Sun, J., Yang, K. S., Park, J.-J., Bhatia, D., Choi, D., & Bae, J. (2019) Highly Bendable and Rotational Textile Structure with Prestrained Conductive Sewing Pattern for Human Joint Monitoring. Advanced Functional Materials, 29 (10).

258. Lu, S., Wang, S., Wang, G., Ma, J., Wang, X., Tang, H., & Yang, X. (2019) Wearable graphene film strain sensors encapsulated with nylon fabric for human motion monitoring. Sensors & Actuators: A. Physical, 295, 200–209.

259. Liu, H., Li, Q., Bu, Y., Zhang, N., Wang, C., Pan, C., Mi, L., Guo, Z., Liu, C., & Shen, C. (2019) Stretchable conductive nonwoven fabrics with self-cleaning capability for tunable wearable strain sensor. Nano Energy, 66.

260. Zhang, M., Wang, M., Zhang, M., Gao, Q., Feng, X., Zhang, Y., Hu, J., & Wu, G. (2020) Stretchable conductive Ni@Fe3O4@Polyester fabric strain sensor with negative resistance variation and electromagnetic interference shielding. Organic Electronics, 81.

261. Wicaksono, I., Sun, T., Dagdeviren, C., Tucker, C. I., Guerrero, C. A., Liu, C., Woo, W. M., & Pence, E. J. (2022) A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo. Npj Flexible Electronics, 4(1).

262. Cho, G., Jeong, K., Paik, M. J., Kwun, Y. Sung, M. (2011) Performance evaluation of textilebased electrodes and motion sensors for smart clothing. IEEE Sensors J., 11(31) 83–93.

263. Zhang, H., Tao, X., Yu, T., & Wang, S. (2006) Conductive knitted fabric as large-strain gauge under high temperature. Sensors & Actuators: A. Physical, 126(1), 129–140.

264. Wijesiriwardana, R., Dias, T,. Mukhopadhyay, S., (2003) Resistive fibremeshed transducers. Proc 7th IEEE Int. Symp. on Wearable Computers ISWC, White Plains, NY.

265. Paradiso, R., Loriga, G., Taccini, N. (2005) A wearable health care system based on knitted integrated sensors IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed, 9, 337–44.

266. Huang, C. T., Shen, C. L., Tang, C. F., Chang, S. H., (2008) A wearable yarnbased piezoresistive sensor. Sensors Actuators A, 141, 396–403.

267. Zhang, H. (2015) Flexible textile-based strain sensor induced by contacts. Meas. Sci. Technol., 26, 105102.

268. Atalay, O., Kennon, W., Husain, M. (2013) Textile-Based Weft Knitted Strain Sensors: Effect of Fabric Parameters on Sensor Properties. Sensors, 13, 11114–11127.

269. 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, 5154–5163.

270. Shyr, T.-W., Shie, J.-W., Jiang, C.-H., Li, J.-J. A. (2014) Textile-BasedWearable Sensing Device Designed for Monitoring the Flexion Angle of Elbow and Knee Movements. Sensors, 14, 4050–4059.

271. Lee, J., Kim, S., Lee, J., Yang, D., Park, B.C., Ryu, S., Park, I. (2014) A stretchable strain sensor based on a metal nanoparticle thin film for human motion detection. Nanoscale, 6, 11932–11939.

272. Silva, A.F.D., Pedro, R., Paulo, J., Higino, J. (2013) Photonic Sensors Based on Flexible Materials with FBGs for Use on Biomedical Applications. In Current Trends in Short-and Long-Period Lif Gratings, InTech: Rijeka, Croatia, 105–132.

273. Krehel, M., Rossi, R., Bona, G.-L., Scherer, L. (2013) Characterization of Flexible Copolymer Optical Lifs for Force Sensing Applications. Sensors, 13, 11956–11968.

274. Rajdi, N.N.Z.M., Bakira, A.A., Saleh, S.M., Wicaksono, D.H. (2012) Textile-based Micro Electro Mechanical System (MEMS) Accelerometer for Pelvic Tilt Mesurement. Procedia Eng., 41, 532–537.

275. Seyedin, S., Razal, J.M., Innis, P.C., Jeiranikhameneh, A., Beirne, S., Wallace, G.G. (2015) Knitted Strain Sensor Textiles of Highly Conductive All-Polymeric Lifs. ACS Appl. Mater. Interfaces, 7, 21150–21158.

276. 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 Appl. Mater. Interfaces, 7, 6317–6324.

277. Chen, S., Wei, Y., Yuan, X., Lin, Y., Liu, L. (2016) A highly stretchable strain sensor based on a graphene/silver nanoparticle synergic conductive network and a sandwich structure. J. Mater. Chem. C, 4(19), 4304–4311.

278. Amjadi, M., Kyung, K.-U., Park, I., & Sitti, M. (2016) Stretchable, Skin-Mountable, and Wearable Strain Sensors and Their Potential Applications: A Review. Advanced Functıonal Materıals, 26(11), 1678–1698.

279. Zhang, M., Wang, C., Wang, Q., Jian, M., Zhang, Y. (2016) Sheath–Core graphite/silk _bermade by dry-Meyer-rod-coating for wearable strain sensors. ACS Appl. Mater. Interfaces, 8(32), 20894–20899.

280. Eswaraiah, V., Balasubramaniam, K., Ramaprabhu, S. (2012) One-pot synthesis of conducting graphene–polymer composites and their strain sensing application. Nanoscale, 4(4), 1258–1262.

281. Huang, M., Pascal, T.A., Kim, H., Goddard, W.A., Greer, J.R. (2011) Electronic−mechanical coupling in graphene fromin situ nanoindentation experiments andmultiscale atomistic simulations. Nano Lett., 11(3), 1241–1246.

282. Darbandi, S.M.A., Nouri, M., Mokhtari, J. (2012) Electrospun nanostructures based on polyurethane/ÇDKNTs for strain sensing applications. Lif. Plym., 13(9), 1126–1131.

283. Wang, X., Parkman, J., Gou, J. (2017) Strain sensing of printed carbon nanotube sensors on polyurethane substrate with spray deposition modeling. Comput. Commun., 3, 1–6.

284. Zhang, M., Wang, C., Wang, H., Jian, M., Hao, X., Zhang, Y. (2017) Carbonized cotton fabric for high-performance wearable strain sensors. Adv. Funct. Mater., 27(2).

285. Zahid, M., Papadopoulou, E. L., Athanassiou, A., & Bayer, I. S. (2017) Strain-responsive mercerized conductive cotton fabrics based on PEDOT:PSS/graphene. Materials & Design, 135, 213–222.

286. Li, Y., Shang, Y., He, X., Peng, Du, Q.S., Shi, E., Wu, S., Li, Z., Li, P., Cao, A. (2013) Overtwisted, resolvable carbon nanotube yarn entanglement as strain sensors and rotational actuators. ACS Nano, 7(9), 8128–8135.

287. Wang, Z., Huang, Y., Sun, J., Huang, Y., Hu, H., Jiang, R., Li, G., Zhi, C. (2016) Polyurethane/cotton/carbon nanotubes core-spun yarn as high reliability stretchable strain sensor for human motion detection. ACS Appl. Mater. Interfaces, 8(37), 24837–24843.

288. Zhao, H., Zhang, Y., Bradford, P.D., Zhou, Q., Jia, Q., Yuan, F., Zhu, Y. (2010) Carbon nanotube yarn strain sensors. Nanotechnology, 21(30), 305502.

289. Yan, T., Wang, Z., Wang, Y.-Q., & Pan, Z.-J. (2018) Carbon/graphene composite nanolif yarns for highly sensitive strain sensors. Materials & Design, 143, 214–223.

290. Yao, S., Zhu, Y. (2014) Wearable multifunctional sensors using printed stretchableconductors made of silver nanowires. Nanoscale, 6, 2345–2352.

291. Ho, M. D., Ling, Y., Yap, L. W., Wang, Y., Dong, D., Zhao, Y., & Cheng, W. (2017) Percolating Network of Ultrathin Gold Nanowires and Silver Nanowires toward “Invisible” Wearable Sensors for Detecting Emotional Expression and Apexcardiogram. Advanced Functional Materials, 27(25).

292. Kim, S.J., Song, W., Yi, Y., Min, B.K., Mondal, S., An, K.S., Choi, C.G. (2018) High durability and water proofing rGO/SWKNT-fabric-based multifunctional sensors forhuman-motion detection. ACS Appl. Mater. Interfaces, 10, 3921–3928.

293. Lee, H., Glasper, M. J., Li, X., Nychka, J. A., Batcheller, J., Chung, H.-J., & Chen, Y. (2018) Preparation of fabric strain sensor based on graphene for human motion monitoring. Journal of Materials Science: Full Set-Includes `Journal of Materials Science Letters’, 53(12), 9026–9033.

294. 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.

295. Zheng, Y., Li, Y., Dai, K., Wang, Y., Zheng, G., Liu, C., & Shen, C. (2018) A highly stretchable and stable strain sensor based on hybrid carbon nanofillers/polydimethylsiloxane conductive composites for large human motions monitoring. Composites Science and Technology, 156, 276–286.

296. Lu, S., Wang, S., Wang, G., Ma, J., Wang, X., Tang, H., & Yang, X. (2019) Wearable graphene film strain sensors encapsulated with nylon fabric for human motion monitoring. Sensors & Actuators: A. Physical, 295, 200–209.

297. Lee, J., Kwon, H., Seo, J., Shin, S., Lee, T., Koo, J. H., Pang, C., Son, S., Kim, D. E., Kim, J. H., Jang, Y. H. (2015) Conductive lif-based ultrasensitive textile pressure sensor for wearable electronics. Advanced Materials, 27(15), 2433–2439.

298. Meyer, J., Lukowicz, P., & Troster, G. (2006) Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection. 2006 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers, Wearable Computers, 2006 10th IEEE International Symposium On, 69–72.

299. Moriche, R., Jiménez-Suárez, A., Sánchez, M., Prolongo, S. G., & Ureña, A. (2018) High sensitive damage sensors based on the use of functionalized graphene nanoplatelets coated fabrics as reinforcement in multiscale composite materials. Composites Part B, 149, 31–37.

300. Bae, J.-H., Han, M.-G., & Chang, S.-H. (2018) Shear-deformed fabric sensor made of P(VDF-TrFE) for damage detection of draped composite structures: A feasibility study. Composites Part A, 113, 242–253.

301. Sun, B., Guo, W., Tan, C., & Shi, K., Li, J., Wang, X.X., Huang, X., Long, Y., Jiang, P. (2018) Wireless piezoelectric device based on electrospun PVDF/BaTiO3 NW nanocomposite lifs for human motion monitoring. Nanoscale, 10, 17751–17760.

302. Jung, K.C., Chang, S.H. (2019) Performance evaluation of smart grid fabrics comprising carbon dry fabrics and PVDF ribbon sensors for structural health monitoring. Composites Part B, 163, 690–701.

303. Hofmann, P., Walch, A., Dinkelmann, A., Selvarayan, S. K., Gresser, G. T. (2019) Woven piezoelectric sensors as part of the textile reinforcement of lif reinforced plastics. Composites Part A, 116, 79–86.

304. Zheng, L., Su, X., Lai, X., Li, H., Zeng, X., Chen, W. (2019) Conductive superhydrophobic cotton fabrics via layer-by-layer assembly of carbon nanotubes for oil-water separation and human motion detection. Materials Letters, 253, 230–233.

305. Yang, Y., Xie, L., Wen Z., Chen, C., Chen, X., Wei, A., Cheng, P., Xie, X., Sun, X. (2018) Coaxial triboelectric nanogenerator and supercapacitor lif-based self-charging power fabric. ACS Applied Materials & Interfaces, 10(49), 42356 – 42362.

306. He, T., Shi, Q., Wang, H., Wen, F., Chen, T., Ouyang, J., & Lee, C. (2019) Beyond energy harvesting-multi-functional triboelectric nanosensors on a textile. Nano Energy, 57, 338–352.

307. Dudem, B., Mule, A. R., Patnam, H. R., & Yu, J. S. (2019) Wearable and durable triboelectric nanogenerators via polyaniline coated cotton textiles as a movement sensor and self-powered system. Nano Energy, 55, 305–315.

308. Meng, K., He, Q., Wang, X., Zhou, Z., Fan, W., Tan, X., Yang, J., Zhao, S., Zhou, Y., Zhang, S., Chen, J., Wu, Y. (2019) A Wireless Textile-Based Sensor System for Self-Powered Personalized Health Care. Matter, 2(4), 896–907.

309. Zhang, X., Wang, J., Xing, Y., & Li, C. (2019) Woven Wearable Electronic Textiles as Self-Powered Intelligent Tribo-Sensors for Activity Monitoring. Global Challenges, 3(12).

310. Chen, C., Chen, L., Wu, Z., Guo, H., Yu, W., Du, Z., & Wang, Z. L. (2019) 3D double-faced interlock fabric triboelectric nanogenerator for bio-motion energy harvesting and as self-powered stretching and 3D tactile sensors. Materıals Today, 32, 84–93.

311. Zhao, Z., Huang, Q., Yan, C., Liu, Y., Zeng, X., Wei, X., Hu, Y., & Zheng, Z. (2020) Machine-washable and breathable pressure sensors based on triboelectric nanogenerators enabled by textile technologies. Nano Energy, 70.

312. Yip, M.C., Niemeyer, G. (2015) High-performance robotic muscles from conductive nylon sewing thread. In Proceedings of the 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Seattle, WA, USA, 26–30 May 2015, IEEE: Piscataway, NJ, USA, 2313–2318.

313. Guan-Ting, C., Chun-Hao, S., Shih-Han, W., Tien-Lin, S., Pei-Hsuan, C., Qiao-Miao, G., Wei-Jen, C., Yang-Fang, C., Ying-Chih, L., Wen-Ya, L. (2020) Photo-Curable Ion-Enhanced Fluorinated Elastomers for Pressure-Sensitive Textiles. Advanced Intelligent Systems, 2(4).

314. Uzun, S., Seyedin, S., Levitt, A.S., Alhabeb, M., Anayee, M., Gogotsi, Y., Razal, J.M., Stoltzfus, A.L., Dion, G., & Strobel, C.J. (2019) Knittable and Washable Multifunctional MXene-Coated Cellulose Yarns. Advanced Functional Materials, 29(45).

315. Gao, M., Xia, Z., Wang, X., Wang, J., & Huang, P. (2019) Fabrication of a flexible capacitor sensor with surface-fabric-structured conductive silicon rubber. Sensors & Actuators: A. Physical, 295, 141–150.

316. Tan, J., Bai, Z., Ge, L., Shao, L., Chen, A. (2019) Design and fabrication of touch-sensitive polymeric optical fibre (POF) fabric. Journal of the Textile Institute, 110(11), 1529–1537.

317. Ferri, J., Llinares Llopis, R., Moreno, J., Ibanez Civera, J., Garcia-Breijo, E. (2019) A Wearable Textile 3D Gesture Recognition Sensor Based on Screen-Printing Technology. SENSORS, 19(23).

318. Kim, M., Kim, H., Park, J., Jee, K.K., Lim, J.A., Park, M.C. (2018) Real-time sitting posture correction system based on highly durable and washable electronic textile pressure sensors. Sensors and Actuators: A. Physical, 269, 394–400.

319. Stewart, R., Skach, S. (2017) Initial Investigations into Characterizing DIY E-Textile Stretch Sensors. In Proceedings of the 4th International Conference on Movement Computing, London, UK, ACM:New York, NY, USA, June 2017, 1-4.

320. Watson, A., Sun, M., Pendyal, S., & Zhou, G. (2020) TracKnee: Knee angle measurement using stretchable conductive fabric sensors. Smart Health, 15.

321. Qi, K., Wang, H., You, X., Tao, X., Li, M., Zhou, Y., Zhang, Y., He, J., Shao, W., & Cui, S. (2020) Core-sheath nanolif yarn for textile pressure sensor with high pressure sensitivity and spatial tactile acuity. Journal of Colloid And Interface Science, 561, 93–103.

322. Liao, X., Li, H., Lai, X., Zeng, X., & Chen, W. (2019) Facile fabrication of superhydrophobic conductive polydimethylsiloxane@silver nanowires cotton fabric via dipping-thermal curing method. Materials Letters, 255.

323. Hasan, M. M., Zhu, F., Yuchao, L., Sun, H., Yu, B., Ahmed, A., Khoso, N. A., Deb, H., Islam, M.Z. (2019) Functionalization of polypropylene nonwoven fabrics using cold plasma (O2) for developing graphene-based wearable sensors. Sensors and Actuators, A: Physical, 300.

324. Chang, S., Li, J., He, Y., Liu, H., & Cheng, B. (2019) A high-sensitivity and low-hysteresis flexible pressure sensor based on carbonized cotton fabric. Sensors & Actuators: A. Physical, 294, 45–53.

325. Xu, R., Wang, W., Sun, J., Wang, Y., Wang, C., Ding, X., Ma, Z., Mao, Y., & Yu, D. (2019) A flexible, conductive and simple pressure sensor prepared by electroless silver plated polyester fabric. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects, 578.

326. Post, E.R., Orth, M., Russo, P.R., Gershenfeld, N. (2000) Ebroidery: design and fabrication of textile-based computing. IBM Syst. J., 39, 840–60.

327. Sergio, M., Manaresi, N., Campi, F., Canegallo, R., Tartagni, M., Guerrieri, R. (2003) A dynamically reconfigurable monolithic CMOS pressure sensor for smart fabric. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 38(6), 966–975.

328. Meyer, J., Arnrich, B., Schumm, J., & Troster, G. (2010) Design and Modeling of a Textile Pressure Sensor for Sitting Posture Classification. IEEE Sensors Journal, 10(8), 1391–1398.

329. Takamatsu, S., Kobayashi, T., Shibayama, N., Miyake, K., & Itoh, T. (2011) Meter-scale surface capacitive type of touch sensors fabricated by weaving conductive-polymer-coated lifs. 2011 Symposium on Design, Test, Integration & Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP), 2011 Symposium On, 142–147.

330. Hasegawa, Y., Shikida, M., Ogura, D., & Sato, K. (2007) Glove Type of Wearable Tactile Sensor Produced by Artificial Hollow Lif. TRANSDUCERS 2007 -2007 International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2007. TRANSDUCERS 2007. International, 1453–1456. https://doi.org/10.1109/SENSOR.2007.4300418.

331. Hoffmann, T., Eilebrecht, B., & Leonhardt, S. (2011) Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors. IEEE Sensors Journal, Sensors Journal, IEEE, IEEE Sensors J, 11(5), 1112–1119.

332. Holleczek, T., Rüegg, A., Harms, H., & Tröster, G. (2010) Textile pressure sensors for sports applications. 2010 IEEE Sensors, Sensors, 2010 IEEE, 732–737.

333. Inaba, M., Hoshino, Y., Nagasaka, K., Ninomiya, T., Kagami, S., & Inoue, H. (1996) A full-body tactile sensor suit using electrically conductive fabric and strings. Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IROS ’96, Intelligent Robots and Systems ’96, IROS 96, Proceedings of the 1996 IEEE/RSJ International Conference On, 2, 450.

334. Hui, Z., Ming, T.X., Xi, Y.T., Sheng, L.X., (2006) Pressure sensing fabric Proc. MRS 920 0920S0505.

335. Brady, S., Diamond, D., Lau, K.T. (2005) Inherently conducting polymer modified polyurethane smart foam for pressure sensing. Sensors Actuators A, Physical, 119(2), 398–404.

336. Shimojo, M., Namiki, A., Ishikawa, M., Makino, R., Mabuchi, K. (2002) A tactile sensor sheet using pressure conductive rubber with electrical wires stitched method. IEEE Sensors J., 4, 589–596.

337. Bloor, D., Donnelly, K., Hands, P.J., Laughlin, P., Lussey, D. (2005) A metal–polymer composite with unusual properties. J. Phys. D: Appl. Phys., 38, 2851–2860.

338. Zhou, J., Wu, N., Chen, S., Lin, S., Li, W., Xu, Z., Yuan, F., Huang, L., Hu, B., Zhou, L. (2018) Theoretical study and structural optimization of a flexible piezoelectret-based pressure sensor. J. Mater. Chem. A,, 6, 5065–5070.

339. Patra, S., Choudhary, R., Madhuri, R., & Sharma, P. K. (2018) Chapter 13 - Graphene-Based Portable, Flexible, and Wearable Sensing Platforms: An Emerging Trend for Health Care and Biomedical Surveillance. Graphene Bioelectronics, 307–338.

340. Wu, W., Wen, X., Wang, Z.L. (2013) Taxel-addressable matrix of vertical-nanowire piezotronic transistors for active and adaptive tactile imaging. Science, 340, 952–957.

341. Park, J., Lee, Y., Hong, J., Ha, M., Jung, Y.D., Lim, H., Kim, S.Y., Ko, H. (2014) Giant tunneling piezoresistance of composite elastomers with interlocked microdome arrays for ultrasensitive and multimodal electronic skins. ACS Nano, 8, 4689–4697.

342. Jian, M., Xia, K., Wang, Q., Yin, Z., Wang, H., Wang, C., Xie, H., Zhang, M., Zhang, Y. (2017) Flexible and Highly Sensitive Pressure Sensors Based on Bionic Hierarchical Structures. Adv. Funct. Materials, 27(9).

343. Kim, K.H., Hong, S.K., Jang, N.S., Ha, S.H., Lee, H.W., Kim, J.M. (2017) Wearable Resistive Pressure Sensor Based on Highly Flexible Carbon Composite Conductors with Irregular Surface Morphology. ACS Appl. Mater. Interfaces, 9, 499–507.

344. Tao, L.Q., Zhang, K.N., Tian, H., Liu, Y., Wang, D.Y., Chen, Y.Q., Yang, Y., Ren, T.L. (2017) Graphene-Paper Pressure Sensor for Detecting Human Motions. ACS Nano, 11, 790–795.

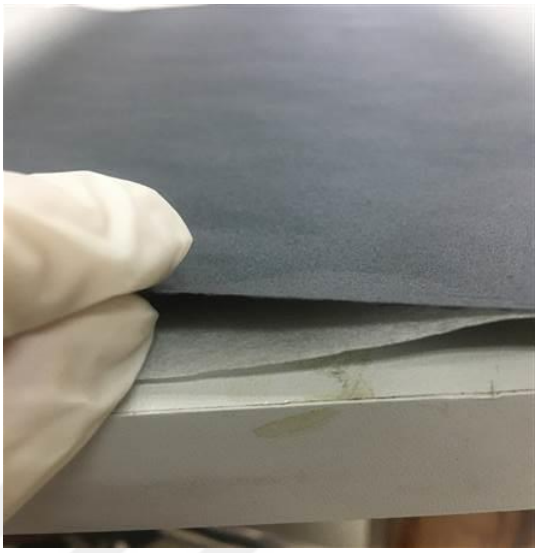
345. Mannsfeld, S.C.B., Tee, C.K., Stoltenberg, R.M., Chen, H.H., Barman, S., Muir, B.V.O., Sokolov, A.N., Reese, C., Bao, Z.N. (2010) Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. Nature Materials, 9(10), 859–864.

EKLER

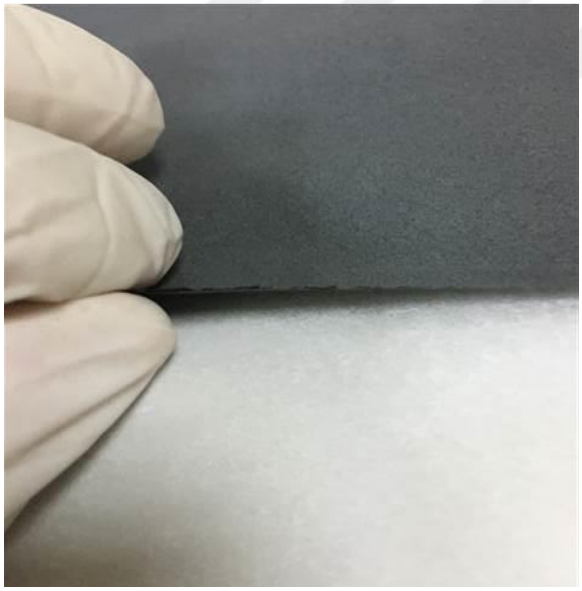
Ek-1: Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanolifler



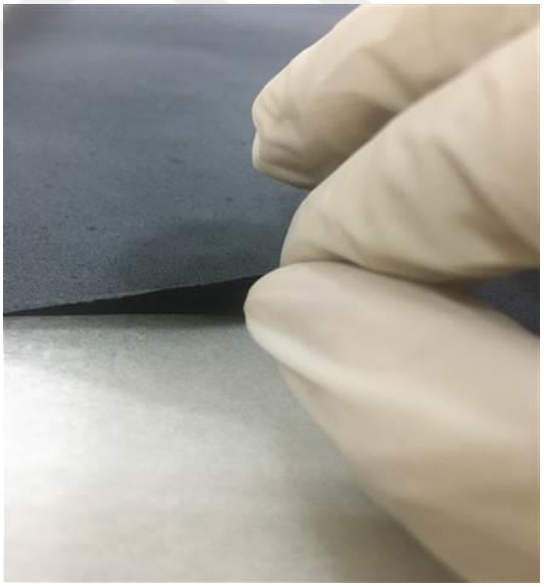
C0-mk



C0,3-prob



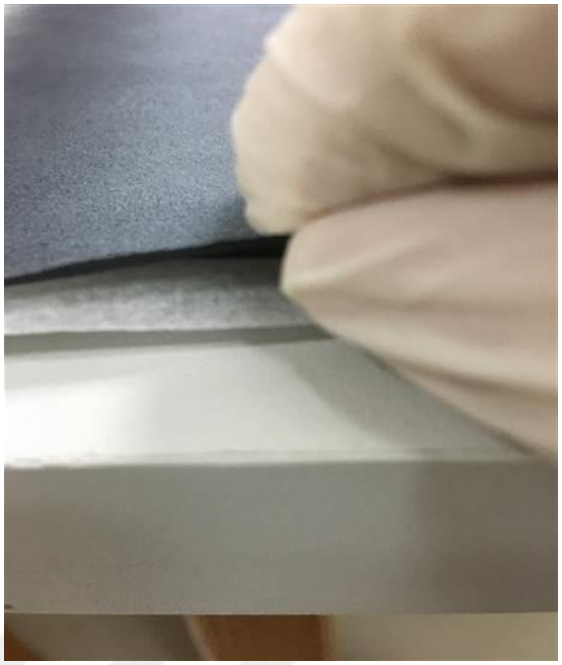
C0,5-prob



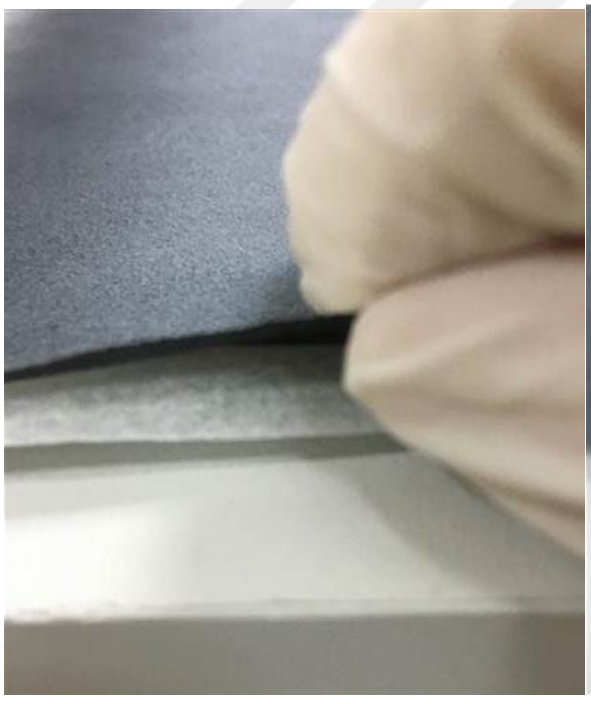
C0,7-prob



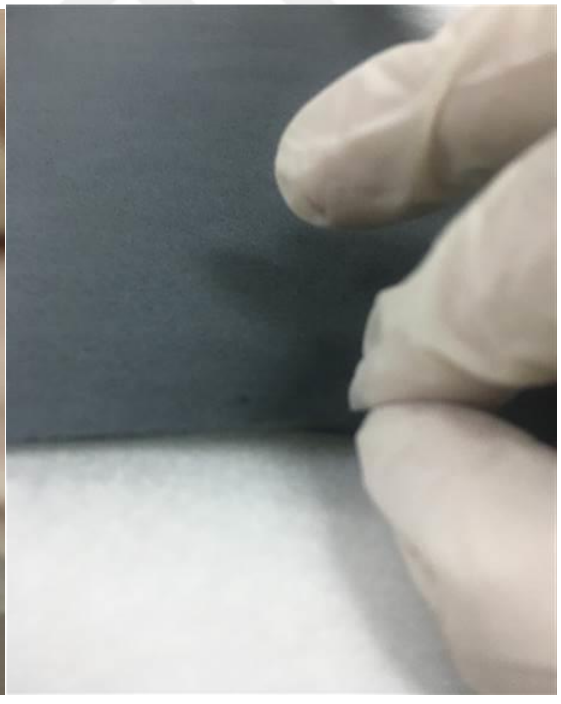
C1-mk



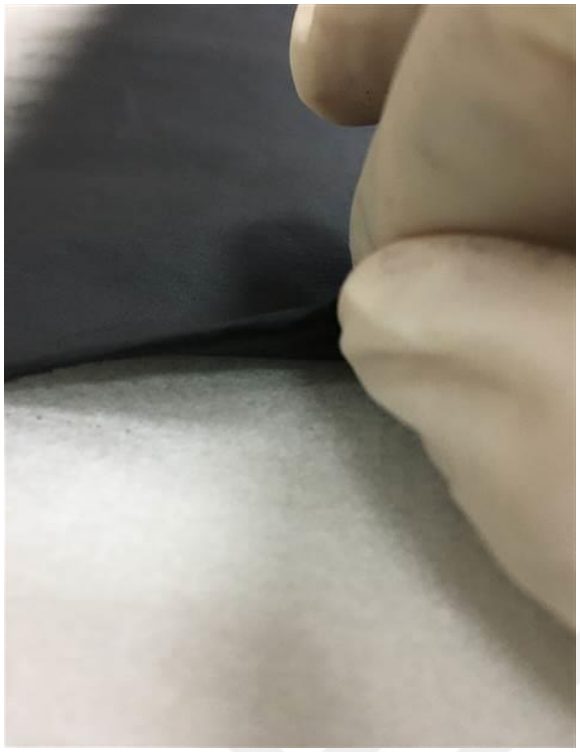
C1-banyo



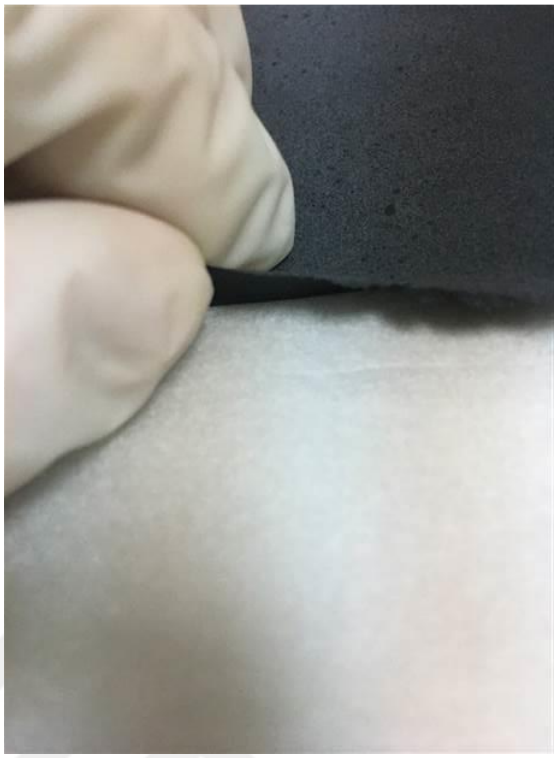
C1,5-banyo



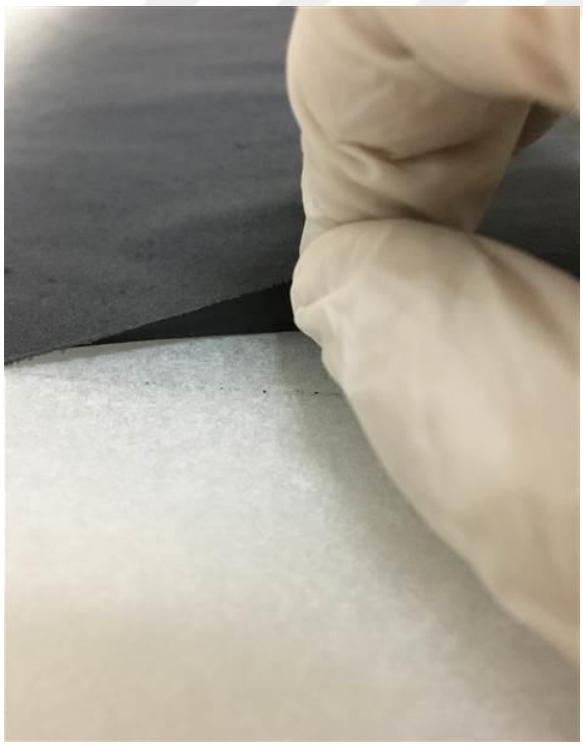
C2-banyo



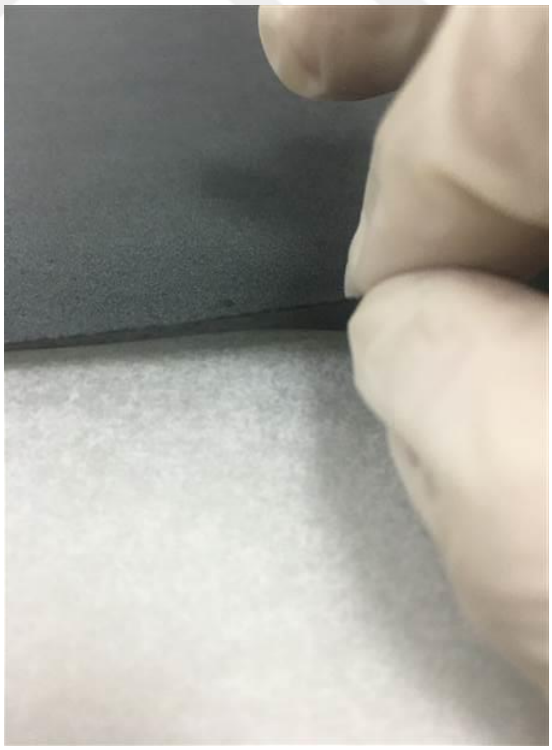
C1-prob



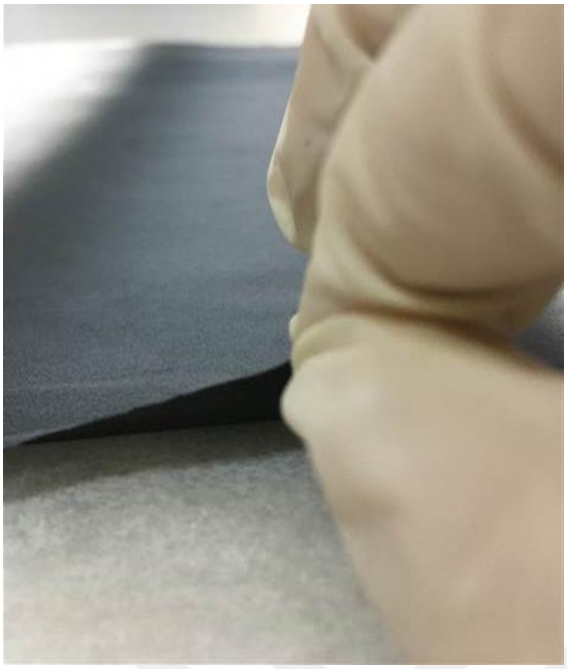
C1-prob1



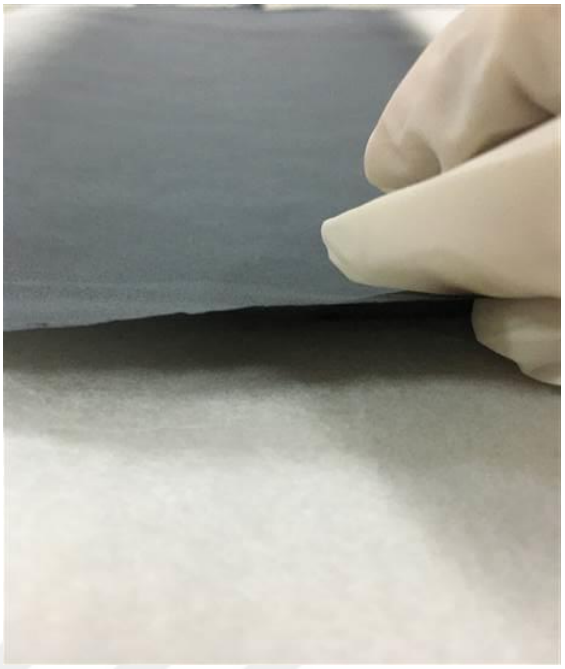
C1-prob2



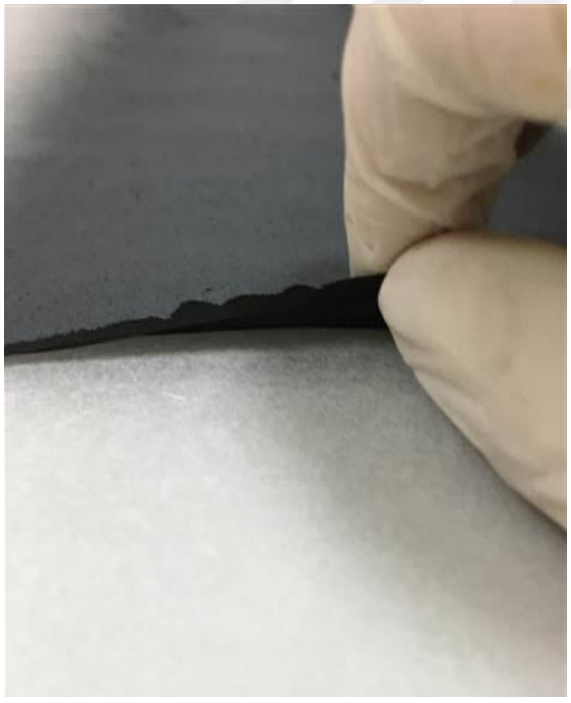
C1-prob2-1D



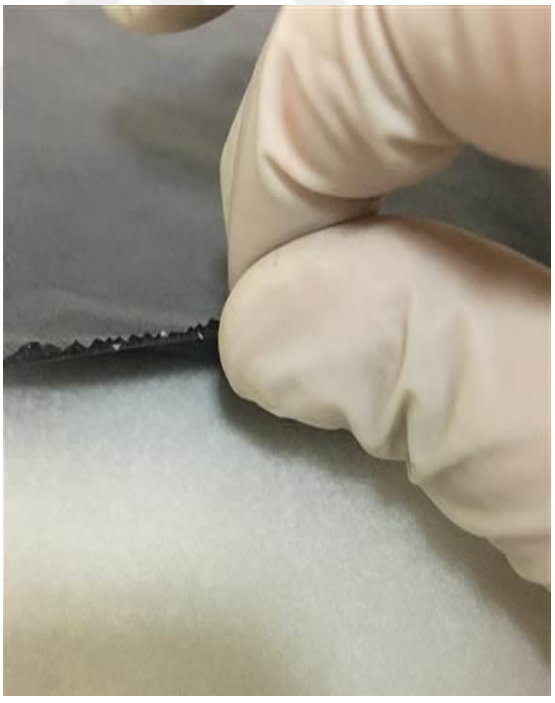
C1-prob2-2D



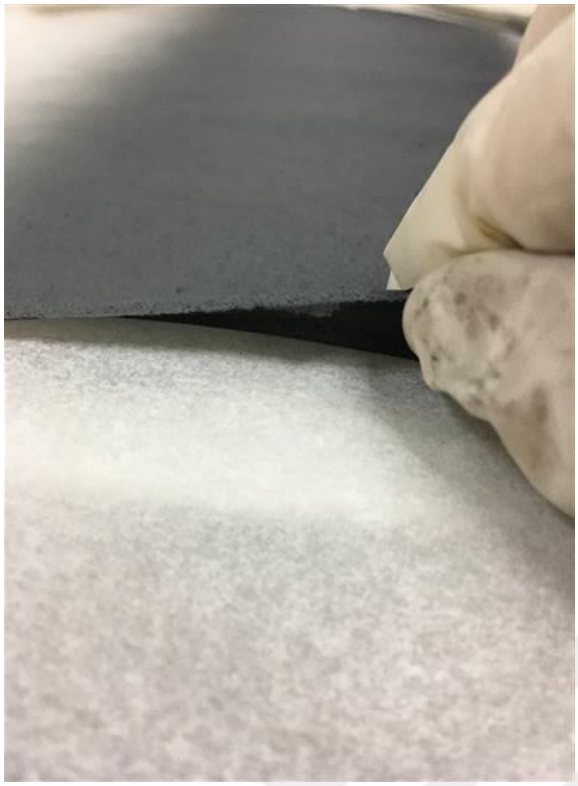
C1-prob2-3D



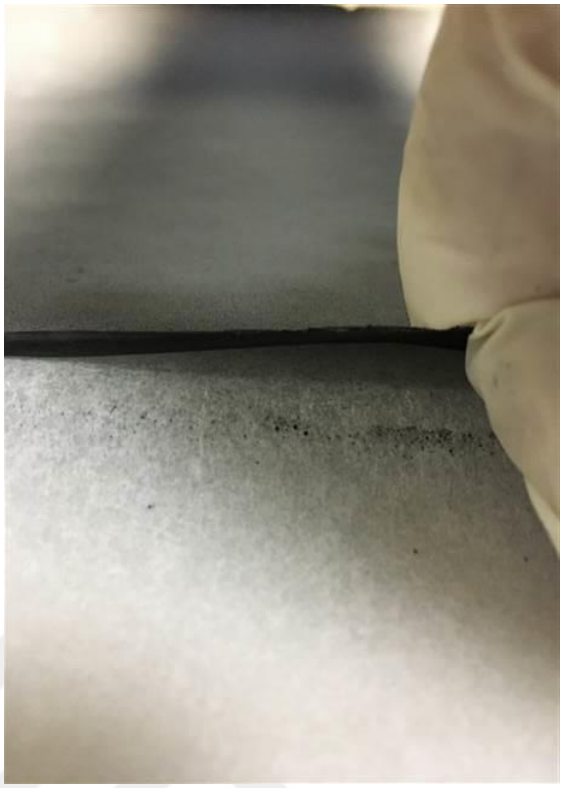
C1-prob3



C1-prob4

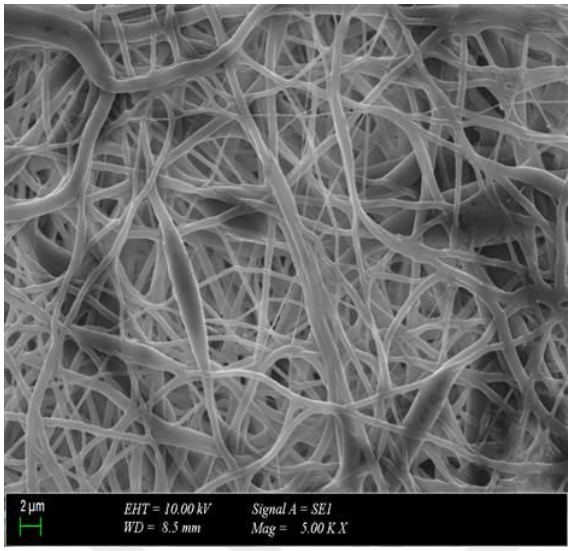


C1-prob5

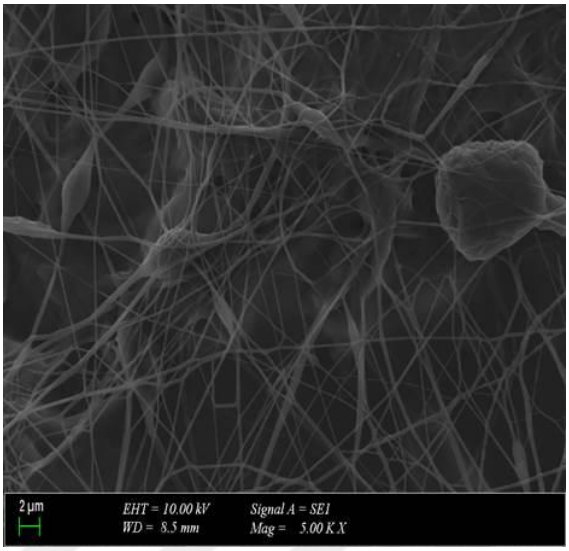


C1-prob6

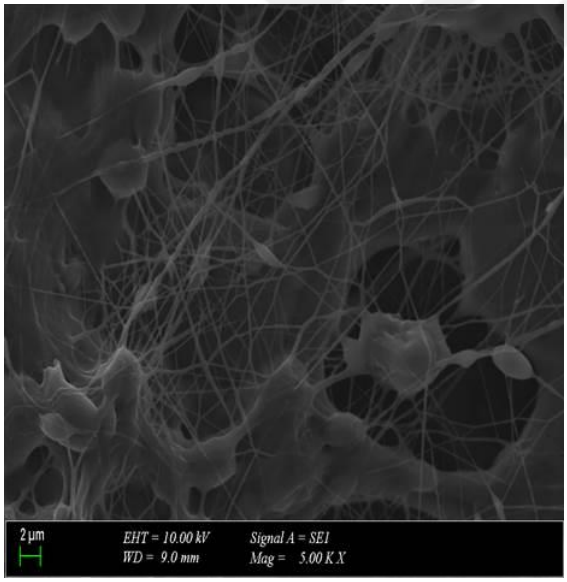
Ek-2: Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin SEM görüntüleri



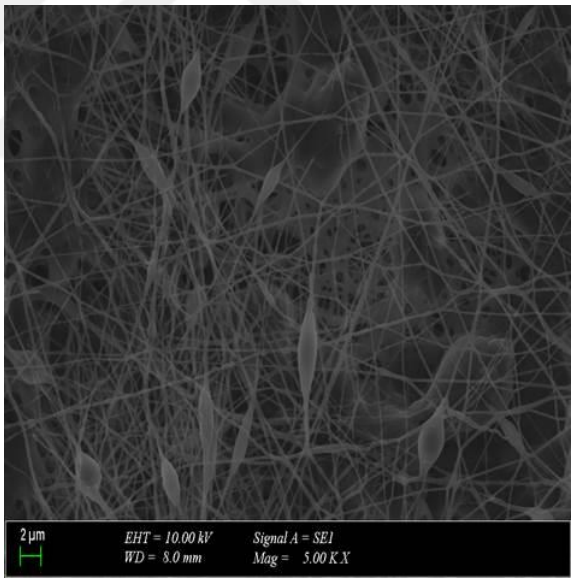
C0-mk



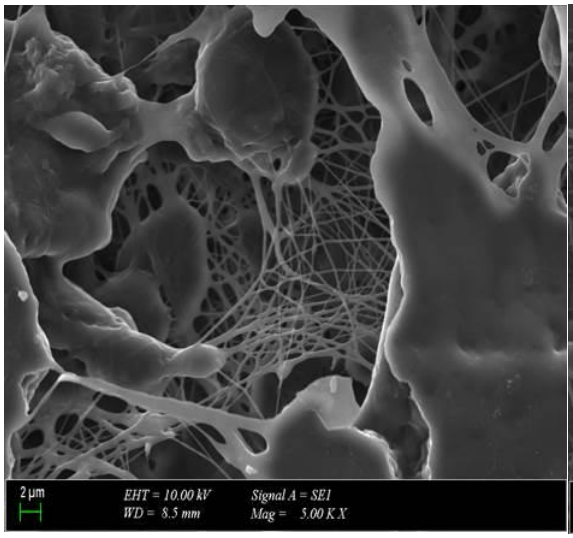
C0,3-prob



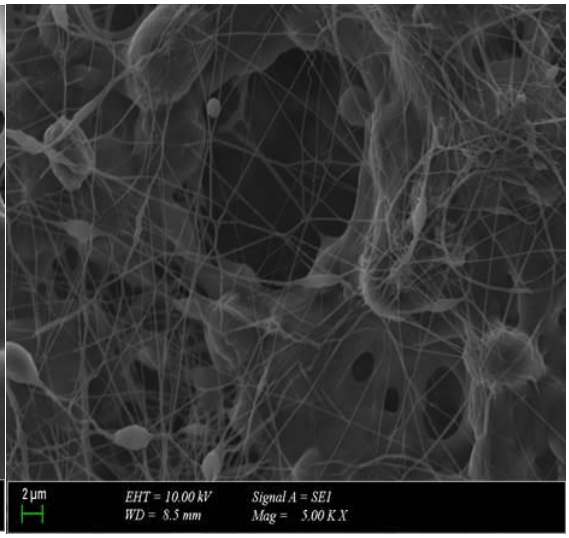
C0,5-prob



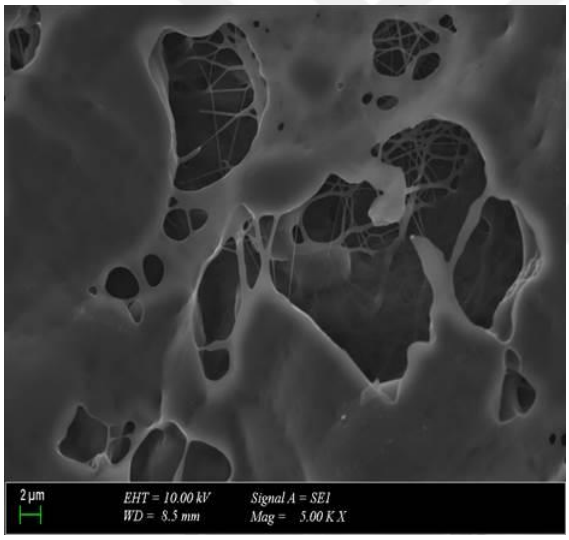
C0,7-prob



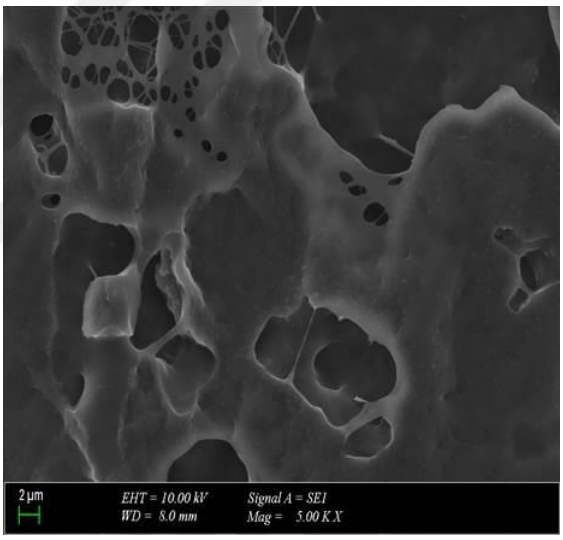
C1-mk



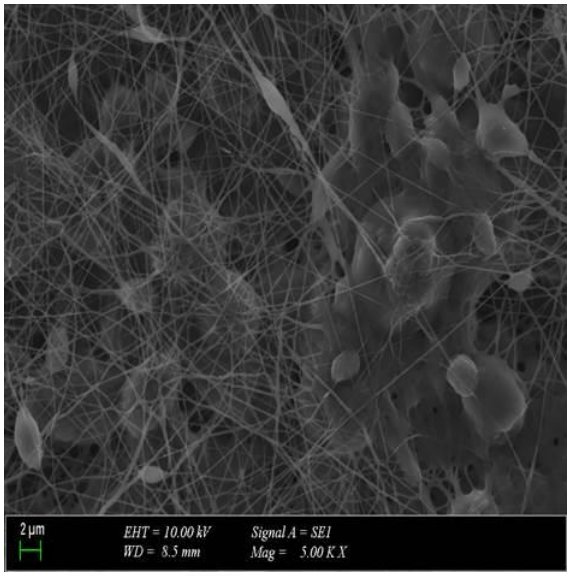
C1-banyo



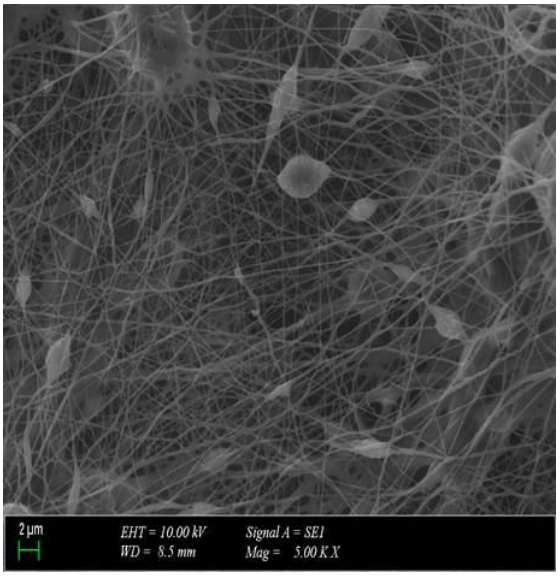
C1,5-banyo



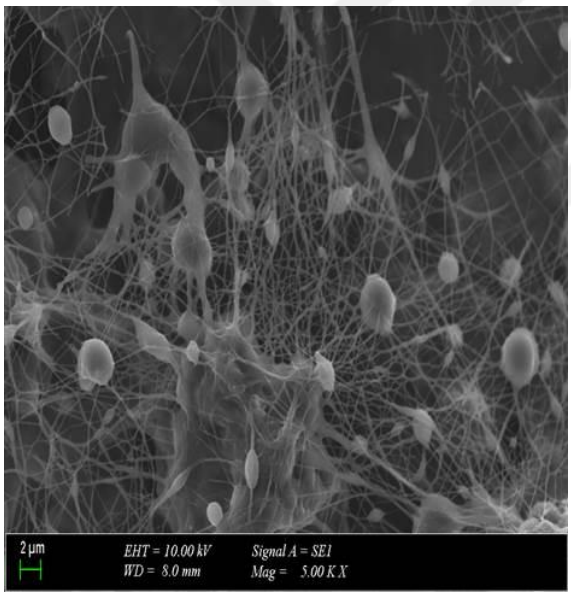
C2-banyo



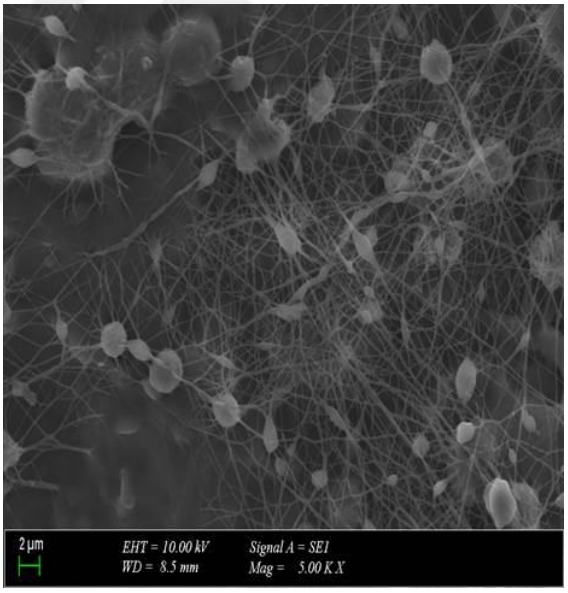
C1-prob



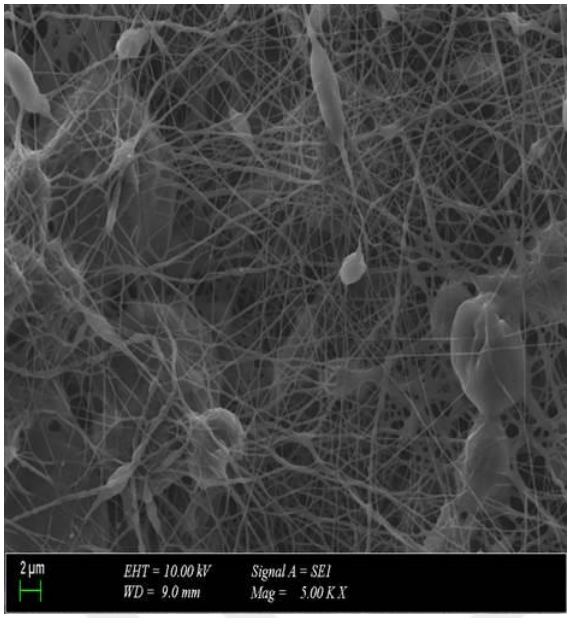
C1-prob1



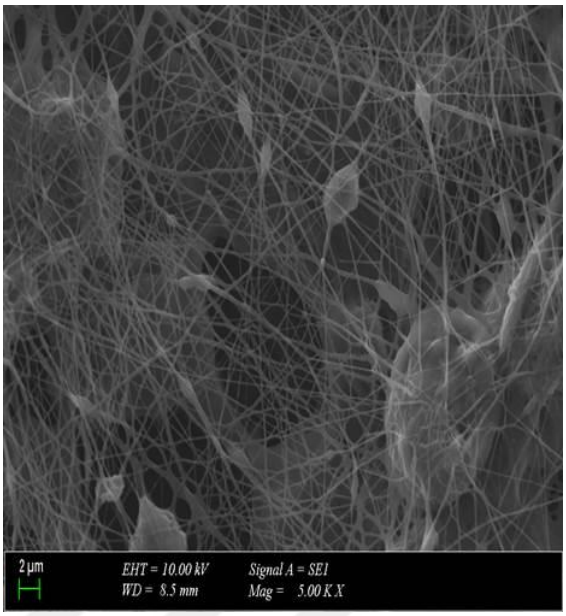
C1-prob2



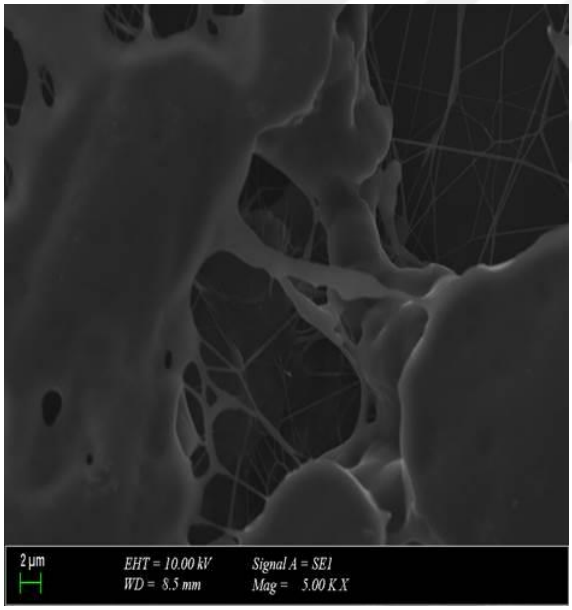
C1-prob2-1D



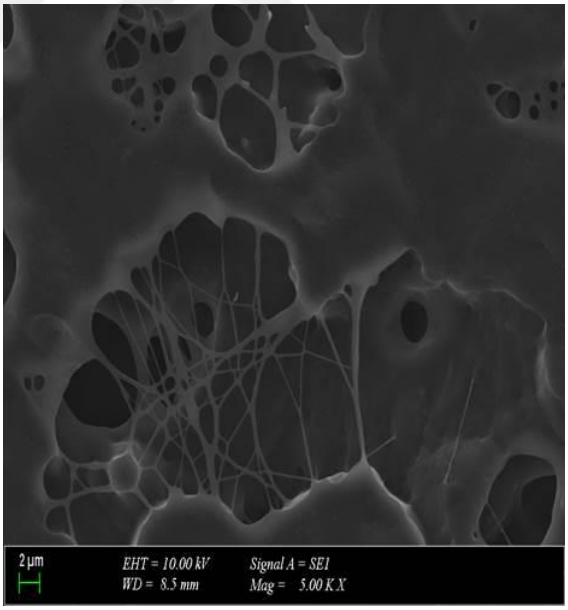
C1-prob2-2D



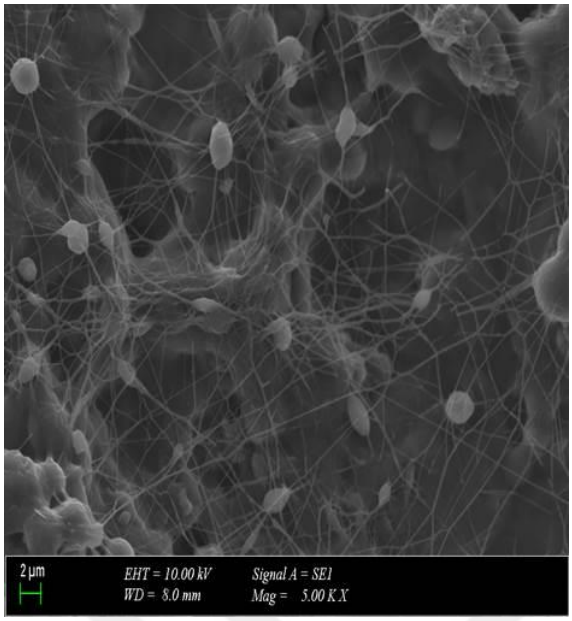
C1-prob2-3D



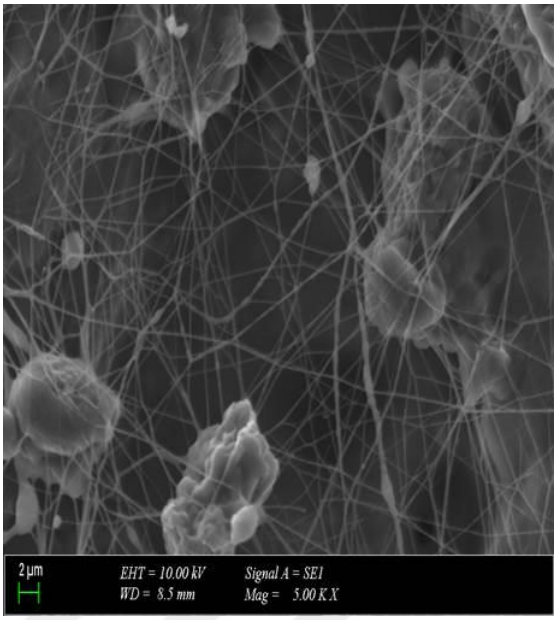
C1-prob3



C1-prob4



C1-prob5

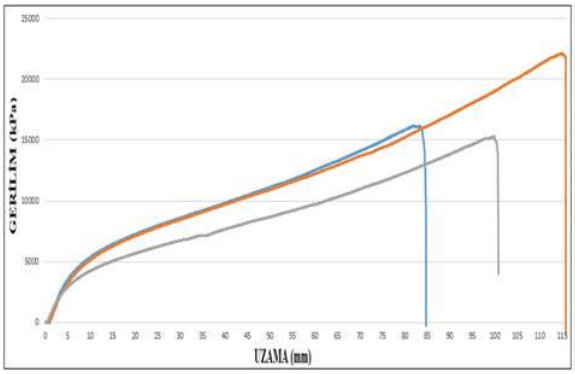


C1-prob6

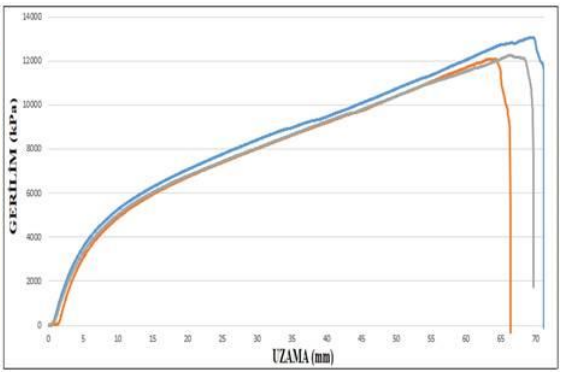
Ek-3: Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin kalınlık ölçüm sonuçları

Ölçüm (mm)	C0-mk	C0,3-prob	C0,5-prob	C0,7-prob	C1,5-banyo	C2-banyo	C1-mk	C1-banyo	C1-prob
DİKEY	0,04	0,052	0,057	0,073	0,083	0,087	0,061	0,071	0,076
	0,041	0,053	0,056	0,074	0,085	0,091	0,063	0,069	0,076
	0,039	0,054	0,056	0,074	0,082	0,088	0,065	0,073	0,075
	0,04	0,052	0,054	0,073	0,084	0,09	0,064	0,074	0,074
	0,041	0,053	0,055	0,073	0,086	0,085	0,066	0,073	0,075
ORT.	0,0402	0,0528	0,0556	0,0734	0,0840	0,0882	0,0638	0,0720	0,0752
STD. SPM.	0,0008	0,0008	0,0011	0,0005	0,0016	0,0024	0,0019	0,0020	0,0008
YATAY	0,042	0,051	0,055	0,074	0,085	0,086	0,065	0,072	0,075
	0,041	0,05	0,057	0,073	0,082	0,084	0,057	0,071	0,076
	0,039	0,053	0,056	0,072	0,084	0,087	0,066	0,072	0,075
	0,04	0,053	0,055	0,073	0,082	0,085	0,058	0,069	0,075
	0,038	0,052	0,054	0,072	0,083	0,088	0,062	0,07	0,074
ORT.	0,0400	0,0518	0,0554	0,0728	0,0832	0,0860	0,0616	0,0708	0,0750
STD. SPM.	0,0016	0,0013	0,0011	0,0008	0,0013	0,0016	0,0040	0,0013	0,0007
Ölçüm (mm)	**C1-prob1**	**C1-prob2**	**C1-prob2-1D**	**C1-prob2-2D**	**C1-prob2-3D**	**C1-prob3**	**C1-prob4**	**C1-prob5**	**C1-prob6**
DİKEY	0,077	0,079	0,079	0,081	0,081	0,066	0,057	0,038	0,031
	0,078	0,081	0,079	0,081	0,08	0,069	0,058	0,039	0,031
	0,077	0,081	0,08	0,079	0,081	0,068	0,057	0,038	0,029
	0,078	0,08	0,08	0,08	0,079	0,069	0,055	0,039	0,03
	0,078	0,079	0,079	0,079	0,08	0,068	0,059	0,04	0,029
ORT.	0,0776	0,08	0,0794	0,08	0,0802	0,0680	0,0572	0,0388	0,0300
STD. SPM.	0,0005	0,001	0,0005	0,001	0,0008	0,0012	0,0015	0,0008	0,0010
YATAY	0,078	0,081	0,078	0,079	0,08	0,067	0,058	0,038	0,03
	0,078	0,081	0,078	0,079	0,081	0,068	0,059	0,038	0,028
	0,077	0,08	0,079	0,081	0,08	0,068	0,056	0,04	0,028
	0,076	0,079	0,08	0,08	0,08	0,066	0,055	0,039	0,029
	0,077	0,078	0,078	0,08	0,078	0,067	0,054	0,038	0,028
ORT.	0,0772	0,0798	0,0786	0,0798	0,0798	0,0672	0,0564	0,0386	0,0286
STD. SPM.	0,0008	0,0013	0,0009	0,0008	0,0011	0,0008	0,0021	0,0009	0,0009

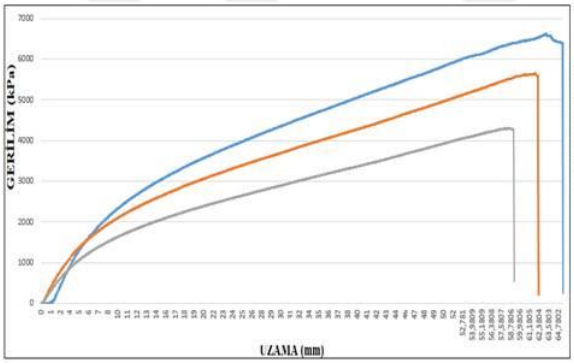
Ek-4: Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin gerilim-uzama grafikleri



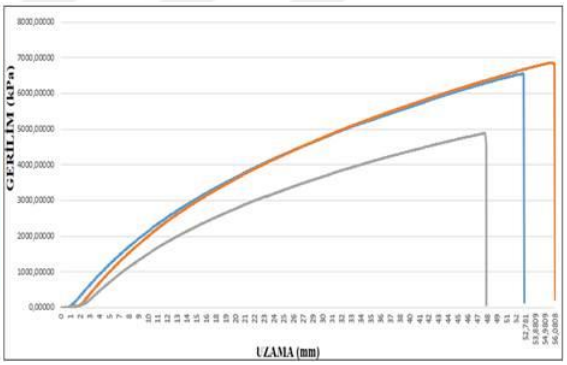
C0-mk dikey



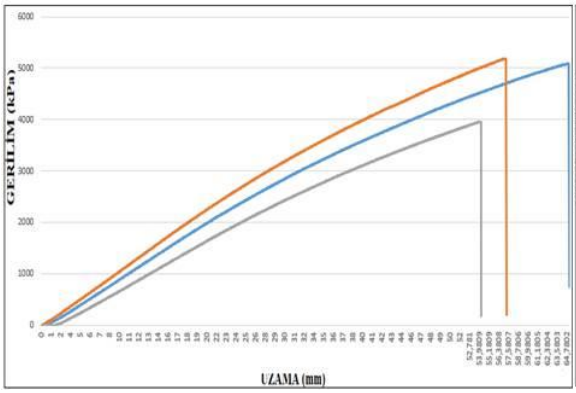
C0-mk yatay



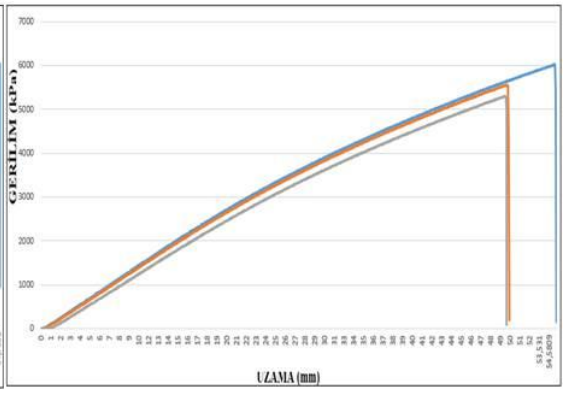
C0,3-prob dikey



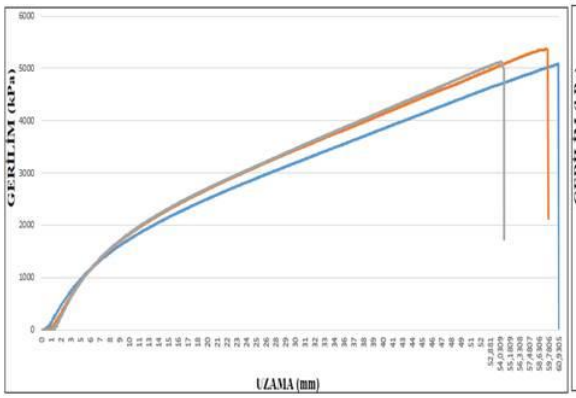
C0,3-prob yatay



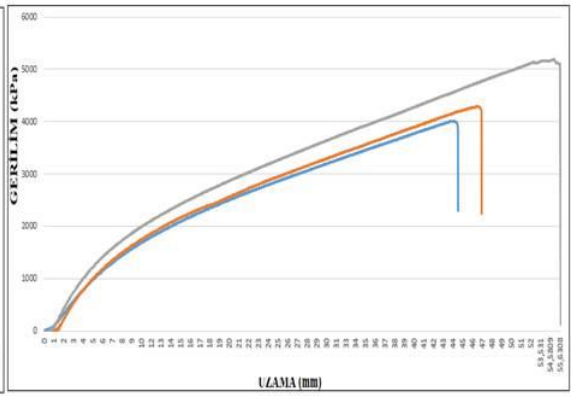
C0,5-prob dikey



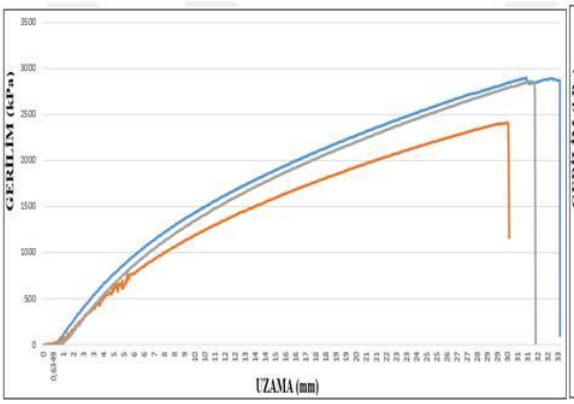
C0,5-prob yatay



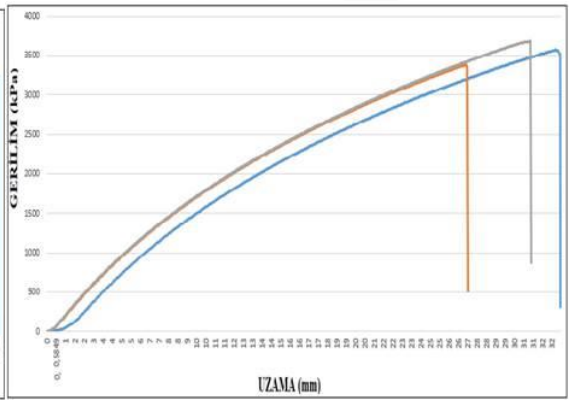
C0,7-prob dikey



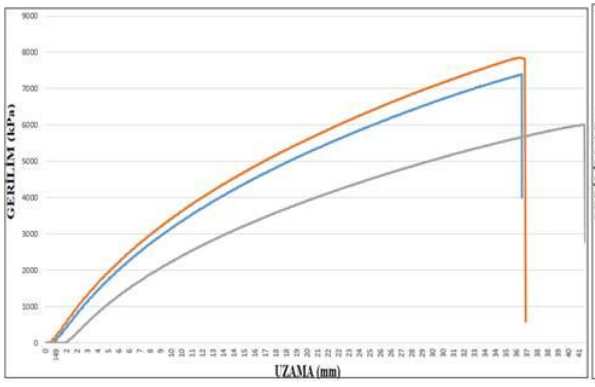
C0,7-prob yatay



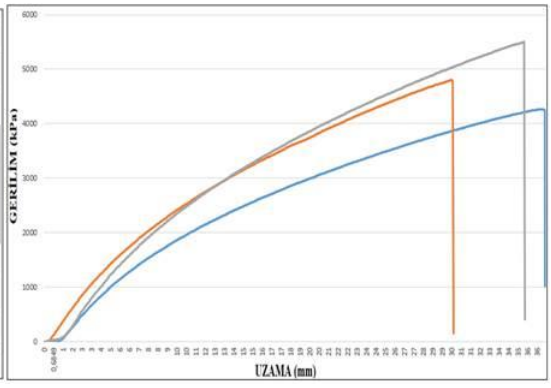
C1-mk dikey



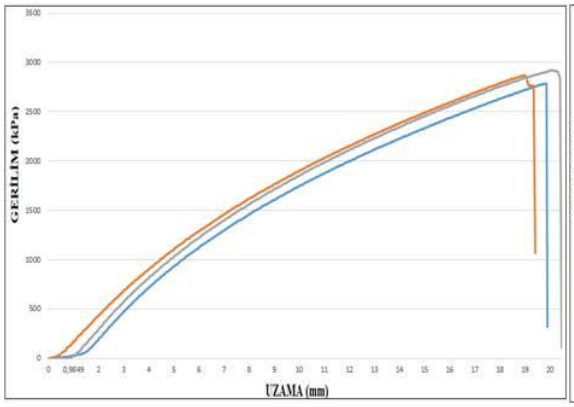
C1-mk yatay



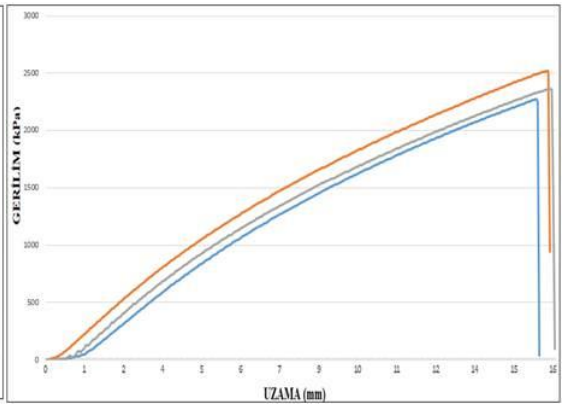
C1-banyo dikey



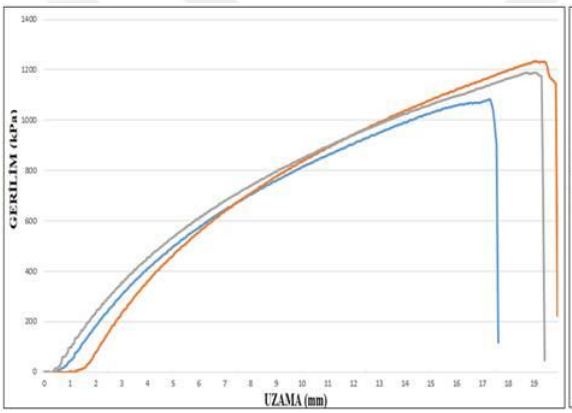
C1-banyo yatay



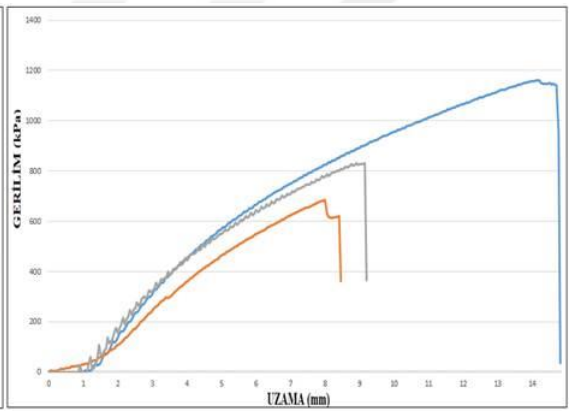
C1,5-banyo dikey



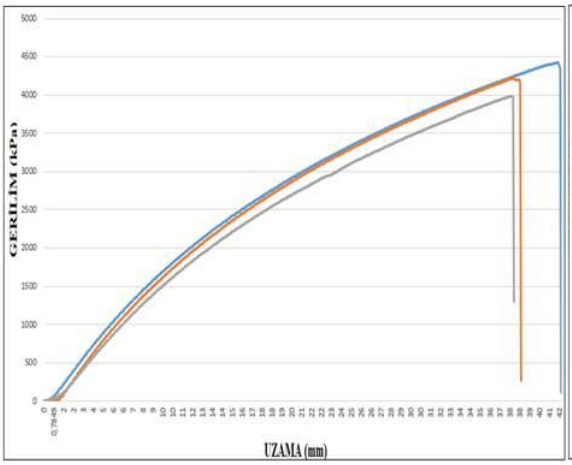
C1,5-banyo yatay



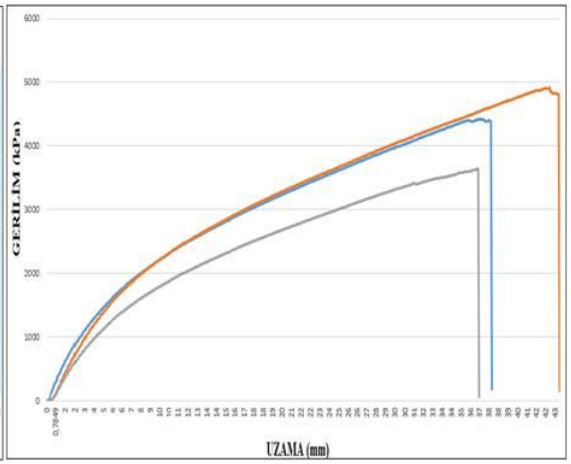
C2-banyo dikey



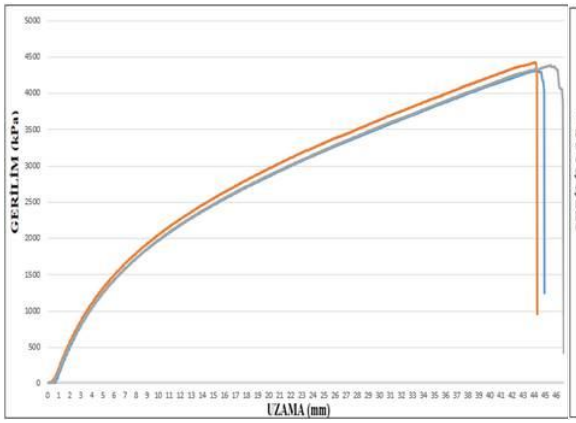
C2-banyo yatay



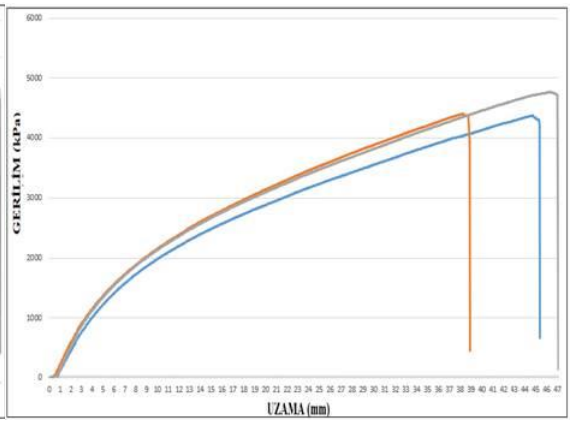
C1-prob dikey



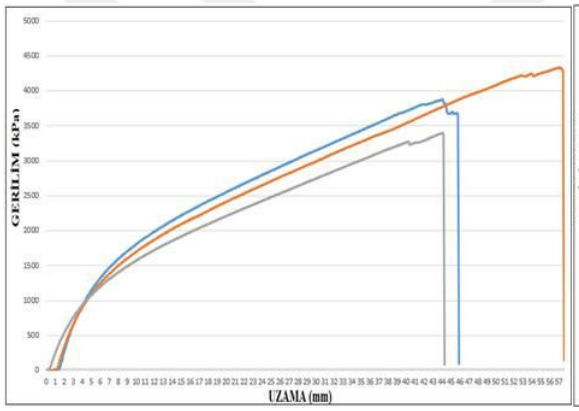
C1-prob yatay



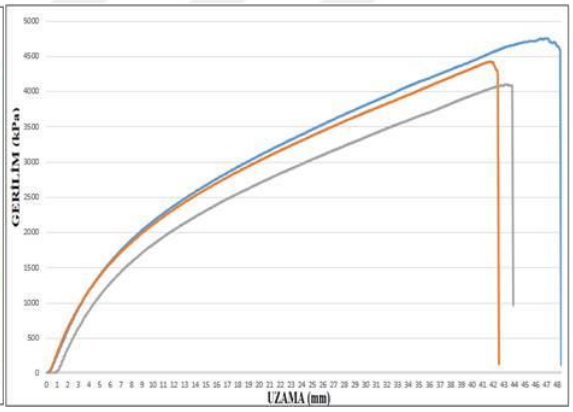
C1-prob1 dikey



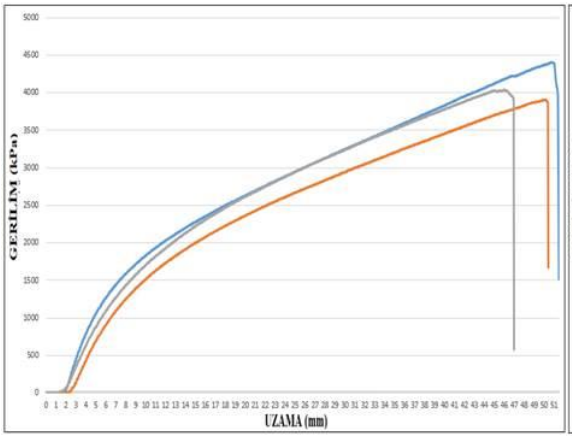
C1-prob1 yatay



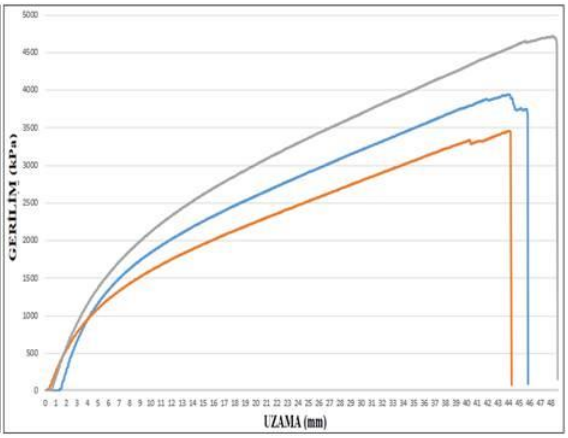
C1-prob2 dikey



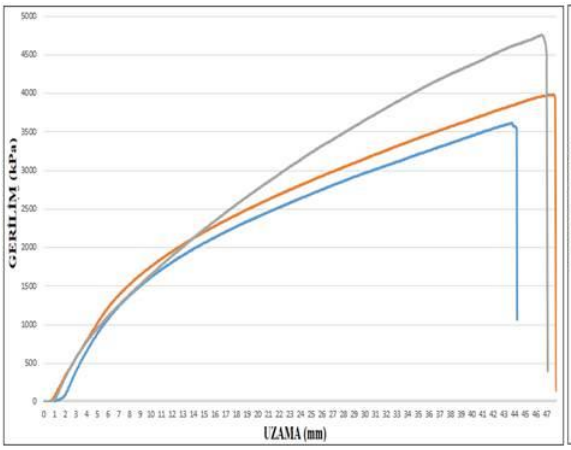
C1-prob2 yatay



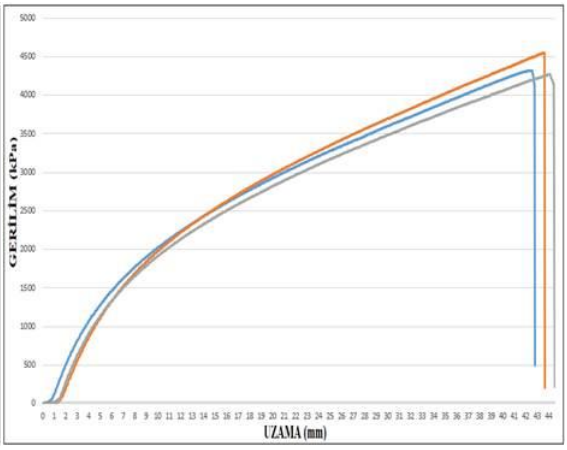
C1-prob2-1D dikey



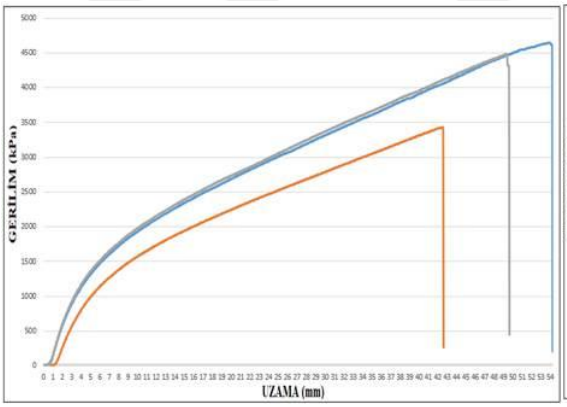
C1-prob2-1D yatay



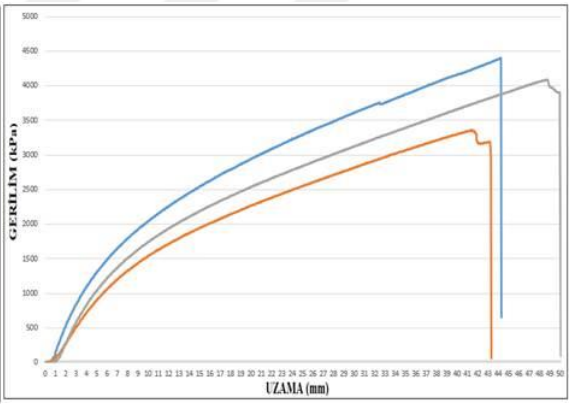
C1-prob2-2D dikey



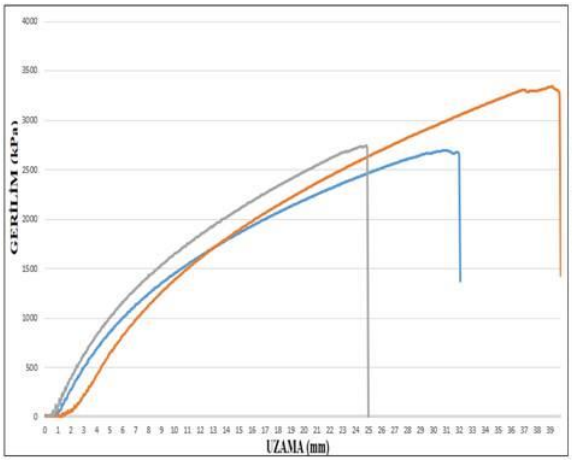
C1-prob2-2D yatay



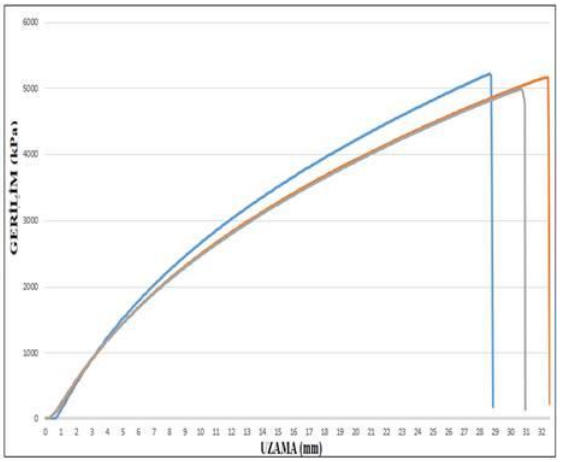
C1-prob2-3D dikey



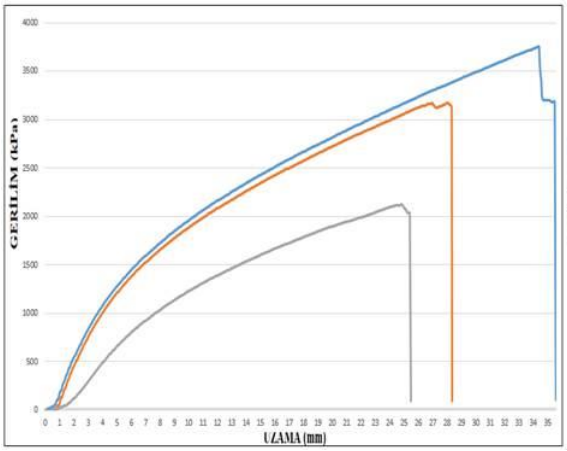
C1-prob2-3D yatay



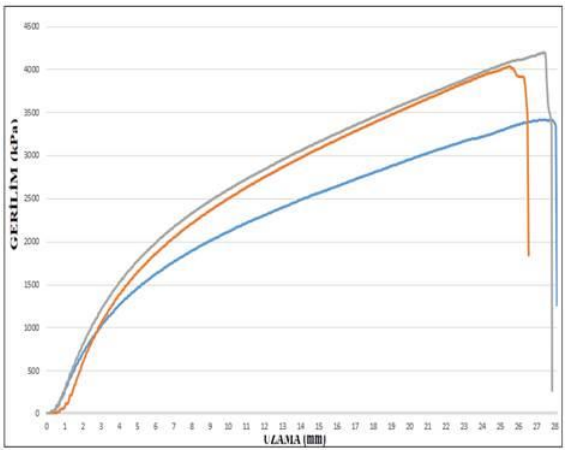
C1-prob3 dikey



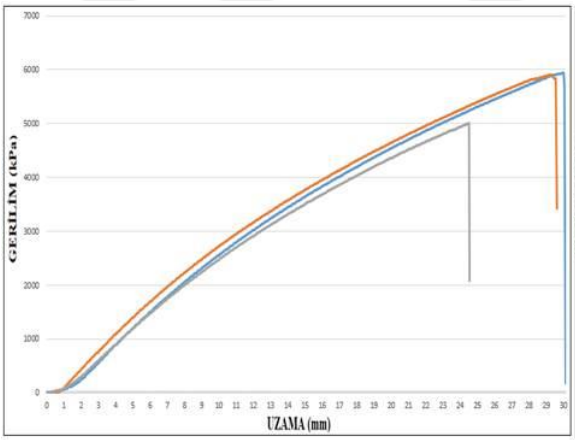
C1-prob3 yatay



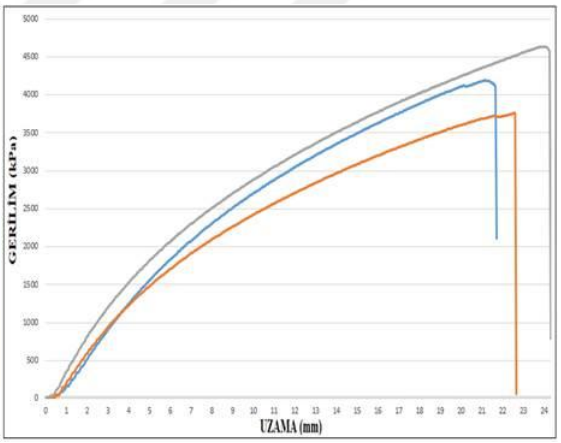
C1-prob4 dikey



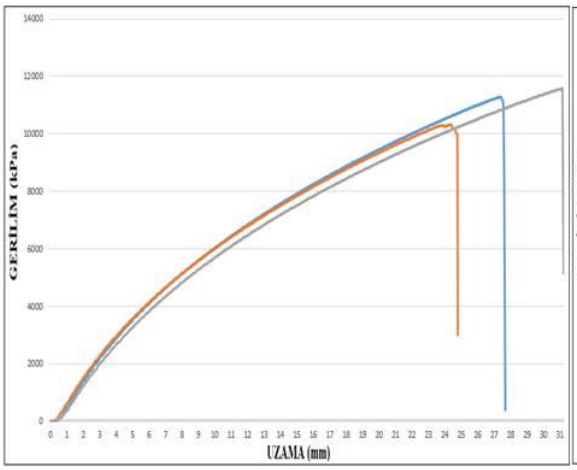
C1-prob4 yatay



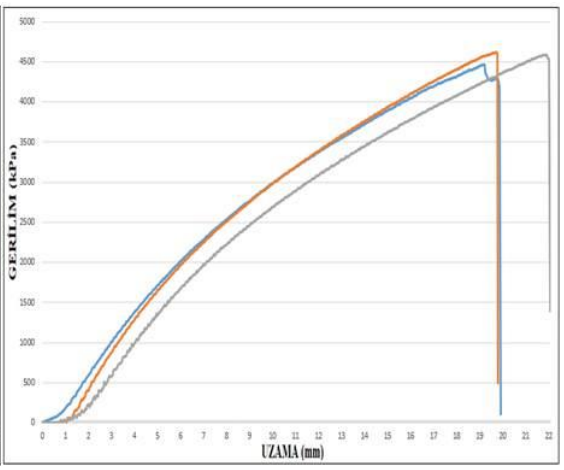
C1-prob5 dikey



C1-prob5 yatay

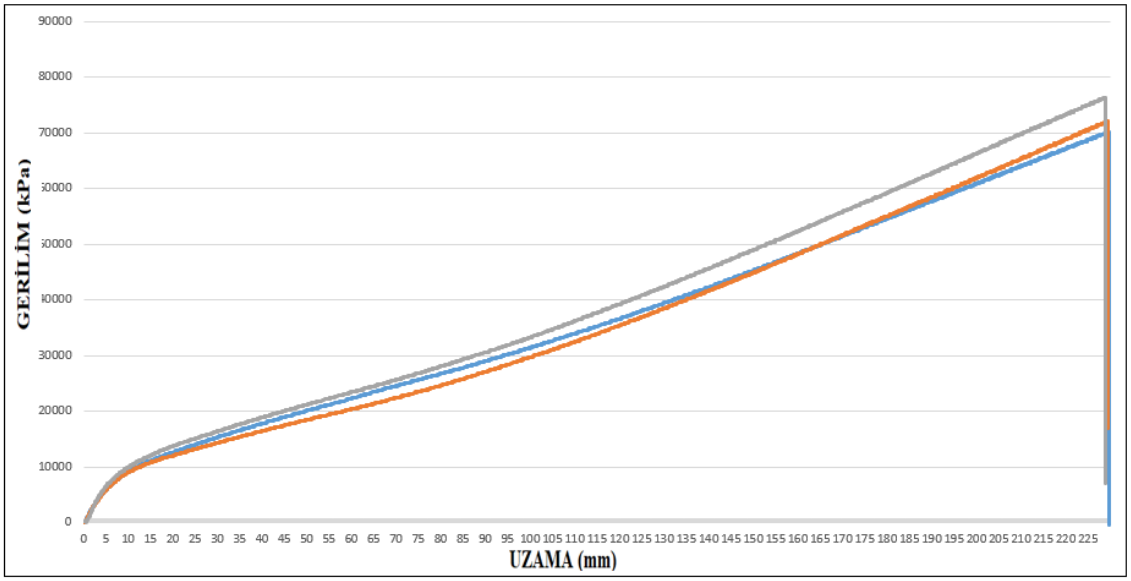


C1-prob6 dikey

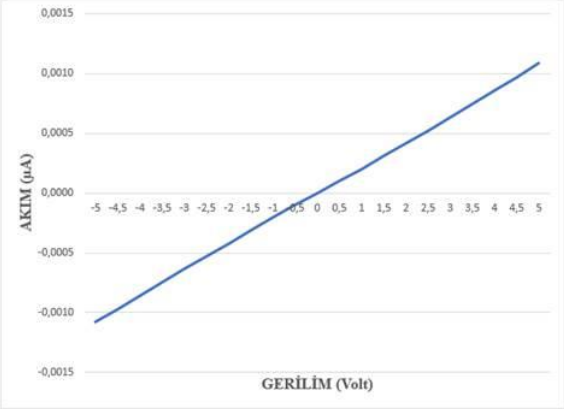


C1-prob6 yatay

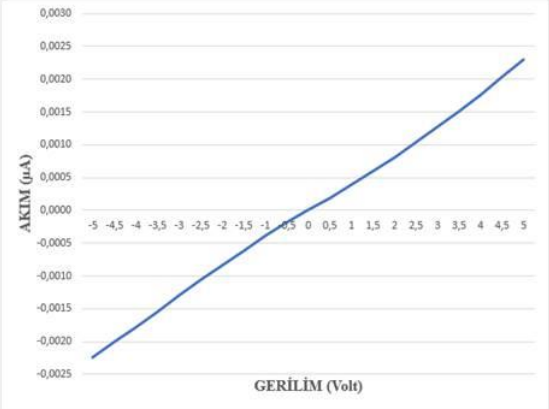
Ek-5: PDMS gerilim-uzama grafiği



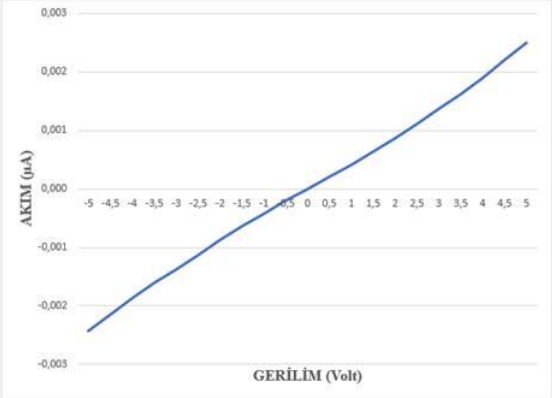
Ek-6: Elektro-eğirme yöntemi ile elde edilen nanoliflerin akım-gerilim grafikleri



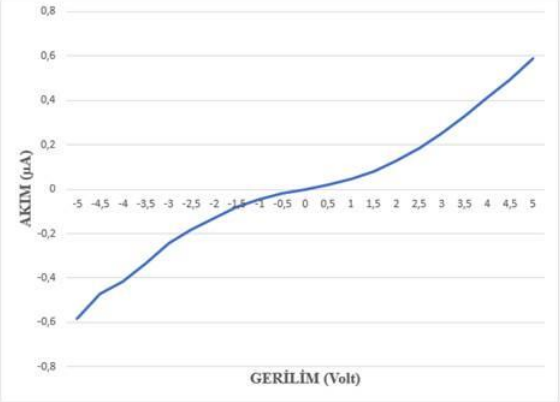
C0-mk



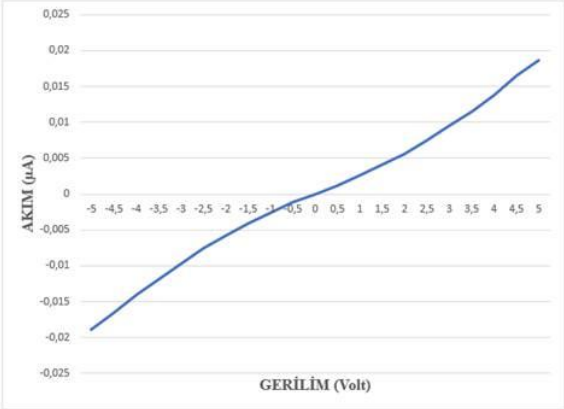
C0,3-prob



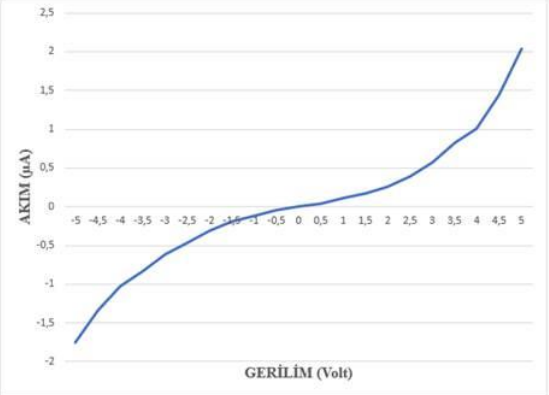
C0,5-prob



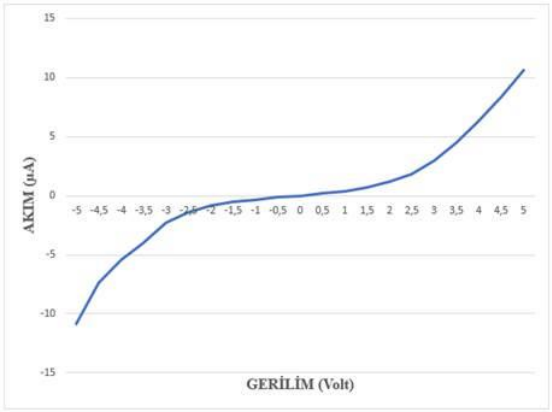
C0,7-prob



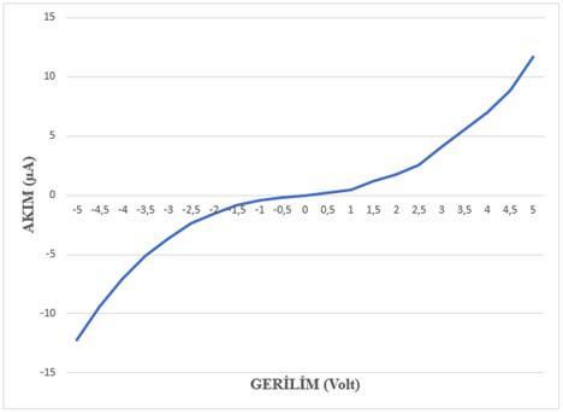
C1-mk



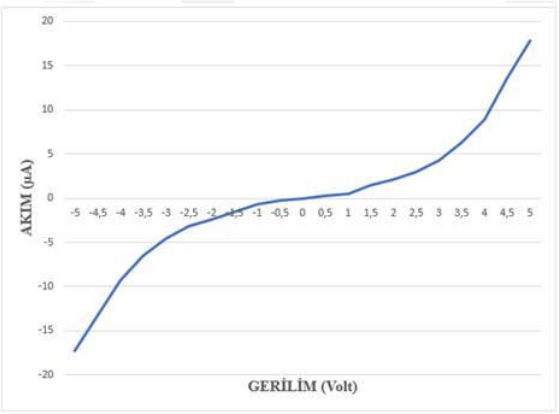
C1-banyo



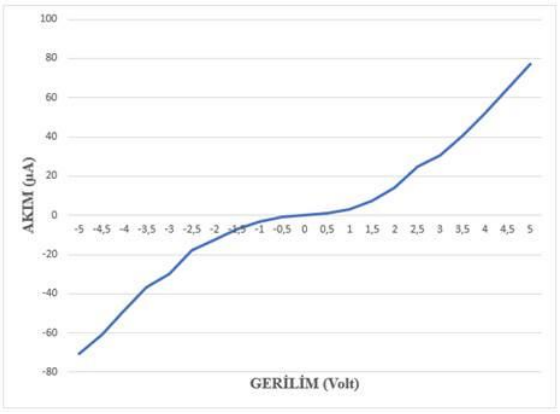
C1,5-banyo



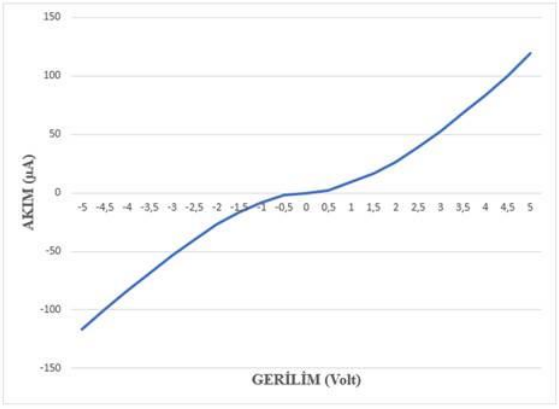
C2-banyo



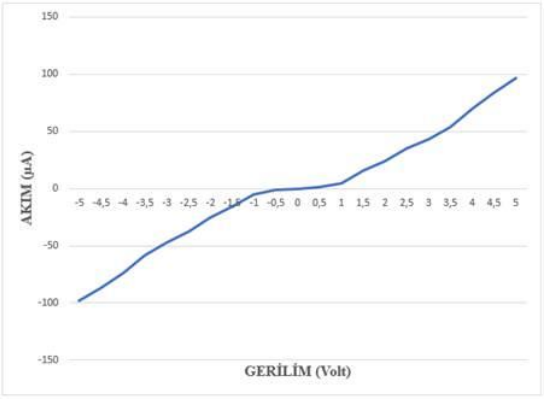
C1-prob



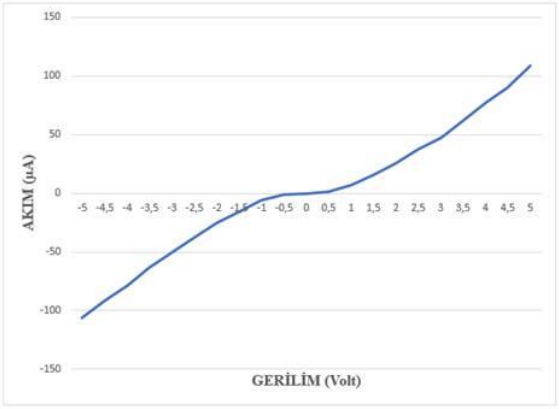
C1-prob1



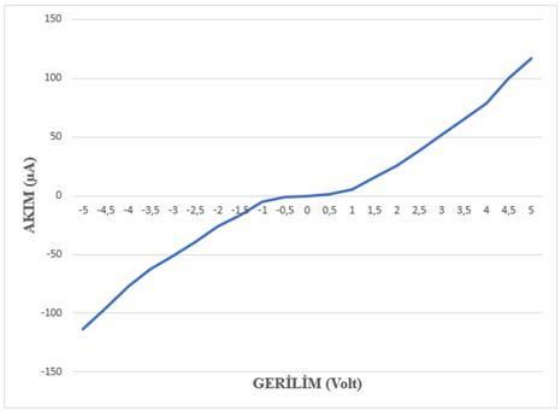
C1-prob2



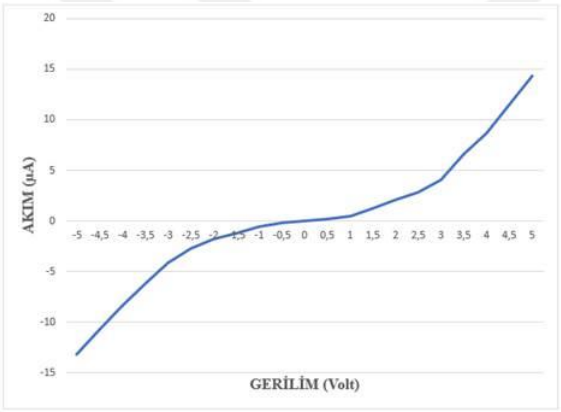
C1-prob2-1D



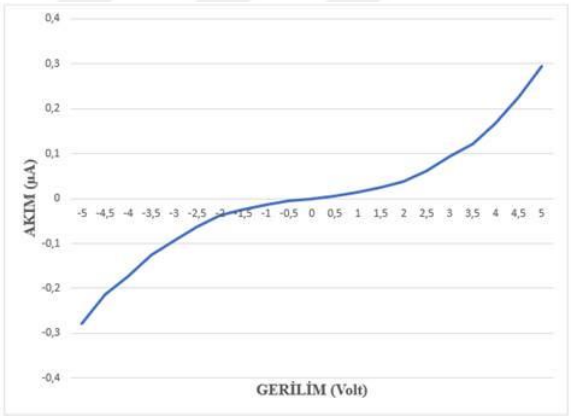
C1-prob2-2D



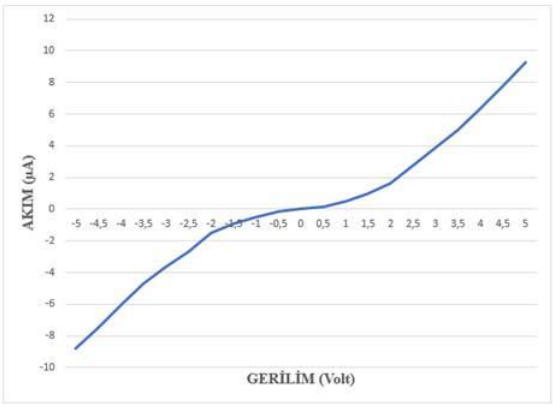
C1-prob2-3D



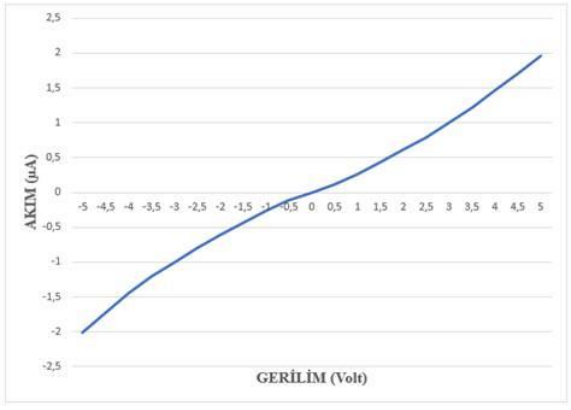
C1-prob3



C1-prob4

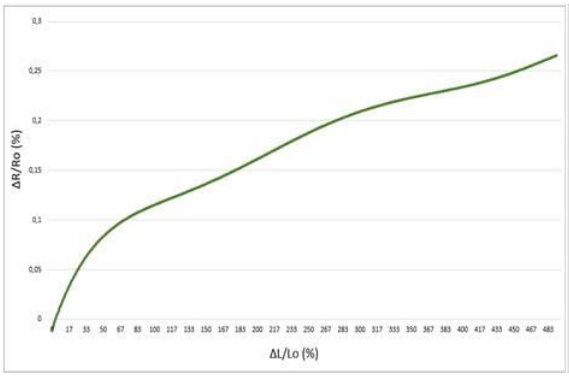


C1-prob5

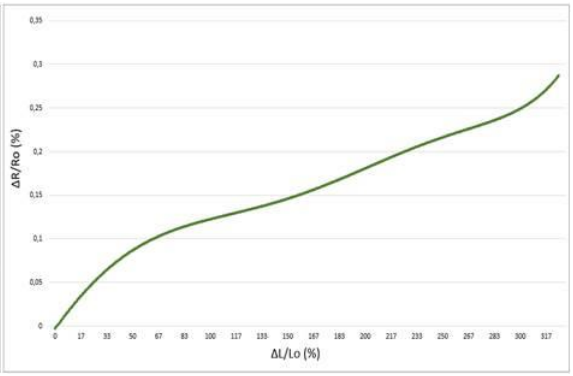


C1-prob6

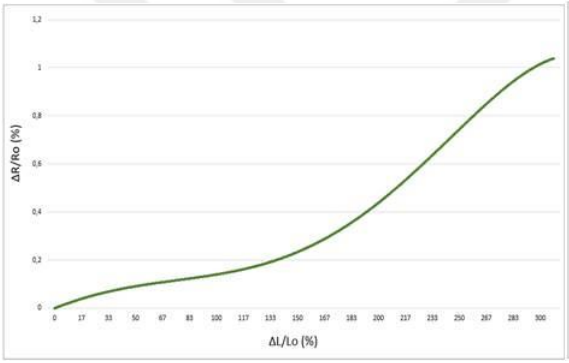
Ek-7: Üretilen nanoliflerin uygulanan gerinime karşı direnç değişim grafikleri



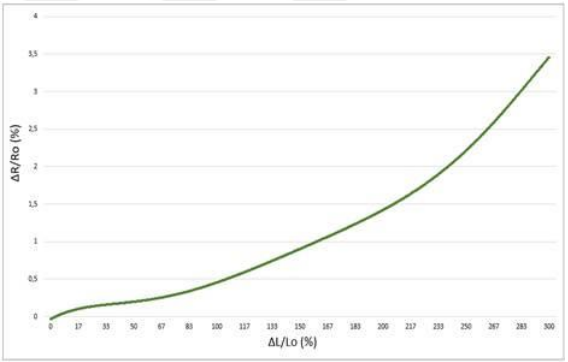
C0-mk



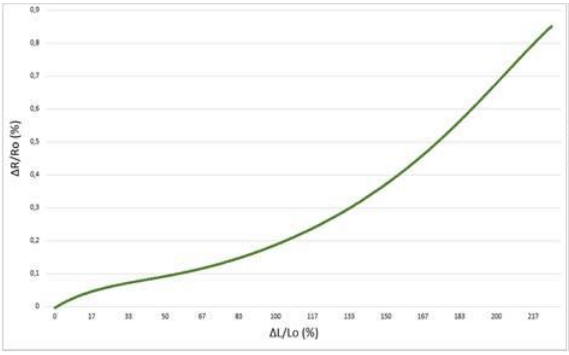
C0,3-prob



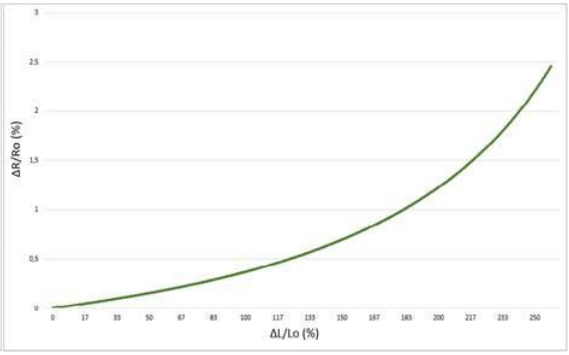
C0,5-prob



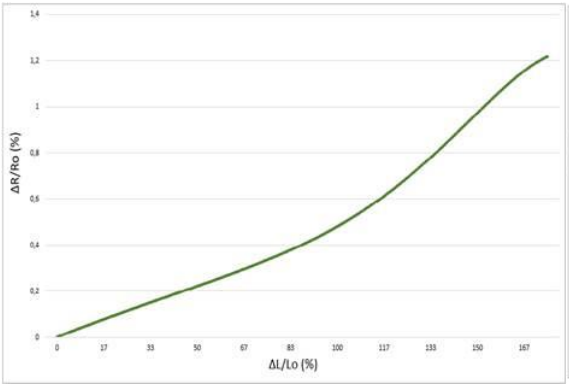
C0,7-prob



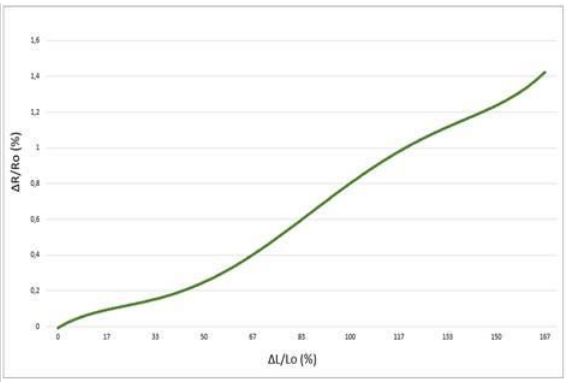
C1-mk



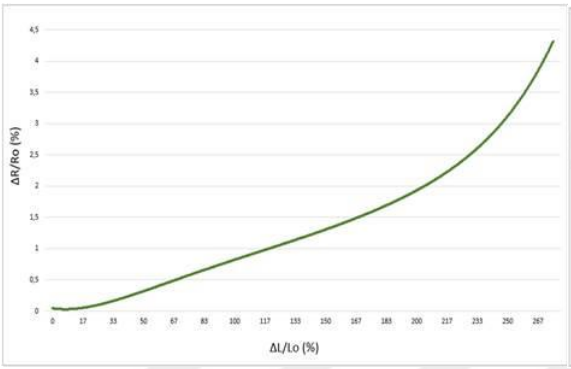
C1-banyo



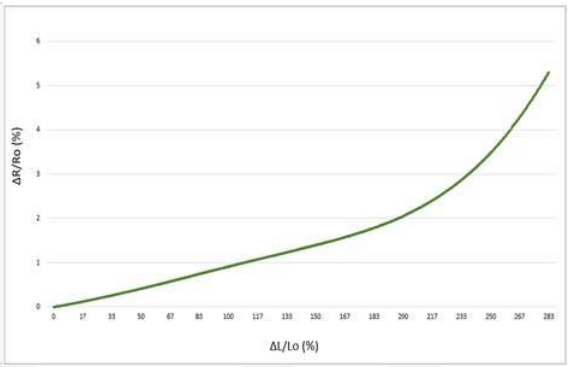
C1,5-banyo



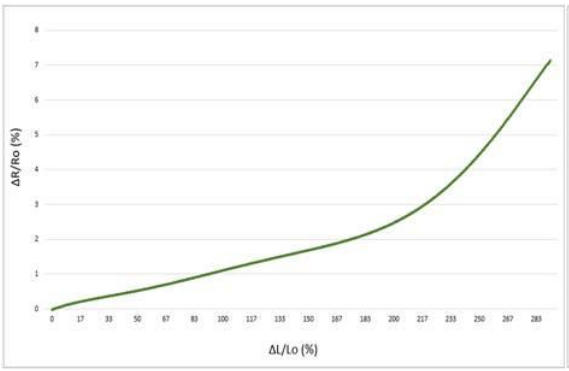
C2-banyo



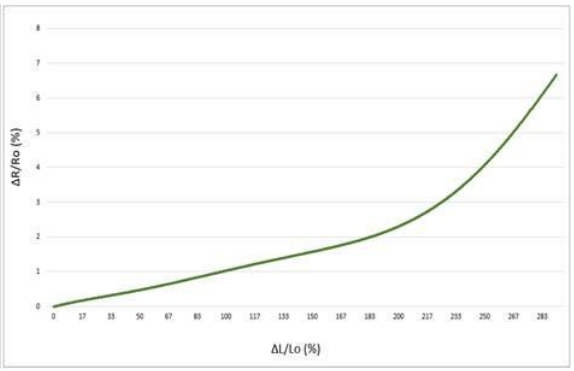
C1-prob



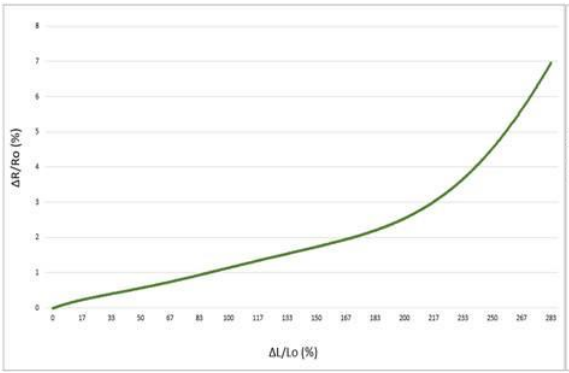
C1-prob1



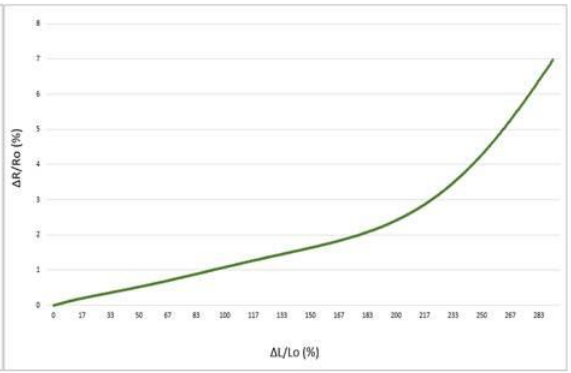
C1-prob2



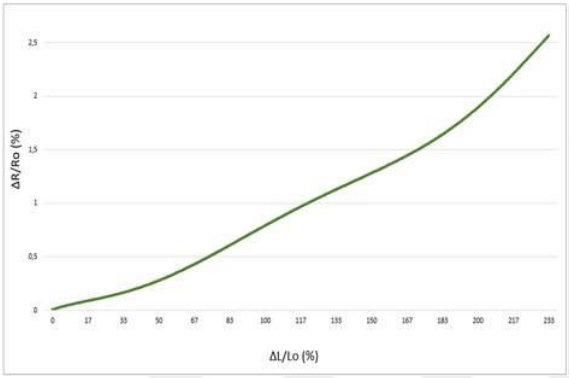
C1-prob2-1D



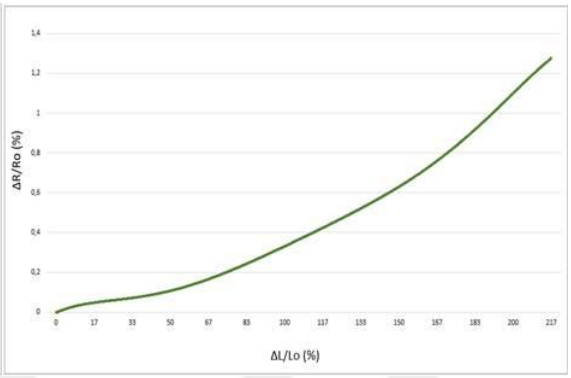
C1-prob2-2D



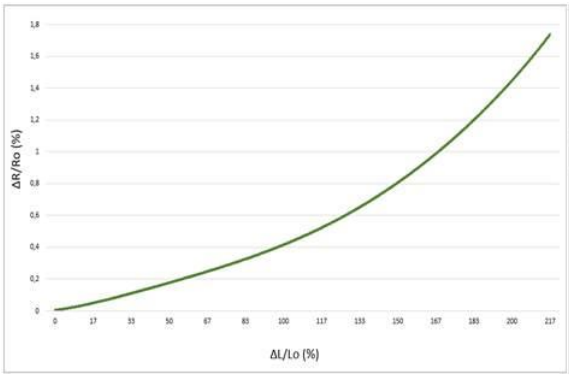
C1-prob2-3D



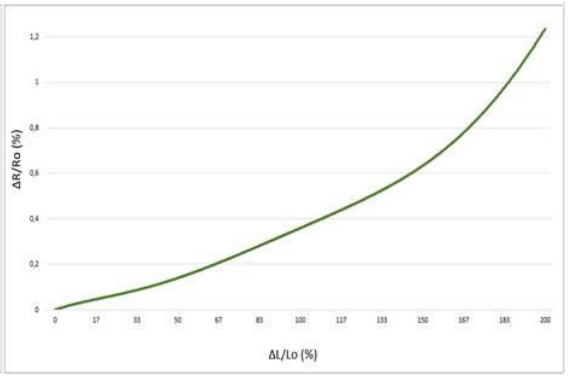
C1-prob3



C1-prob4



C1-prob5



C1-prob6

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Kübra YILDIZ

EĞİTİM DURUMU

Derece	Okul _ Bölüm	Mezuniyet Yılı
Doktora	Marmara Üniversitesi- Tekstil Mühendisliği	2024
Yüksek Lisans	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi- Tekstil Mühendisliği	2016
Lisans	İstanbul Teknik Üniversitesi- Tekstil Mühendisliği	2012
Lise	Üsküdar Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi	2007

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Firma /Kurum	Görev
2019-Devam	Harran Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2017-2019	Giresun Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2014-2016	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

BİLİMSEL ESERLER

SCI kapsamındaki dergilerde yayımlanan makaleler:

1. Sanlı A., Yıldız K., Uzun M. "Experimental study of the impact of electrospinning parameters on the electromechanical properties of strain sensitive electrospun multiwalled carbon nanotubes/thermoplastic polyurethane nanofibers" Advanced Composite Materials, 31(3), 335-350, 2022.

   https://doi.org/10.1080/09243046.2021.1998946