

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**ANTİBAKTERİYEL, KANAMA DURDURUCU VE
YARALANMA TESPİT SİSTEMİ İÇEREN ASKERİ
OPERASYON KIYAFETİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAHMED SARI NJJAR

DENİZLİ, KASIM - 2022

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**



**ANTİBAKTERİYEL, KANAMA DURDURUCU VE
YARALANMA TESPİT SİSTEMİ İÇEREN ASKERİ
OPERASYON KIYAFETİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAHMED SARI NJJAR

DENİZLİ, KASIM - 2022

Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından 2021FEBE066 nolu proje ile desteklenmiştir.

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.

Mahmed Sari NJJAR

ÖZET

**ANTİBAKTERİYEL, KANAMA DURDURUCU VE YARALANMA
TESPİT SİSTEMİ İÇEREN ASKERİ OPERASYON KIYAFETİ
YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAHMED SARI NJJAR
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. AHMET KOLUMAN)
(İKİNCİ DANIŞMAN: DOÇ. DR. ÇİĞDEM AKDUMAN)
DENİZLİ, KASIM 2022**

Askeri operasyonlarda kontrolsüz kanamalar ve travmatik yaralanmalara bağlı ciddi komplikasyonlar, askerlerin önlenebilir ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Askeri kayıpların % 50'den fazlası ve dünya çapındaki ölümlerin % 30'u travmatik yaralanmalara bağlıdır. Operasyon koşullarında meydana gelen yaralanmalar için kanamanın durdurulması ve antimikrobiyal etki sağlanması sınırlı sağlık hizmeti varlığında, tıbbi merkeze ulaşana kadar hayati önem taşımaktadır. Bu kapsamda, müdahale şansının düşük olduğu koşullarda müdahaleye kadar kıyafetin kısmi de olsa koruma sağlıyor olması katma değer sağlamaktadır. Bu çalışmada askeri kıyafetlerde kullanılacak, operasyon koşullarında meydana gelebilecek yaralanmaları tespit eden, enfeksiyonlara karşı koruma ve kanamaları durdurma özelliğini sağlayan bir sistem geliştirilmiştir. Bu kapsamda antimikrobiyal ve hemostaz özelliklerine sahip nanolifli katmanlar, yarayı enfeksiyondan koruma ve kanamayı durdurma görevine sahiptir. Aynı zamanda iletken lifler ve harici bir devre yardımıyla yaralanma tespit sistemi nanoliflerle entegre olacak şekilde tasarlanmıştır.

Çalışma kapsamında elde edilen nanolifli katmanlar, antimikrobiyal ve hemostatik aktivite ve yaralanma takip sisteminin performansı değerlendirilmiştir. Elde edilen gümüş nanopartiküller içeren nanolifli katmanlar iyi bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Ankaferd Blood Stopper® hemostatik ajanı içeren nanolifli katmanları ise minimum sürede kan pıhtılaşmasını sağlamıştır. Bununla birlikte geliştirilen yaralanma sistemi eş zamanlı olarak yaralanma durumunun takip edebileceğini tespit edilmiştir. Çalışma kapsamında, askeri kıyafetin iç yüzeyine entegre edilecek sistemin ön prototipi geliştirilmiştir. Çalışma sonucunda geliştirilmiş sistem, endüstriyel tasarım ile sadece halk sağlığı açısından değil aynı zamanda hayatta kalımla da ilgili süreçlerde yüksek katma değerle etki gösterecektir.

ANAHTAR KELİMELER: Elektrolif çekim, Hemostaz, Antibakteriyel, Nanopartiküller, Ankaferd, İletken iplik, Hızlı tespit sistemi

ABSTRACT

MILITARY CLOTHING WITH ANTIBACTERIAL, HEMOSTATIC AND WOUND DETECTION SYSTEM

MSC THESIS

MAHMED SARI NJJAR

PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE

BIOMEDICAL ENGINEERING

(SUPERVISOR: PROF. AHMET KOLUMAN)

(CO-SUPERVISOR: ASSOC. PROF. ÇİĞDEM AKDUMAN)

DENİZLİ, NOVEMBER 2022

Uncontrolled bleeding and serious complications from traumatic injuries are the leading preventable cause of death in military operations. Traumatic injuries account for more than 50 % of military casualties and 30 % of deaths worldwide. For injuries sustained in combat conditions, stopping bleeding, and providing antimicrobial effect are vital in the presence of limited health care services until reaching the medical center. In this context, the fact that the military clothing provides partial protection during the injury, until the intervention in conditions where the chance of intervention is low, provides add a great value. In this study, a system has been developed to be used in military clothing, detecting injuries that may occur under operational conditions, providing protection against infections and stop bleeding. Nanofiber layers with antimicrobial and hemostasis properties are used in this context to protect the wound from infection and to stop bleeding. At the same time, the injury detection system is designed to be integrated with nanofibers using conductive fibers and an external circuit.

The antimicrobial and hemostatic activity of the nanofiber layers obtained within the scope of the study and the performance of the injury tracking system were evaluated. The obtained nanofiber layers containing silver nanoparticles showed a good antimicrobial effect. Nanofiber layers containing Ankaferd Blood Stopper® hemostatic agent provided blood clotting in a minimum time. In addition, it was determined that the developed injury system can simultaneously monitor the injury status. Within the scope of the study, a preliminary prototype of the system to be integrated into the inner surface of military clothing was developed. The developed system will have a high added value impact not only in terms of public health but also in processes related to survival through industrial design.

KEYWORDS: Electrospinning, Hemostasis, Antibacterial, Nanoparticles, Ankaferd, Conductive thread, Rapid detection system

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. Askeri Tekstillerde Biyomedikal Yaklaşımları	3
2.1 Askeri Kıyafetlerde Mevcut Durum	3
2.1.1 Termal Kontrol	4
2.1.2 Kamuflaj ve Saklama yaklaşımı	4
2.1.3 Mekanik Koruma	4
2.1.4 Kimyasal ve Biyolojik Tehlikeden koruyucular	5
2.2 Askeri Kıyafetlerde Vital Bulguları Takibi	6
2.3 Kanama Durdurucu Ajanlar (Hemostatikler)	7
2.3.1 Doğal Kanama Durdurucular	9
2.3.2 Sentetik Kanama Durdurucular	11
2.3.3 Kanama Durdurucuların Uygulama Metotları	12
2.4 Tekstillerde Antimikrobiyal Uygulamaları	13
2.4.1 Makro Yapılı Antimikrobiyaller	14
2.4.2 Nano ve Mikro Yapılı Antimikrobiyaller	15
2.5 Nanolifler	16
2.6 Nanoliflerin Üretim Yöntemleri	17
2.6.1 Fibrilasyon Yöntemi	17
2.6.2 Meltblown Yöntemi	17
2.6.3 Spunbond Yöntemi	18
2.6.4 Bikomponent Yöntemi	19
2.6.5 Elektrolif Çekim Yöntemi	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1 Gereçler	25
3.2 Yöntem	26
3.2.1 Çözeltilerin Hazırlanması	26
3.2.1.1 AgNP/PVA Çözeltisi	26
3.2.1.2 ABS/PVA Çözeltisi	27
3.2.2 Elektrolif Çekim İşlemi	28
3.2.2.1 AgNP/PVA Nanolif Çekimi	28
3.2.2.2 ABS/PVA Nanolif Çekimi	29
3.2.3 İletken Tekstil Katmanların Tasarımı ve Elde Edilmesi	29
3.2.4 Yaralanma Tespit Sistemi Tasarlanması	31
3.2.5 Nanolifli Örneklerin Kumaşa Bağlanması	35
3.2.6 Nanolifli Örneklerin İletken Yüzeyler ile Birleştirilmesi	35
3.2.7 Karakterizasyon	36
3.2.7.1 Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ...	36
3.2.7.2 Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FT-IR)	37

3.2.7.3	AgNP/PVA Nanoliflerin Antimikrobiyal Etkisi Belirlenmesi	37
3.2.7.4	ABS/PVA Nanoliflerin Hemostatik Aktivite Ölçümü	37
3.2.7.5	Örneklerin Elektriksel İletkenlik Özelliklerin Değerlendirilmesi	38
4.	BULGULAR	41
4.1	Morfolojik Analiz Sonuçları	41
4.1.1	AgNP/PVA Nanoliflerin FESEM Analiz Sonuçları	41
4.1.2	ABS/PVA Nanoliflerin FESEM Analiz Sonuçları	44
4.2	Kimyasal Analiz Sonuçları	47
4.2.1	AgNP/PVA Nanoliflerin FT-IR Analiz Sonuçları	47
4.2.2	ABS/PVA Nanoliflerin FT-IR Analiz Sonuçları	49
4.3	Antimikrobiyal Test Sonuçları	51
4.4	Hemostatik Aktivite Ölçüm Sonuçları	53
4.5	Örneklerin Elektriksel İletkenlik Özelliklerinin Sonuçları	54
4.6	Nanolifli Örneklerin İletken Katmanlara Bağlanma Sonuçları	55
4.7	Nanolifli Örneklerin Kumaşa Bağlanma Sonuçları	67
5.	TARTIŞMA	69
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	79
7.	KAYNAKLAR	81
8.	EKLER	102
	EK A.3: Yaralanma tespit sisteminin geliştirilmesinde kullanılan yazılım parçası	102
	EK B.3: Etik kurul onay yazısı	104

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: CB koruyucu kıyafet örnekleri	5
Şekil 2.2: Sağlık durumu takibi için gelişmiş kask	7
Şekil 2.3: Hemostatların doğal ve sentetik kaynaklara göre sınıflandırılması....	9
Şekil 2.4: Nanoliflerin bazı kullanım alanları	17
Şekil 2.5: Meltblown tekniği şeması	18
Şekil 2.6: Spunbond yönteminde üretim şeması	19
Şekil 2.7: Bir elektrolif çekim yönteminin kurulumunun şematik gösterimi ...	21
Şekil 2.8: Koni oluşma şeması	21
Şekil 3.1: Çalışmanın akış şeması	25
Şekil 3.2: % 50'lik AgNP/PVA çözeltisi (50AgNP/PVA)	27
Şekil 3.3: % 10, % 20, % 30, % 40 ve % 50'lik ABS/PVA çözeltileri.....	27
Şekil 3.4: Nanoliz elektrolif çekim cihazı.....	28
Şekil 3.5: Elde edilen AgNP/PVA nanolif örnekleri	29
Şekil 3.6: Elde edilen ABS/PVA nanolif örnekleri.....	29
Şekil 3.7: Dokuma Yöntemi ile elde edilen model	30
Şekil 3.8: FDY40Ag/S1, DTY40Ag/S2, SWTAğ/S3 ve Cu/S4 katmanın boyutları.	30
Şekil 3.9: a) FDY40Ag/S1 iletken katmanı, b) DTY40Ag/S2 iletken katmanı, SWTAğ/S3 iletken katmanı, Cu/S4 iletken katmanı.....	31
Şekil 3.10: Sistemin çalışma mekanizması	32
Şekil 3.11: Sinyal üretici devresi.	33
Şekil 3.12: Ölçüm devresi	34
Şekil 3.13: Yaralanma tespit sistemi prototipleme aşaması.....	34
Şekil 3.14: a) Örnek 1 sinyal ölçümü. b) Örnek 4 sinyal ölçümü.....	36
Şekil 3.15: İletken katmanların üzerinde nanolifleri çekme işlemi.....	36
Şekil 3.16: Dört- telli direnç ölçüm sistemi	38
Şekil 3.17: Howland devresi	38
Şekil 3.18: Dört- telli ölçüm yönteminin devresi.....	39
Şekil 3.19: 0.15 mm çaplı tel bakır direnç ölçümü	40
Şekil 4.1: AgNP/PVA nanoliflerine ait FESEM görüntüleri	42
Şekil 4.2: AgNP/PVA nanoliflerin EDS spektrası.....	43
Şekil 4.3: ABS/PVA nanoliflerine ait FESEM görüntüleri	45
Şekil 4.4: ABS/PVA nanoliflerin spektrası.....	46
Şekil 4.5: Alınan 0AgNP/PVA, 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA nanolif örneklerine ait spektrası	47
Şekil 4.6: Alınan 10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA nanolif örneklerine ait spektrası	49
Şekil 4.7: 50AgNP/PVA nanolifli katmanın oluşturduğu İnhibisyon bölgesi	53
Şekil 4.8: MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin antimikrobiyal etkisi	53
Şekil 4.9: FDY40Ag/S1 iletken örneğin yaralanma takip sistemine bağlanması	55
Şekil 4.10: FDY40Ag/S1 iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal takibi	56

Şekil 4.11: FDY40Ag/S1 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	56
Şekil 4.12: FDY40Ag/S1 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi	57
Şekil 4.13: DTY40Ag/S2 iletken örneğın yaralanma takip sistemine bağlanması	57
Şekil 4.14: DTY40Ag/S2 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	58
Şekil 4.15: DTY40Ag/S2 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	58
Şekil 4.16: DTY40Ag/S2 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi	59
Şekil 4.17: SWTAg/S3 iletken örneğın yaralanma takip sistemine bağlanması	59
Şekil 4.18: SWTAg/S3 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	60
Şekil 4.19: SWTAg/S3 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	60
Şekil 4.20: SWTAg/S3 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi	61
Şekil 4.21: Cu/S4 iletken örneğın yaralanma takip sistemine bağlanması	61
Şekil 4.22: Cu/S4 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	62
Şekil 4.23: Cu/S4 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	62
Şekil 4.24: Cu/S4 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi	63
Şekil 4.25: FDY40Ag/S1 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	63
Şekil 4.26: FDY40Ag/S1 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	64
Şekil 4.27: DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	64
Şekil 4.28: DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	65
Şekil 4.29: SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	65
Şekil 4.30: SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	66
Şekil 4.31: Cu/S4 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi	66
Şekil 4.32: Cu/S4 nanolifli/iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiği	67
Şekil 4.33: Elde edilen kumaş katmanları	68
Şekil 5.1: a) Vücut üzerinde yerleştirecek katmaların bölgeleri, b) Elde edilen katmanların askeri kıyafetlerin üzerinde entegrasyonu	69
Şekil 5.2: a) Polyester liflerle bükülmüş bakır ipliğın standart tasarımı, b) PETEX.	76

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1: Elektrolif çekim yöntemi etkileyen parametreler	22
Tablo 3.1: ABS bitki özlerinin oranları.....	26
Tablo 3.2: AgNP/PVA çözeltilerin oranları.....	27
Tablo 3.3: ABS/PVA çözeltilerin oranları	28
Tablo 3.4: İletken katmanlar ve kullanılan iplik/telin bilgileri	30
Tablo 3.5: Bağlama işlemlerinde kullanılan nanolifli örnekler, bağlama yöntemleri ve kumaşlar	35
Tablo 3.6: Antimikrobiyal testinde kullanılan bakteri kültürleri	37
Tablo 4.1: AgNP/PVA nanoliflerin ortalama çapları.....	41
Tablo 4.2: ABS/PVA nanoliflerin ortalama çapları	44
Tablo 4.3: 0AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri .	48
Tablo 4.4: 10AgNP/PVA 'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	48
Tablo 4.5: 30AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	48
Tablo 4.6: 50AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	49
Tablo 4.7: 10ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	50
Tablo 4.8: 20ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	50
Tablo 4.9: 30ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	50
Tablo 4.10: 40ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	51
Tablo 4.11: 50ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri	51
Tablo 4.12: Antibiyogram sonuç değerlendirilmesi.....	52
Tablo 4.13: Hemostatik aktivite ölçümü testlerin sonuçları	54
Tablo 4.14: İletken örneklerin elektriksel özelliklerin değerlendirilmesinin sonuçları	55

SEMBOL LİSTESİ

ePTFE	:	expanded Politetrafloroetilen
CB	:	Kimyasal ve Biyolojik Ajanlar
CWA	:	Kimyasal Savaş Ajanları
JSLIST	:	Joint Service Lightweight Integrated Suit Technology
CPU	:	Kimyasal Koruyucu İç Çamaşırı
ITAP	:	Geliştirilmiş Toksikolojik Ajan Koruyucu
STEPO	:	Bağımsız, Toksik Çevre Koruyucu Kıyafet
WPSM	:	Savaşçı Fizyolojik Durum izleme sistemi
DRDO	:	Savunma Araştırma Örgütü
EEG	:	Elektroensefalografi
EKG	:	Elektrokardiyografi
Mw	:	Moleküler Ağırlık
DDA	:	Deasetilasyon Derecesi
ABS	:	Ankaferd Blood Stopper®
PU	:	Poliüretan
PAA	:	Poli (akrilik asit)
PHMB	:	Poliheksametilen Biguanid
ZnO	:	Çinko Oksit
PAN	:	Poliakrilonitril
PLA	:	Poli-laktik-asetat
DMF	:	Dimetilformamid
THF	:	Tetrahidrofur
DMSO	:	Dimetil Sülfoksit
HFIP	:	Hekzafloroizopropanol
DC	:	Doğru Akım
PVA	:	Polivinil alkol
a/a	:	Ağırlık/Ağırlık
rpm	:	devir/ dakika
AgNP	:	Gümüş Nanopartikülleri
kV	:	Kilovolt
USB	:	Universal Serial Bus
PWM	:	Pulse-Width Modulation
FESEM	:	Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu
FT-IR	:	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
ISO	:	International Organization for Standardization
ATCC	:	American Type Culture Collection
KB	:	Kilobayt
ICSP	:	In-Circuit Serial Programming
I2C	:	Inter-Integrated Circuit
mV	:	Milivolt
ADC	:	Analog-to-Digital Converter
VCCS	:	Voltaj Kontrollü Akım Kaynağı
ρ	:	Öz Direnç
σ	:	İletkenlik
mA	:	Miliamper
Ω	:	Ohm
nm	:	Nano metre

sn	:	Saniye
Hz	:	Hertz
PVP	:	Polivinilpirolidon
TXA	:	Traneksamik Asit
GRAS	:	Generally Recognized as Safe
CD	:	Siklodekstrin
RF	:	Riboflavin
EC	:	Etil Selüloz
CIP	:	Siprofloksasin
AWG	:	American Wire Gauge

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca tezimin yürütülmesi ve yönlendirilmesinde göstermiş oldukları yakın ilgi, destek, her türlü yardım ve anlayışlarından dolayı çok sevdiğim, çok değerli danışman hocam Sayın **Prof. Dr. Ahmet KOLUMAN**'a;

Bilgi, deneyim ve geniş vizyonu ile desteğini hep yanımda hissettiğim güler yüzlü tez ikinci danışmanım Sayın **Doç. Dr. Çiğdem AKDUMAN**'a;

Hemostatik aktivite ölçümlerinin gerçekleştirilmesindeki katkılarından dolayı çok değerli hocam Sayın **Dr. Başak ÜNVER KOLUMAN**'a;

Alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu analizleri gerçekleştirilmesindeki katkılarından dolayı çok değerli hocam **Dr. Duygu TAKANOĞLU BULUT**'a;

Çalışmada kumaş örnekleri elde edilmesindeki katkılarından ve desteğinden dolayı **Mogul Tekstil ve Tic. A.Ş** firmasına;

İletken tekstil katmanların elde edilmesinde katkılarından ve desteğinden dolayı **Veritas Tekstil Konfeksiyon Paz. San ve Tic. A.Ş** firmasına ve **Erbakır A.Ş.** firmasına;

Kanama durdurucu içeren nanolifli katmanların elde edilmesinde katkılarından ve desteğinden dolayı **İmmun İlaç ve Kozmetik San. ve Tic. Ltd. Şti** firmasına;

Tüm sevgisi, sabrı, inancı, özverisi, maddi ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan annem **Khulud SAAD AL DEEN JABAWI**'ya, babam **Ahmed NJJAR**'a, kardeşim **Muath NJJAR**'a ve kardeşim **Orwah NJJAR**'ya sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

1. GİRİŞ

Koruyucu kıyafetler, insan vücudunu, kurşun, kimyasal ve biyolojik ajan, ateş, soğuk ve sıcak hava gibi dış tehditlerden koruyan tekstil yapıları olarak tanımlanabilir (Gorji ve diğ. 2017). Koruyucu kıyafetler, askeri, spor ve endüstri uygulamalarında kullanılan, vücudun en az % 30'unu kaplayan kıyafetlerdir. Bu kıyafetler genellikle savaş alanında veya hastanede kimyasallara, partiküllere veya patojenlere maruz kalma riskinin olduğu ortamlarda bir gerekliliktir. Koruyucu tekstil malzemeleri özellikle ordu personelleri tarafından talep edilmektedir. Ordu personelleri tekstilleri, yara pansumanları, savaş kıyafetleri, balistik koruyucu yelekler, kimyasal ve biyolojik koruyucu kıyafetler, soğuk hava kıyafetleri, uyku tulumları, çadırlar ve paraşütlerde kullanılmaktadırlar. Savaş, terör saldırıları, yerleşim operasyonları ve çatışma ortamlarından kaynaklanan yaralanmaların acil tıbbi tedavisi, standart travma yaklaşımından farklıdır. Kanamalar, özellikle de omuz ve kasık bölgelerinden gelen sıkıştırılmayan kanamalar, savaş alanında önlenemez ölümlerin önde gelen nedeni olmaya devam etmektedir (Eastridge 2011, Stannard ve diğ., 2013). Ekim 2001'den Haziran 2011'e kadar Afganistan ve Irak'taki Amerika Birleşik Devletleri (ABD) çatışmalarında, savaş zayıatlarının % 90'ı sağlık tesislerine ulaşmadan önce meydana gelmiştir. Ölümlerin yaklaşık % 90'ı kanamadan kaynaklanmış olup bunların % 67'si gövde bölgelerden, % 19'u omuz ve kasık bölgelerinden ve % 14'ü ekstremitelerden kaynaklanmıştır (Eastridge 2011, Eastridge 2012). Hastane içi ölümlerin çoğu, hastaneye varıştan sonraki ilk bir saat içinde meydana gelmektedir (Martin ve diğ. 2009). Bu nedenle kanamayı ve enfeksiyonu etkili bir şekilde kontrol edebilen ilk yardım malzemelerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ağır kanamalı yaralılar için, tutulan her bir damla kan, yaşam ve ölüm arasındaki fark anlamına gelebilir. Ağır yaralı askerlere müdahale etmenin ilk adımı, kanamayı mümkün olan en kısa sürede kontrol altına almaktır. Turnikeler kullanımı ağır ekstremitte kanaması için son çare olarak kabul edilmektedir. Doğru uygulanan turnikeler, distal ekstremitte kanamasını kontrol etmede açıkça etkilidir. Ancak damar yaralanması gibi kanamayı kontrol altına almak için turnike uygulanamayan bazı durumlarda, kanamayı hemostatik ajanla durdurmak zorunlu olmaktadır (Clifford 2004).

Elektrolif çekim yöntemi, nanometre boyutunda nanolifler üretmek için basit ve çok yönlü bir işlemdir. Elektrolif çekim yöntemi ile elde edilen nanoliflerin yüksek yüzey/hacim oranı ve yüksek gözeneklilik gibi özelliklerinden dolayı çeşitli uygulamalarda büyük potansiyele sahiptir (Ramakrishna ve diğ. 2006). Son zamanlarda, nanolifler, doku mühendisliği iskeleleri, ilaç taşıyıcıları, yara örtüleri ve koruyucu kıyafetleri gibi uygulamalarda büyük ilgi görmüştür (Baji ve diğ. 2020, Nadaf ve diğ. 2022).

Bu çalışmada askeri kıyafetlerde kullanılacak, operasyon koşullarında meydana gelebilecek yaralanmaları tespit eden, enfeksiyonlara karşı koruma ve kanamaları durdurma özeliği sağlayan bir sistem geliştirilmiştir. Bu amaçla iletken iplikler ile elektrik iletkenliği, nanopartiküller ile antimikrobiyal aktivite ve hemostatik ajan ile kanama durdurma özeliği sağlanması hedeflenmiştir. Bu kapsamda askeri kıyafetlere entegre edilebilen antimikrobiyal ve hemostaz özelliklerine sahip nanolifli katmanlar elektrolif çekim yöntemi kullanılarak tasarlanmıştır. Nanolifler, yarayı enfeksiyondan koruma ve kanamayı durdurma görevi görmektedir. Aynı zamanda iletken lifler ve harici bir devre yardımıyla yaralanma tespit sistemi nanoliflerle entegre olacak şekilde tasarlanmıştır, böylece askeri kıyafetler kanamayı durdurabilmekte ve yaralanmaları aynı anda tespit edebilmektedir. Bu çalışma, askeri kıyafetinin iç yüzeyine uygulanacak bir sistemin ön denemesi olup endüstriyel seviyede üretim için ön prototip tasarlanmıştır.

2. Askeri Tekstillerde Biyomedikal Uygulamaları

Ordu tarafından kullanılan koruyucu kıyafet sistemlerinin geliştirilmesinde, bazı problemler ele alınmaktadır. Bu problemler balistik, çevresel koşullar (sıcaklık, rüzgar, yağmur, böcekler), alev kaynakları, nükleer, kimyasal ve biyolojik ajanlar, kızılötesi algılama, yönlendirilmiş enerji (lazer, mikrodalgalar), statik elektrik ve zihinsel stresi kapsamaktadır (Steffens ve diğ. 2019). Kıyafetler, askerin teçhizatlarıyla (kask, gaz maskesi, balistik teçhizat, hayatta kalma yeleği ve el ve ayak teçhizatı) uyumlu olmalıdır. Askeri kıyafetler çeşitli tehlikeli ortamlarda güvenlik, dayanıklılık ve rahatlık da sağlamalıdır. Askeri kıyafetler için diğer gereksinimler, hasara dayanıklılık, rahatlık, ter yönetimi, soğuk hava koşullarına karşı koruma ve yüksek teknolojili malzemelerin üniformalara dahil edilmesini içermektedir (Steffens ve diğ. 2019). Koruyucu ve askeri kıyafetler, akıllı tekstillerin büyüyen ana segmenti olmuştur. Akıllı tekstillerin kişisel koruyucu ekipmanlardaki uygulamaları, konum belirleme, fizyolojik izleme, soğutma ve ısıtma sistemleri ve iletişimi içermektedir (Dolez ve Mlynarek 2016). Bu tip bir akıllı askeri kıyafet askeri bir operasyon sırasında konum bilgisi sağlamanın yanı sıra, cilt veya kask içine sensörlerin yerleştirilmesiyle nabız, solunum hızı, vücut hareketi ve vücut sıcaklığı gibi askerin hayati parametreleri izleyebilmektedir (Sahin ve diğ. 2005, Scataglini ve diğ. 2015).

2.1 Askeri Kıyafetlerde Mevcut Durum

Askeri kıyafetler, performansı düşürmemek veya bir görevin yürütülmesini engellemek için hafif ve esnek olmalıdır. Kıyafetlerin, askeri bilinen ve bilinmeyen tehlikelere karşı koruması gerekmektedir. Bu nedenle, askeri kıyafetlerin sürekli iyileştirilmesi zorunludur. Konunun anlaşılması için, askeri uygulamalarda tekstil kullanımı ile ilgili gelişmelere ve teknolojilere genel bir bakış sunulacaktır.

2.1.1 Termal Kontrol

Askerin vücudunu sıcak veya soğuk tutmak, hayatta kalmada önemli bir faktör olabilir. Terleme ve yağış kıyafetlerde kullanılan malzemenin sağladığı yalıtımı önemli ölçüde azaltan faktörlerdir. Böylece soğuk iklimlerde hipotermiye ve rahatsızlığa neden olmaktadır (Lizák ve Mojumdar 2015).

Askeri kullanım için Gore-Tex® bu bölüm için uygun bir örnektir. Gore-Tex® yüksek nefes alabilirliği ve sıvı girişine karşı koruma olmak üzere iki uygun özelliği birleştirmektedir. Gore-Tex® tekstilleri, bir damla sudan (20.000 kat) daha küçük, ancak bir su buharı molekülünden (700 kat) daha büyük olan cm^2 'de 1,4 milyar adet gözenek içeren ince ve hafif hidrofobik politetrafloroetilen (ePTFE) membranlardan üretilmiştir (Web Anonim 1 2022).

2.1.2 Kamuflaj ve Saklama yaklaşımı

Modern savaş alanı gözetleme sistemleri, görünür bantlardan görünmez bantlara kadar geniş bir spektrum dalga bandında çalışabilir (Scott 2005). Bu nedenle, kamuflajla ilgili teknoloji, askerin potansiyel bir hedef olarak tanımlanmamasını sağlamak amacıyla, görünür dalga boyları alanında bulunan desenleri ve renkleri aramaktadır (Ramsey ve diğ. 2019). Kamuflajda kullanılan renkler, peyzajın yanı sıra çeşitli ortamların yansımalarını da simüle etmelidir (Pimenta 2013). Nanoteknoloji, tekstillerin yüzey özelliklerini moleküler düzeyde değiştirme, özelliklerin kontrolünü elde etme ve çeşitli avantajlar sağlama imkânı sunabilmektedir.

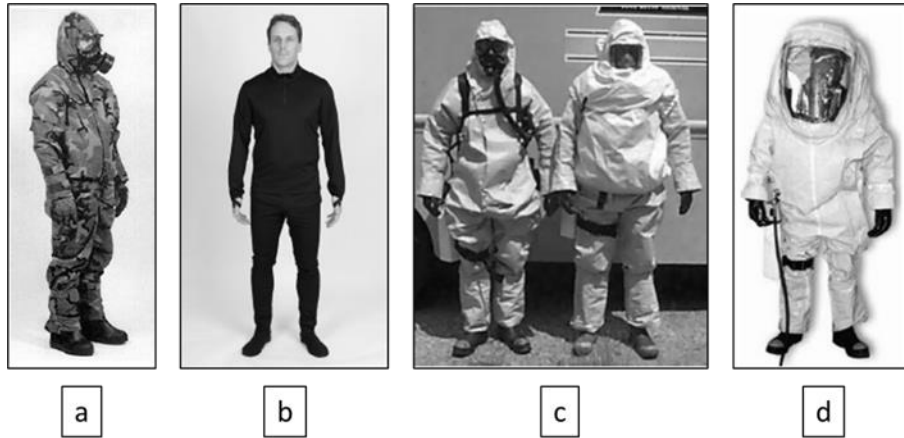
2.1.3 Mekanik Koruma

Koruyucu tekstiller, bıçaklı saldırılar, mermiler, el bombası parçaları gibi mekanik tehlikelere karşı güvenlik sağlamak için de kullanılmaktadır. Balistik yeleklerin kendisi koruyucu tekstile bir örnektir. Yelek kurşungeçirmez koruma etkinliği, merminin tipine ve hızına bağlıdır. Kevlar®, Spectra®, Twaron®, Zylon® ve Dyneema® gibi yüksek performanslı lifler genellikle balistik koruma amaçlı kullanılan tekstillerde kullanılmaktadır (Steffens ve diğ. 2019). Gelişmiş bir koruma

elde etmek için doğru tekstil yapısını, iplik tiplerini, kaplamaları ve kullanılan kompozitleri seçmek gereklidir (Potluri ve Needham 2005). Ayrıca, askeri kullanım için yeni bir lifli malzeme olan örümcek ipeği, doğal gücü, esnekliği, uzayabilirliği ve eko-sürdürülebilirliği nedeniyle umut verici bir malzeme olarak bildirilmiştir (Eisoldt ve diğ. 2011).

2.1.4 Kimyasal ve Biyolojik Tehlikeden koruyucular

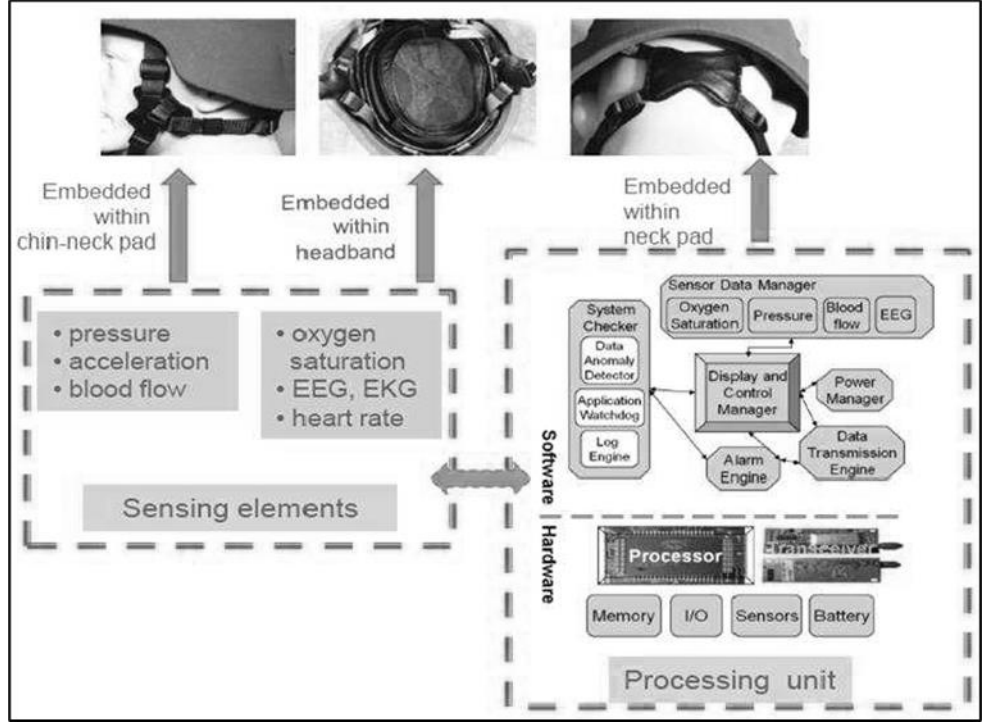
Sağlığa zararlı kimyasalların veya bulaşıcı ajanların kasıtlı olarak salınması, son yıllarda çok tartışılan terör saldırılarının bir başka örneğidir. Bu nedenle daha fazla trajediyi önlemek için bu alanda yeni teknolojiler ihtiyaç haline gelmiştir. Ordunun belirli durumlarda kullanabileceği birçok farklı kimyasal ve biyolojik ajanlara (CB) karşı koruyucu kıyafet türü vardır (Truong ve Wilusz 2013). Şekil 2.1.'de KB koruyucu kıyafet bazı örnekleri gösterilmektedir.



Şekil 2.1: CB koruyucu kıyafet örnekleri.; a) Kimyasal Savaş Ajanlarına (CWA) karşı koruma sağlayan Müşterek Hizmet Hafif Entegre Kıyafet Teknolojisi (JSLIST). b) Kimyasal Koruyucu İç Çamaşırı (CPU). 15 günlük hizmet ömrü ile on iki saate kadar buhar koruması sağlamak üzere tasarlanmış gerilebilir bir kumaştır. c) Geliştirilmiş Toksikolojik Ajan Koruyucu (ITAP), sıçrama ve buhar koruması sunan ve statik elektriği dağıtan bir kıyafettir ve bir saate kadar toksik kimyasal ortamlarda kullanılır. d) Bağımsız, Toksik Çevre Koruyucu Kıyafet (STEPO), bilinen tüm kimyasal ve biyolojik ajanlara karşı dört saat boyunca koruma sağlayan tamamen kapsüllü bir koruyucu kıyafettir (Truong ve Wilusz 2013).

2.2 Askeri Kıyafetlerde Vital Bulguların Takibi

Akıllı tekstiller teknolojideki gelişmekte ve gittikçe artan bir ilgi görmektedir. Akıllı tekstiller çevresel değişiklikleri algılayabilir, tepki verebilir ve bunlara uyum sağlayabilir. Giyilebilir fizyolojik izleme cihazları, bir kişinin mevcut fizyolojik durumuna göre sağlığını ve performansını tahmin edebilir. Asker, giyilebilir teknolojinin pratik uygulamasında başrol oyuncusudur. Kıyafetlere gömülü sensörler yerleştirme fikri, askeri alanda yaygınlaşmaktadır (Jayaraman 2022). Giyilebilir teknolojilerde sensör sadece kıyafetlere değil, aynı zamanda küçük vücut aksesuarlarına da (bilezikler, kolyeler, yüzükler) entegre edilmiştir. Tharion (2006), Savaşçı Fizyolojik Durum izleme sistemini (Warfighter Physiological Status Monitoring system, WPSM) kullanarak önlem ve uyarı konsepti kapsamında 27 askeri takip etmiştir. Bu sistem, nabız, solunum hızı, vücut hareketi ve vücut pozisyonunu ölçen bir vital bulgu takip sistemi, sıvı alım monitörü, aktigrafi yoluyla uykuyu tahmin eden uyku saati, cilt sıcaklığı bandı ve verilerin değerlendirildiği bir sağlık veri merkezinden oluşmaktadır. Kumar (2012), Savunma Araştırma Örgütü (Defence Research Organization, DRDO) tarafından finanse edilen bir projenin parçası olarak Tele Intimation Garment olarak bilinen yeni bir üniforma geliştirmiştir. Projenin kapsamında, askerlerin vital bulguları ve mermi girişini izleyen ve ardından askeri birimi uyarmak için Askerin Durum Monitörü (Soldier's Status Monitor) adlı bir yazılım kullanarak verileri analiz eden bir kıyafet geliştirilmiştir. Lim ve diğ. (2010), askerlerin sağlık durumunu (Oksijen doygunluğu, sıcaklık, hızlanma, EEG, EKG, kalp atış hızı ve kan akışı) izlemek için boyun yastığı, kafa bandı ve çene-boyun yastığı içine gömülü bir Vücut Sensör Ağı'nı (Body Sensor Network) entegre ettikleri gelişmiş bir kask geliştirmişlerdir. Tasarlanan kask çalışma prensibi Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2: Sağlık durumu takibi için gelişmiş kask (Lim ve diğ. 2010).

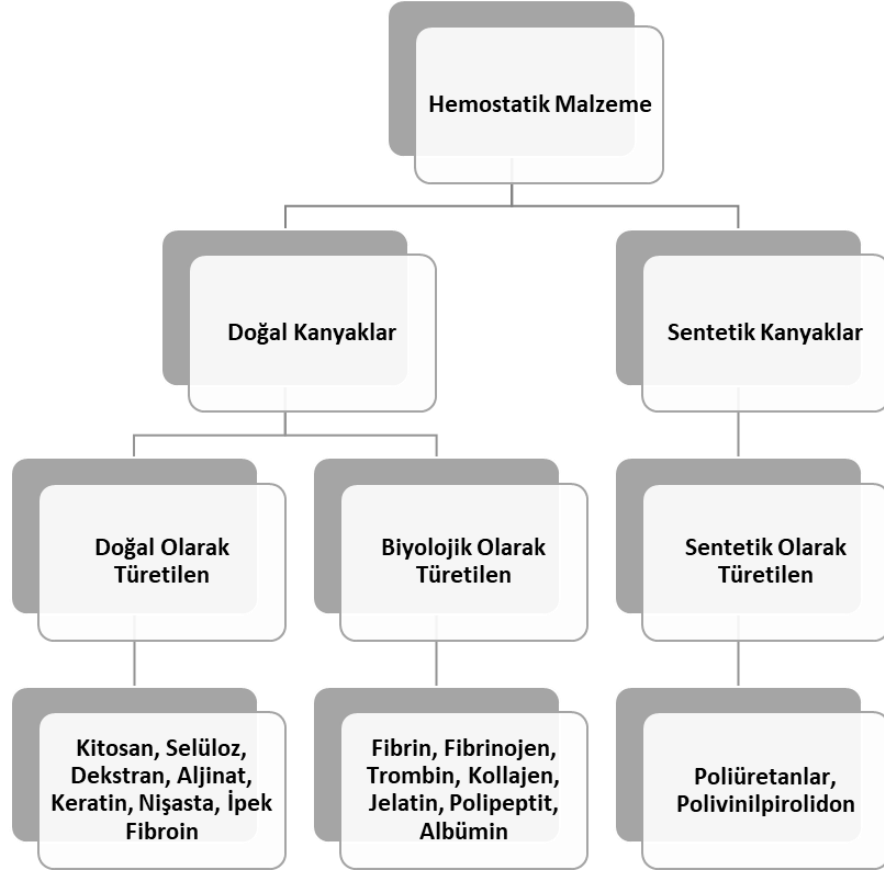
Deriye bir bant gibi bağlanan elektrotlar geliştirilmiş ve NASA tarafından onaylanan elektrotlar, vital bulguları ve beyin aktivitesi Sentient'in Digital Clone Live yazılımıyla birleşmiş uzak bir bilgisayar ağına ileten bir sensöre aktarmaktadır. Yazılım, verileri analiz ederek asker ve gerekirse sahadaki acil tıbbi tesislere kişiselleştirilmiş sağlık uyarıları göndermektedir (Nealon 2014).

2.3 Kanama Durdurucu Ajanlar (Hemostatikler)

Askeri operasyonlar, kaza ve cerrahi işlemlerde, kontrolsüz kanamalar ve travmatik yaralanmalara bağlı ciddi komplikasyonlar asker ve sivillerin önlenebilir ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Askeri kayıpların % 50'den fazlası ve dünya çapındaki ölümlerin % 30'u travmatik yaralanmalara bağlıdır. Kişiler, travmatik yaralanma nedeniyle kan kaybı, hipotermi, koagülopati, enfeksiyon ve çoklu organ yetmezliğine karşı savunmasız hale getirmektedir (Katzenell ve diğ. 2012, Landsman ve diğ. 2017, Qian ve diğ. 2017). Travmatik yaraların tedavisinde temel öncelik, uygun bir hemostat uygulayarak aşırı kan kaybını azaltmaktır.

Hemostaz, vücudun bir doku veya organından kan kaybını önleme süreci olarak tanımlanmaktadır. Hemostaz, trombositler ve kan pıhtılaşma faktörleri bir kan pıhtısı oluşturmak ve kanamayı durdurmak için birlikte çalıştığında meydana gelmektedir (Atalan 2014). Genellikle kanama bozukluğu olmayan sağlıklı bireylerde kanama kontrolü hızlı bir şekilde ve tedaviye gerek kalmadan sağlanmaktadır. Cerrahlar ve anestezi uzmanları travma veya majör cerrahi operasyonlar sırasında kan kaybını en aza indirmek için hastalara normal hemostazın sağlanmasında sıklıkla yardımcı olmak zorundadır. Hemostatik ajan, hemostazın sağlanmasına destek olan bir maddedir (Çolak ve diğ. 2018). Dışarıdan müdahale, yırtılma, kopma, travmatik kesikler, diş operasyonları, cerrahi veya spontane girişimler nedeniyle vücudun büyük veya küçük kanamaları durdurma yeteneği yetersiz kaldığında cerrahi müdahale yapıp hemostatik ajanlar kullanılması gerekmektedir (Web Anonim 2 2022).

Son yıllarda çeşitli hemostatlar, tozlar (Rajangam ve diğ. 2011), filmler (Hsu ve diğ. 2015^b), hidrojeller (Murakami ve diğ. 2008), süngerler (Quan ve diğ. 2015), yamalar (Baggio ve diğ. 2019), dokunmuş (Chakoli ve diğ. 2018) veya dokusuz (Edwards ve diğ. 2014) ve örgü örtüler (Chou ve diğ. 2017, Biranje ve diğ. 2020) şeklinde geliştirilmiştir. Ancak çok az sayıda hemostatik malzeme kolayca taşınabilmekte ve yaralanma bölgesinde etkin bir şekilde uygulanabilmektedir (Hsu ve diğ. 2015^a). *In vivo* uygulamaları için ideal hemostat kanı hızlı bir şekilde pıhtılaştıran, biyouyumluluk ve biyobozunabilirlik özelliklerine sahip, bakteriyel veya viral bulaşma riski taşımamalı ve yara iyileşmesini desteklemelidir. Ayrıca, ideal hemostatlar *in vitro* uygulamalarda yara bölgesinde uygulandıktan 2 dakika sonra kanamayı durdurmalı, karıştırma veya özel hazırlama işlemi gerektirmemeli ve yaralı bölgelere kolay bir şekilde uygulanmalıdır (Biranje ve diğ. 2021). Şekil 2.3'te hemostatların doğal ve sentetik kaynaklara göre sınıflandırılması göstermektedir.



Şekil 2.3: Hemostatların doğal ve sentetik kaynaklara göre sınıflandırılması

2.3.1 Doğal Kanama Durdurucular

Kitosan, kitinin alkali deasetilasyonundan elde edilen b-1,4-glikosidik bağlarla bağlanan N-asetil-D-glukozamin ve D-glukozamin birimlerinin bir kopolimeridir (Younes ve Rinaudo 2015). Kitosan, toksik olmayan, biyouyumluluk ve biyobozunurluk gibi doğal özelliklerine sahip bir biyopolimerdir. Kitosan antimikrobiyal aktivite (Rasae ve diğ. 2016), hemouyumluluk (Ong ve diğ. 2008), antioksidan (Guo ve diğ. 2015) ve antitümör aktivitelerinin biyoaktivitesi (Ravi ve diğ. 2018) özellikleri ile biyomedikal alanında uygulamaları vardır. Kitosan, negatif yüklü eritrositleri, kırmızı kan hücreleri, plazmayı, trombositlerin aktivasyonu ve agregasyonu ve kan pıhtılaşmasını çekerek hemostatik aktiviteyi artırabilmektedir (Howe ve Cherpelis 2013). Kitosan ve türevleri, endoskopik sinüs cerrahisi, parankimal kanama ve idrar ekstravazasyonunda yapışma ve hemostaz özellikleri ile yara yüzeyini kapatmada umut verici sonuçlar göstermiştir (Xie ve diğ. 2012, Zhou ve diğ. 2017). Deasetilasyon derecesi (Degree of Deacetylation, DDA) ve moleküler

ağırlık (Mw) kitosanın hemostatik özelliklerini etkileyen iki kritik parametredir (Sundaram ve diğ. 2016). Kitosan ABD'de ticari ürün olarak CELOX™ (Medtrade, Newport, OR) veya HemCon® (HemCon Medical Technologies, Inc., Portland, OR) olarak satılmaktadır.

Selüloz, poli-b (1, 4)-D-glukoz birimlerinden oluşan doğrusal bir yapıya sahiptir. Selülozun temel kaynakları bitkiler (pamuk, pirinç kabuğu, muz kabuğu, şeker kamışı vb.) ve bakterilerdir (Mohamad ve diğ. 2017, McCarthy ve diğ. 2019). Sitotoksik olmayan, biyouyumlu, biyobozunur, yüksek emilim ve şişme kapasitesine sahiptir. Selüloz bazlı ürünler, hemostatlar, yara örtüleri, doku mühendisliği ve ilaç salımı gibi potansiyel biyomedikal uygulamaları için gazlı bezler, süngerler, hidrojeller, filmler ve tozlar gibi farklı formlarda bulunmaktadır (Gustaite ve diğ. 2015, Wang ve diğ. 2019b). En yaygın olarak bulunan ve kullanılan hemostatik ajanlardan bazıları, ABD'de Surgicel© ve Nu-Knit© (Ethicon, Inc., Cincinnati, OH) gibi markalarla ticari olarak temin edilebilen oksitlenmiş rejenere selülozdan üretilmektedir.

Aljinat, tipik olarak kahverengi deniz yosununun hücre duvarından elde edilen doğal olarak oluşan anyonik bir polisakkarittir. Esas olarak (1-4) bağlı β -D-mannuronik asit (M) ve α -L-gluronik asitten (G) oluşmaktadır. Aljinat mükemmel bir su adsorpsiyon kapasitesine sahiptir, suyun ağırlığının 200-300 katını emer ve viskoz bir jel oluşturur. Aljinatın bu özelliği yara yatağında nem yönetimini sağlar, pansuman süresini uzatır ve yaradaki nekrotik dokunun otolizini sağlar. Ca^{+2} gibi katyonlar tarafından hafif jelleşme oluşturur, iyi kalınlaşma davranışı ve stabilize edici özellikler gösterir. Aljinat ve türevleri, canlı dokuların hücre dışı matrislerine yapısal bir benzerliğe sahiptir. İlaçlar ve proteinler gibi biyoaktif ajanlarıyla birlikte yara iyileşmesi ve hemostazda kapsamlı uygulama için gerekli olan canlı hücreleri iletmek için uygulanabilmektedir (Lee ve Mooney 2012, Pereira ve diğ. 2013, Venkatesan ve diğ. 2015).

Ankaferd Blood Stopper® (ABS), minör ve majör kanamaların durdurulmasında kullanılan geleneksel bir tıbbi bitki özütüdür. ABS şu anda Türkiye ve Bosna-Hersek'te lisanslı hemostatik ajan olarak kullanılmaktadır. ABS, tampon, sprey ve ampul gibi çeşitli şekillerde bulunmaktadır. 100 mL ABS, 5 mg *Thymus vulgaris* (kurutulmuş ot özütü), 9 mg *Glycyrrhiza glabra* (kuru yaprak özütü), 8 mg

Vitis vinifera (kuru yaprak özütü), 7 mg *Alpinia officinarum* (kuru yaprak özütü) ve 6 mg *Urtica dioica* (kurutulmuş kök ekstresi) dahil olmak üzere standart bir bitki karışımını içermektedir. ABS'nin temel etki mekanizması, çok hızlı eritrosit agregasyonu için odak bağlantı noktaları sağlayan kapsüllenmiş bir protein ağının oluşumudur. Bu hemostatik ABS ağı olarak bilinmektedir (Goker ve diğ. 2008). Aynı zamanda ABS antibakteriyel, antiseptik ve antimikrobiyal etkilere sahiptir. *In vitro* çalışmalar, ABS'nin hem Gram pozitif hem de Gram negatif bakterilere (Akkoç ve diğ. 2009), gıda kaynaklı patojenlere (Koluman ve diğ. 2017), dirençli hastane patojenlerine (Saribas ve diğ. 2010) ve dirençli Tüberküloz suşlarına karşı etkili olduğunu göstermiştir. Ankaferd'in antimikrobiyal etkileri, kimyasal bileşenlerine bağlanabilmektedir.

2.3.2 Sentetik Kanama Durdurucular

Sentetik polimerler, doğal polimerlerle ilişkili dezavantajlardan önyeyebildikleri için yara iyileşmesinde hemostatik ajanlar olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır.

Poliüretanlar (PU), segmental polimer yapısına sahip olduğundan gösterdikleri mekanik özellikleri, biyomedikal alanda sıklıkla kullanılan polimerlerdendir (Aksoy 2008). PU, biyomedikal alanında hemostatik malzemeler, vasküler doku grefti yapıştırıcıları, kemik sabitleme malzemeleri ve iskeleler olarak kullanılmaktadır (Aghajani ve Hosseini 2017, Zumbardo-Bacelis ve diğ. 2021). Sentetik poliüretanlar, hemoliz yokluğunda işlevsel kalma özelliği nedeniyle köpük, film ve hidrokolloid formunda uzun süredir hemostatik bir malzeme olarak kullanılmaktadır. Poliüretan köpük bazlı hemostatik malzemeler ticari olarak bulunmaktadır ve tıp endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Burnett ve diğ. (2014), poliüretan bazlı bir hemostatın (Nanosan®-Sorb) hemostatik etkinliğini incelemek için domuz femoral arter yaralanması modelinde bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bunu ticari kitosan sargılar (ikinci nesil HemCon®) ve pamuklu gazlı bez ile karşılaştırmıştır. Nanosan®-Sorb hemostatın her iki kitosan sargı bezine kıyasla artan sağ kalım oranı, artan ortalama arter basıncı ve azalan şok indeksi ile üstün olduğu kanıtlanmıştır. Literatürde poliüretanın hemostatik etki mekanizması hakkında net bir bilgi bulunmamaktadır.

Poliüretanların hemostatik etkisinin pıhtılaşma destekleyici veya farklı polimerlerin eklenmesi yoluyla elde edildiği bildirilmiştir.

Poli (akrilik asit) (PAA), biyoadhezif özelliği gösteren ve ilaç dağıtım taşıyıcıları ve hemostatik ajanları gibi çeşitli yeni tıbbi ürünlerde uygulanan suda çözünür sentetik bir polimerdir (Ito ve diğ. 2022). Yapılan bir çalışmayla, 1980'lerin başında, % 2,5'e kadar demir (III) (Fe (III)) tuzu içeren bir PAA olan Feracryl® geliştirilmiştir (Annenkova ve diğ. 1980). Geliştirilen malzeme, Feracryl®/plazma proteinleri eklentilerinden oluşan "artifisyel" pıhtıların oluşumuna bağlı olarak iyi hemostatik özellikler göstermiştir (Annenkova ve diğ. 1980). Hemostatik aktivite ve polimer çözünürlüğünün demir içeriğine bağlı olduğu tespit edilmiştir (Annenkova ve diğ. 1984). *In vivo* deneyler, Feracryl®'in lokal olarak uygulandığında toksik olmadığını ve ayrıca harici olarak ve ameliyat sırasında iç organlarda kullanıldığında herhangi bir komplikasyona neden olmadığını göstermiştir (Annenkova ve diğ. 1997).

2.3.3 Kanama Durdurucuların Uygulama Metotları

Hemostatik ajanların uygulama metotları topikal ve sistematik uygulama olarak ikiye ayrılmaktadır. Lokal hemostatik ajanlar kanama bölgesine yüzeysel olarak uygulanırken sistematik hemostatlar damar yoluyla uygulanmaktadır.

Topikal hemostatik ajanlar, granül toz ve gömülü/emdirilmiş sargılar şeklinde bulunmaktadır (Sitzler 2017). Bu ajanlar hemostaz oluşturmak için iki mekanizma kullanmaktadır. Birinci mekanizmada, hemostatik ajan, daha fazla kan kaybını önlemek için hasarlı dokulara fiziksel olarak yapışarak, yaralı damarları mühürleyerek hemostaz oluşturarak yarada bulunan kan pıhtılaşması hızlandırılmaktadır. İkinci mekanizmada, hemostaz oluşumu birbirine bağlı iki reaksiyonla sağlanır: yaradaki kandan suyun hızla emilmesi ve bunun sonucunda tüm pıhtılaşma unsurlarının yaralı dokular üzerinde yoğunlaşması ve pıhtı oluşumunu desteklemek için içsel pıhtılaşma yolunu ve trombositleri aktive eden kimyasal reaksiyonlar. Topikal hemostatik ajanların aktivitesi, hastaların sağlam pıhtılaşma fonksiyonuna bağlıdır. Pansumanlara gömülenler de dahil olmak üzere hemostatik ajanların çoğunun ikinci mekanizma yoluyla hemostazı oluşturmaktadır (Payne ve diğ. 2014).

Sistematik hemostatik ajanlar, fibrin üretimini uyaran primer hemostazı iyileştirerek veya fibrinolizi inhibe ederek kan kaybını önler veya azaltır. Bu ilaçlar öncelikle büyük cerrahi travma gibi büyük kan kaybının yönetilmesi gereken durumlarda veya altta yatan spesifik hemostatik defektleri olan hastalarda intravenöz olarak kullanılır (Fraser 2008).

2.4 Tekstillerde Antimikrobiyal Uygulamaları

Antimikrobiyal tekstiller, mikroorganizmaları öldürebilen veya büyümelerini engelleyebilen işlevsel olarak aktif tekstillerdir (Gulati ve diğ. 2021). Tekstil ürünleri üzerine doğal antimikrobiyal maddelerin kaplanması, Mısırlıların mumya sargısı imal etmek için bezler üzerine baharat ve bitkisel kaplamalar kullandığı eski zamanlardan beri kullanılmaktadır. Geleneksel olarak, barınma için 'Bamboo-kun' adı verilen antimikrobiyal bir bileşik içeren bambu lifleri eski Çinliler tarafından kullanılmıştır. Bambu lifleri üzerine yapılan araştırmalar, bambunun doğal antibakteriyel ve antifungal özelliklerine 2-6-dimetoksi-p-benzokinon ve dendrosinin aracılık ettiğini ortaya koymuştur (Lipp-Symonowicz ve diğ. 2011).

Kumaşı mikrobiyal kolonizasyondan korumak ve dayanıklılığını arttırmak için askeri kumaşlar antimon tuzları, bakır ve klorlu mum karışımı ile işlem görmüştür, bu da kumaşları sertleştirmiştir aynı zamanda onlara belirgin bir koku da vermiştir. Antimikrobiyal tekstiller, mikroorganizmalara karşı özgüllüklerine göre antibakteriyel, antifungal ve/veya antiviral olarak sınıflandırılabilir. Bazı kimyasallar geniş bir mikroorganizma yelpazesini hedef almak için kullanılabilir ve genellikle antimikrobiyal olarak sınıflandırılır (Iyigundogdu ve diğ. 2017).

Biyolojik savaş, bakteri, virüs ve mantar gibi, hastalığa neden olan biyolojik harp maddelerinin veya bunların toksinlerinin, insanları, hayvanları veya bitkileri öldürmek ya da etkisiz hale getirmek için bir savaş eylemi olarak kasıtlı olarak kullanılmasıdır (Balali-Mood ve diğ. 2014, Özbey ve Koluman 2022). Antimikrobiyal tekstiller, askeri personelin biyolojik harp maddeleri bulaşısıyla mücadelede iyi seçenektir. Antimikrobiyal tekstiller, antimikrobiyal malzemelerin kapsüllenerek liflere entegre edilmesi ya da kumaşa kapsüllerin emdirilmesi yoluyla hazırlanabilmektedir (Ramachandran ve diğ. 2004). Bu antimikrobiyal maddeler metal

nanopartiküller veya gümüş (Ag) (Ribeiro ve diğ. 2022), bakır (Cu) (McQueen ve diğ. 2022), poliheksametilen biguanid (PHMB) (Niro ve diğ. 2022) gibi metal tuzlarıdır. Ag, kokuyu tamamen engellediği ve ayakta gelişmeye oldukça eğilimli olan *Escherichia coli*'yi durdurduğu için askeri çorap lifleri üretimi için uygundur. Ag'ın güçlü antimikrobiyal etkisi, esasen antimikrobiyal kumaşta kullanılma potansiyelini artırmaktadır (Spitz ve diğ. 2016). PHMB, bakteri ve mantarlara karşı aktif olan bir başka geniş spektrumlu biyosit ve çok yönlülüğü nedeniyle PHMB, yara sargılarında ve enfeksiyon kontrolü için yaygın olarak kullanılmaktadır (Worsley ve diğ. 2019). Kumaşı yapısında antimikrobiyal hale getirmek için potansiyel olarak pamuk, yün ve pamuk/yün kombinasyonları üzerinde bir apre olarak kullanılabilir (Niro ve diğ. 2022).

Antimikrobiyal tekstiller sınıflandırması, uygulanan işleme ve kullanılan antimikrobiyal maddelere bağlıdır. Antimikrobiyal tekstiller kontrollü salım mekanizmasını kullanan veya kullanmayan, biyosit veya biyostatik olabilmektedir (Gulati ve diğ. 2021). Biyositler mikroorganizmaları öldürürken, biyostatikler büyümelerini engellemektedir. Biyositler ve biyostatikler, bakterileri, mantarları veya virüsleri hedefleme temelinde daha da kategorize edilebilmektedir (Ristić ve diğ. 2011).

2.4.1 Makro Yapılı Antimikrobiyaller

Geleneksel olarak doğal boyalar ve pigmentler kumaş boyamada kullanılır ve bu boyalar bazıları sadece renk vermekle kalmaz, aynı zamanda antimikrobiyal bir ajan olarak da işlev görebilir. Kurkumin (1,7-bis (4- hidroksi-3-metoksi)-1,6-heptadien 3,5-dion), zerdeçalın aktif bir bileşeni olup yaygın olarak toksik olmayan doğal boya olarak kullanılmaktadır (Mirjalili ve Karimi 2013). Yün ve pamuk gibi kumaşlar kurkumin ile iyi bir şekilde boyanmış ve antimikrobiyal aktiviteleri açısından incelenmiştir. Yün ve pamuk üzerine kurkumin kullanılarak yapılan tampon boyamanın hem renk hem de antimikrobiyal özellik kazandırdığı gösterilmiştir (Gulati ve diğ. 2021). Bu işlemin ayrıca, işlem görmemiş olana kıyasla yaygın aklama uygulamalarına karşı oldukça dirençli olduğu bulunmuştur (Reddy ve diğ. 2013, Wang ve diğ. 2022).

Pamuk ve diğer doğal lifler, doğal bileşiklerle işlendiğinde mükemmel antimikrobiyal özellik göstermektedir. İpeğin doğal antimikrobiyal özelliğe sahip olduğu düşünülmektedir; ancak geniş bir bakteri yelpazesine etki göstermeyebilmektedir. Öte yandan, kurkumin gibi doğal boyalarla veya *Terminalia catappa*, *Morinda citrifolia*, *Tectona grandis*, *Artocarpus heterophyllus* vb. maddelerden elde edilen boyalarla muamele, mikroorganizmalara karşı önemli düzeyde antimikrobiyal aktiviteyi başarıyla sağlamaktadır (Prusty ve diğ. 2010). Bitkilerin yanı sıra pamuk, glase pamuk, ipek ve suni ipek boyamak için mikrobiyal pigmentler de geliştirilmiştir. *Rhodonellum psychrophilum*'dan izole edilen kırmızı pigment 2-metil-3-bütül-prodigin, prodigiosin, 2-metil-3heksilprodigin, 3, 4 Didehidrorhodopsin, anhidrorhodovibrin, alloxanthin ve tetradecanoyl- hexadecanoyl bileşiklerinin bir karışımını içermektedir. Bu pigment *E. coli* ve *Staphylococcus aureus*'a karşı antibakteriyel ve *Candida albicans* ve *Saccharomyces cerevisiae*'ye karşı antiyeast aktivite göstermiştir (Bisht ve diğ. 2020).

2.4.2 Nano ve Mikro Yapılı Antimikrobiyaller

Metal ve metal oksit nanopartiküllerin antimikrobiyal aktivitesi, *E. coli* ve *S. aureus* gibi patojenik bakterileri ile kapsamlı bir şekilde çalışılmıştır (Narayanan ve diğ. 2012, Ul-Islam ve diğ. 2014). Bu metal ve metal oksit nanopartiküllerin bakteri suşları ile spesifik etkileşimi olduğundan, mikrobiyal hücreler çinko oksit (ZnO), Ag ve Cu gibi inorganik nanopartiküllere karşı savunmasızlık göstermiştir. Özellikle Ag, yüksek antimikrobiyal etkinliği, geniş spektrumu ve hipotoksitesi nedeniyle koruyucu kıyafetler çalışmalarda ilgi çekmiştir.

Shalaby ve diğ. (2015), çalışmasında AgNP, temas halindeki mikroorganizmalara karşı antibakteriyel aktivite göstermiştir. Poliakrilonitril'e (PAN) Ag eklenmesiyle *E. coli*'ye karşı antibakteriyel aktivitede benzer gelişmeler gözlenmiştir.

Siyanbola ve diğ. (2016), poli-laktik-asetat (PLA) elektrospun nanoliflerine Ag eklenmesinin *Staphylococcus epidermidis* ve *E. coli*'ye karşı antibakteriyel aktiviteyi önemli ölçüde iyileştirdiğini, PLA nanoliflerinin ise herhangi bir antibakteriyel aktivite göstermediğini gözlemiştir.

Segala ve diğ. (2015)'in çalışmasında selüloz asetatın elektrolif çekilmiş membranları, *E. coli* için büyüme inhibisyonu göstermiştir. Kitosan/polietilen oksit membranları *Propionibacterium* spp. aknelere karşı dirençlik göstermiştir. Antibakteriyel aktivite, her iki membranda da Ag nanopartikülleri eklenmesiyle artmıştır.

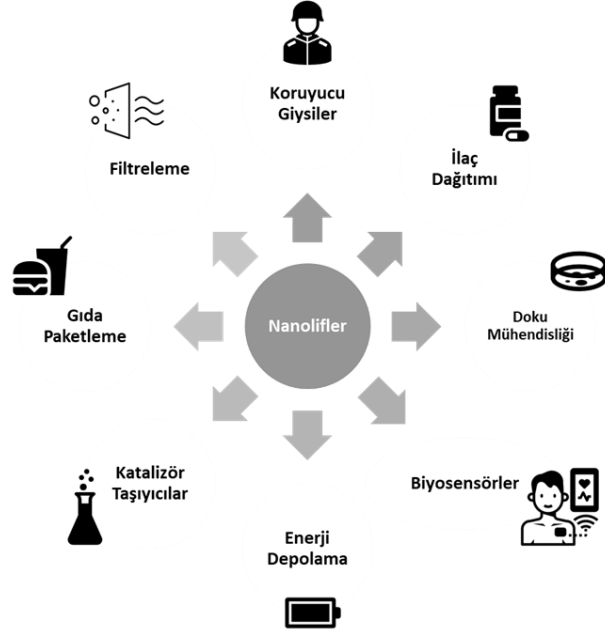
Gümüş ve bakırın yanı sıra titanyum (Ti), kalay (Sn), çinko (Zn) ve altın (Au) gibi diğer metaller ve metal oksit nanoparçacıkları da farklı tekstillere uygulanmıştır (Ul-Islam ve diğ. 2014).

Pan ve diğ. (2016) tarafından yapılan bir çalışmada polivinil asetat/çinko sitrat nanolif matlar üretilmiştir. *S. aureus* ve *E. coli* 'ye karşı antibakteriyel aktivite için test edilmiştir. Sonuçlara göre, % 3 ağırlıkla çinko sitrat, optimal antibakteriyel etkinlik göstermiştir.

Senić ve diğ. (2011), TiO₂ nanopartikülleri kullanarak kendi kendini temizleyen akıllı tekstil elde etmiştir.

2.5 Nanolifler

Nanolifler genel olarak dış çapı 1.000 nm'nin altında ve en-boy oranı 50'nin üzerinde olan silindirik yapılar olarak tanımlanmaktadır (Wilson 2010). Nanolifler, nano yapısal özellikleri nedeniyle giderek önem kazanan araştırma konuları olmuşlardır. Nanolifler, çok yüksek spesifik yüzey alanı, nanogözeneklilik, nanogözenek boyutlarının kontrol imkânı ve düşük özgül ağırlık özellikleri sayesinde pek çok uygulama alanında kullanılmaktadır (Leena ve diğ. 2019). Bu özellikler sayesinde doku mühendisliği (Han ve diğ. 2019, Owida ve diğ. 2022), kontrollü ilaç salınımı (Zelkó ve diğ. 2020), medikal protezler (Palumbo ve diğ. 2019), kanamayı durduran ürünler (Lu ve diğ. 2022) gibi biyomedikal uygulamaların yanı sıra, filtrasyon (Akduman ve Akçakoca Kumbasar 2018, Akduman 2021), kompozit (Salimbeygi ve diğ. 2013, Zhuang ve diğ. 2019), elektrik ve optik, koruyucu kıyafet, kozmetik ve tarım uygulamalarında kullanılmaktadır (Gorji ve diğ. 2017). Şekil 2.4'te nanoliflerin bazı kullanım alanları gösterilmektedir.



Şekil 2.4: Nanoliflerin bazı kullanım alanları

2.6 Nanoliflerin Üretim Yöntemleri

Nanoliflerin üretim yöntemleri maddeler halinde açıklanmıştır

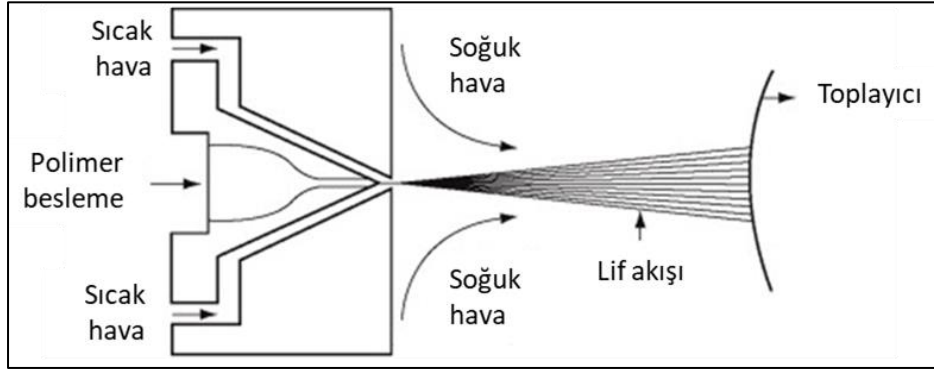
2.6.1 Fibrilasyon Yöntemi

Fibrilasyon, selülozik liflerin çok ince lifler haline dönüştürülebilen bir yöntemdir. Fibrillenmiş selülozik liflerden ince, hidrofilik, mikro gözenekli yüzeyler elde edilmektedir. Bu lifler, özellikle mikrobiyolojik alanda uygulamalara olanak sağlayan filtrelerin üretimi için uygundur. Fibrilasyon yöntemi kullanılarak selülozik lif, nanolif ağlar olarak 1 mikrondan daha küçük çaplı lifler elde edilmektedir. (Hagewood 2004).

2.6.2 Meltblown Yöntemi

Meltblown, mikrometre ve daha küçük ölçekli malzemelerin üretimi için basit, çok yönlü ve tek adımlı bir süreçtir. Meltblown yöntemi ilk olarak 1950'lerde Amerika Birleşik Devletleri Deniz Araştırma Laboratuvarı'nda geliştirilmiştir (McCulloch

1999). Meltblown yönteminde, erimiş polimer bir düzeden ekstrüde edilmektedir. Bu sistemde düze enine uzunlukta yaklaşık olarak 1,5- 3,0 m arasında bir eni sahiptir. Lifler, düzeden çıkan polimerin hava sürüklenmesiyle uzaması sonucunda oluşup bir ağ şeklinde uygun bir toplayıcının yüzeyinde toplanmaktadır. Ortalama lif çapı esas olarak üretim hızına, erimiş polimer viskozitesine, erimiş polimer sıcaklığına, hava sıcaklığına ve hava hızına bağlıdır. (Nayak ve diğ. 2012). Şekil 2.5'te meltblown yöntemi ile nanolif üretim şeması verilmiştir (Hutten 2007).



Şekil 2.5: Meltblown tekniği şeması (Hutten 2007)

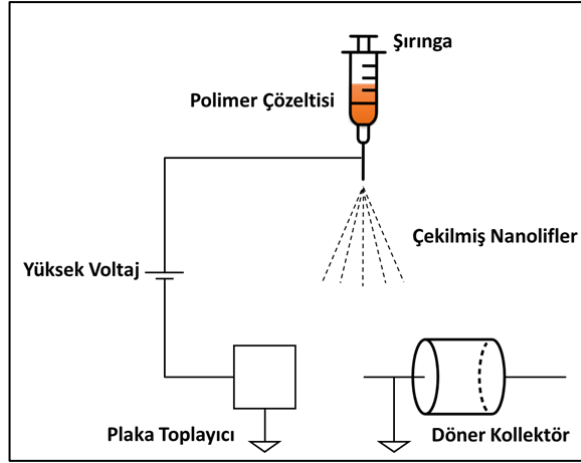
2.6.3 Spunbond Yöntemi

Spunbond yöntemi, dokusuz yüzey endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Spunbond yöntemi sadece kumaş tabakasını oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda aynı üretim hattında yapıştırma işlemi de uygulamaktadır. Elde edilen lifler 15-35 μm aralığında kesit çaplarına sahiptir (Midha ve Dakuri 2017). Spunbond yöntemi birkaç aşamadan oluşmaktadır: lif salma, su verme, çekme, yapıştırma ve sarma. Hammaddeler, polipropilen (PP), poliamidler ve polyester gibi yüksek

2.6.5 Elektrolif Çekim Yöntemi

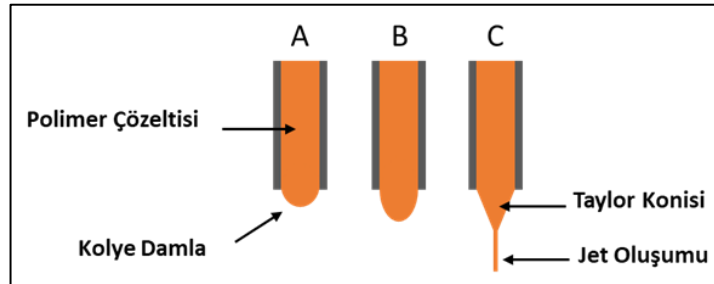
Elektrolif çekim (elektrospinning) kavramı, William Gilbert'in 1600 yılında bir elektrik alanının varlığında koni şeklinde bir su damlacığının oluşumunu gözlemlediği daha önceki bir çalışmayı gerçekleştirmesiyle ortaya çıkmıştır (Gilbert 1958). Abbe Nollet, 1747'de bilinen ilk elektrospreyleme deneyini gerçekleştirmiştir ve suyun yere yakın yerleştirilmiş elektrostatik yüklü bir kaptan geçerken aerosol olarak püskürtülebileceğini göstermiştir (Nollet 1748). Elektrolif çekim yöntemi, elektrospreyleme tekniğinin bir çeşidi olarak düşünülebilir, (Bailey 1988) her ikisi de sıvı jetlerini püskürtmek için yüksek voltaj kullanımına dayanır. Elektrolif çekim yöntemi ve elektrospreyleme arasındaki ana fark, jetin davranışını etkileyen ilgili sıvının viskozitesi ve viskoelastisitesidir.

Elektrolif çekim yönteminin geçmişi 1930'lara kadar uzansa da enstrümantasyon ve çalışma parametreleri açısından kayda değer ilerlemeler ve büyüme ancak 1990'larda rapor edilmiştir. Elektrolif çekim yönteminin potansiyelini araştıran yüzlerce rapor 2000 yılından sonra yayınlanmıştır (Braghirolli ve diğ. 2014). Şu anda bile nanoliflerin çeşitli alanlardaki geniş uygulamaları nedeniyle hızla büyümektedir (Lala ve diğ. 2007, Akhavan 2016). 2010'dan sonraki araştırma makalelerinin önemli bir kısmında, fonksiyonelleştirilmiş polimerler, nanopartikül içeren lifler ve metal oksit kompozit nanolifler kullanılarak çekilmiş nanoliflerin birçok alandaki uygulamaları ele alınmıştır. Elektrolif çekim yöntemi, kolaylığı, yüksek verimliliği, düşük maliyeti ve yüksek tekrarlanabilirliği nedeniyle nanometre ölçeğinde lifli yapı malzemelerin güçlü bir üretim tekniği olarak tanımlanmıştır. (Xue ve diğ. 2019). Daha önce yayınlanan çalışmalar doğrultusunda, nanoliflerin pratik uygulamalarına yönelik araştırmalar öncelikle filtrasyon, fonksiyonel tekstil, biyomedikal ve elektronik cihazlara odaklanmıştır (De Vrieze ve De Clerck 2009, Khan 2012, Luzio ve Canesi 2014). Elektrolif çekim yöntemi, nano boyutundaki liflerin bir polimer çözeltisinden elde edildiği belirli bir elektrohidrodinamik fenomen tarafından kontrol edilen yüksek voltaj kullanılan bir üretim sürecidir. Şekil 2.7, elektrolif çekim yönteminin şemasını göstermektedir. Elektrolif çekim yöntemi düzeneği, yüksek voltajlı bir güç kaynağı, bir şırınga pompası, bir düze (genellikle ucu küt olan bir hipodermik iğne) ve topraklanmış bir kolektörden oluşmaktadır.



Şekil 2.7: Bir elektrolif çekim yönteminin kurulumunun şematik gösterimi

Lif çekme işlemi, iğne ucu ile toplayıcı arasında bir elektrik alanı oluşturmak için belirli bir voltaj uygulandığında başlamaktadır. Pompa, çözeltinin sabit bir hızda akmasını sağlarken, sıvının yüzeyinde yükler oluşmaktadır. Kısa süre sonra elektrostatik itme yüzey gerilimini aşarak Taylor konisi olarak bilinen konik şekilli bir yapıya deforme olmasına neden olmaktadır (Web Anonim 3 2022). Şekil 2.8, koni oluşumunun açıklayıcı bir şemasını göstermektedir.



Şekil 2.8: Koni oluşma şeması. Elektrik alanı, polimer çözeltisinde yüzey yüklerini indüklemesi. (B) Sarkıt damlasının uzatılması. (C) Yük-yük itmesi, kolye damlanın Taylor konisinin şekline dönüşmesine neden olmaktadır. Koniden ince bir jet çıkması.

Boncuklu (bitli), düzgün, gözenekli, yönlendirilmiş, örümcek ağı, ağaç benzeri lifler gibi çeşitli nanolif morfolojileri elektrolif çekim yöntem ile üretilebilmektedir. Lif morfolojisini etkileyen parametreler normalde üç kategoride sınıflandırılır; polimer çözeltilerinin özellikleri, işleme koşulları ve çevresel parametreler (Zhang 2020). Elektrolif çekim yöntemi etkileyen parametreler Tablo 2.1'de verilmiştir.

Tablo 2.1: Elektrolif çekim yöntemi etkileyen parametreler

Çözelti Parametreleri	İşlem Parametreleri	Çevresel Parametreleri
Konsantrasyon	Uygulanan voltaj	Sıcaklık
Viskozite	Akış hızı	Nem
Moleküler ağırlığı	İğne ucu ile toplayıcı arasındaki mesafe	Atmosfer
Yüzey gerilimi	Kolektör tipi	
Çözücü seçimi		

Elektrolif çekim yöntemine uygun bir çözelti hazırlamak için iki genel gereklilik vardır: (i) yeterli yüksek moleküler ağırlığa sahip bir polimer ve (ii) polimeri çözmek için uygun bir çözücünün varlığı. Bir polimerin moleküler ağırlığı, çözeltinin reolojik ve elektriksel özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Moleküler ağırlığın düşürülmesi, azalan zincir dolaşıklılığı nedeniyle lifler yerine boncuklar oluşmasına neden olmaktadır. Çözücünün çözücülüğü homojen bir polimer çözeltisinin oluşumunu etkiler, ancak yüksek çözücülüğe sahip bir çözücü her zaman elektrolif çekimi için uygun bir çözelti oluşturamaz (Luo ve diğ. 2010, Luo ve diğ. 2012).

Çözücünün uçuculuğu veya buhar basıncı, buharlaşma hızını ve dolayısıyla jetin katılma hızını belirler. Çok yüksek bir uçuculuk, jet, düzeden çıktıktan hemen sonra katılaşabileceğinden, lif çekimi için uygun değildir. Uçuculuk çok düşükse, lifler kollektörde biriktirildiğinde hala ıslak olur. Çözücünün dielektrik sabiti, jet üzerinde bulunan yüzey yükleri arasındaki elektrostatik itmenin büyüklüğünü kontrol eder. Dielektrik sabitinin artmasıyla, kararlı bir jet elde etmek için gereken uygulanan voltaj artmaktadır (Luo ve diğ. 2012). Alkoller, diklorometan, kloroform, dimetilformamid (DMF), tetrahidrofuran (THF), aseton, dimetil sülfoksit (DMSO), hekzafloroizopropanol (HFIP) ve trifloroetanol elektrolif çekimi için en çok kullanılan çözücüler arasındadır. Bazen, elektrolif çekimi için en uygun formülasyonu elde etmek için farklı çözücülerin bir karışımını kullanmak gerekli olabilir (Xue ve diğ. 2019).

Polimerin moleküler ağırlığına ve çözücü tipine ek olarak, bir polimer çözeltisinin çekilebilirliği, polimerin konsantrasyonuna ve elektriksel iletkenliğine bağlıdır. Lif elde etmek amacıyla, elektrospreyleme yönteminden elektrolif çekim yöntemine geçiş yapabilmek için kritik olan zincir dolaşıklılığını elde etmek için minimum polimer konsantrasyonu gerekmektedir (Husain ve diğ. 2016). Düşük konsantrasyonlarda, polimer zincirleri arasındaki etkileşimler çok zayıftır, bu da jetin

damlacıklara ayrılmasına ve sürekli lifler yerine ince parçacıklar veya polimer boncuklar üretmesine neden olmaktadır. Konsantrasyon arttıkça, jet artık parçalanmaz ve boncukların şekli küreselden iğ benzeri bir şekle dönüşür ve sonunda artan zincir dolaşıklılığı ve viskozite nedeniyle düzgün liflerin oluşması sağlanır. Ancak konsantrasyon çok yüksekse visko-elastik kuvvetin üstesinden gelmek son derece zor olacak ve jet oluşmayacaktır. Konsantrasyonun azaltılması, uygun bir aralıkta daha ince liflerin oluşumunu teşvik etmektedir (Tan ve diğ. 2005).

Polimer konsantrasyonu çözeltinin viskozitesini ve yüzey gerilimini etkilemektedir ve her iki parametre de ortaya çıkan liflerin morfolojisini ve boyutunu etkilemektedir. Genel olarak, viskoziteyi ve yüzey gerilimini düşürmek daha ince liflerin oluşumunu teşvik eder, ancak bu, polimer konsantrasyonunu düşürmek yerine bir yüzey aktif madde ekleyerek de gerçekleştirilebilir (Talwar ve diğ. 2010, Hu ve diğ. 2011). Viskozite çok düşük olduğunda, elyaf üretilmez. Viskozite çok yüksekse, çözeltiyi düzeden çıkarmak zorlaşır (Deitzel ve diğ. 2001).

Tamamen yalıtkan olan bir çözeltiyi çekmek zordur çünkü yükleri iç kısımdan yüzeyine iletmez (Angamma ve diğ. 2011, Haider ve diğ. 2018). Elektrik iletkenliğinin uygun bir aralıkta artırılması, jetin geniş çaplı bükülmesinin bir sonucu olarak daha ince liflerin oluşumunu desteklemektedir. Tuzlar veya mineral asitler gibi iyonik bileşiklerin eklenmesi, bir polimer çözeltisinin iletkenliğini artırmak için etkili bir stratejidir (Barakat ve diğ. 2009).

Uygulanan voltaj, sıvının akış hızı ve düzenin ucu ile toplayıcı arasındaki mesafe gibi işleme parametreleri, çekilmiş liflerin oluşumunu ve çap kontrolünü büyük ölçüde etkilemektedir. Elektrik alanını oluşturmak için genellikle düzeye statik bir DC yüksek voltaj uygulanmaktadır. Voltajın polaritesi pozitif veya negatif olabilir, bu da sıvı içindeki yüklü moleküllerin dağılımını ve sonuç olarak jet yüzeyinde biriken yüklerin türünü etkilemektedir (Ura ve diğ. 2020). Uygulanan voltaj, jet tarafından taşınan yüklerin sayısını, yükler arasındaki elektrostatik itmenin büyüklüğünü ve jet ile dış elektrik alanı arasındaki etkileşimlerin gücünü doğrudan belirler (Hu ve diğ. 2011). Daha yüksek bir voltaj genellikle daha ince liflerin oluşmasına neden olmaktadır, ancak aynı zamanda daha fazla sıvının fırlamasına neden olarak daha büyük çaplı liflerle de sonuçlanabilir (Demir ve diğ. 2002).

Jetin tam olarak uzamasını ve katılaşmasını dolayısıyla katı liflerin oluşmasını sağlamak için nispeten iğne ucu ve kolektör arasında uygun bir mesafe gereklidir. Genel olarak, mesafe arttıkça daha ince lifler oluşmaktadır. İğne ucu ile toplayıcı arasındaki mesafe belirli bir değeri aştığında ise, jet katılaşması nedeniyle lif oluşumu sağlanamayabilir (Xue ve diğ. 2019).

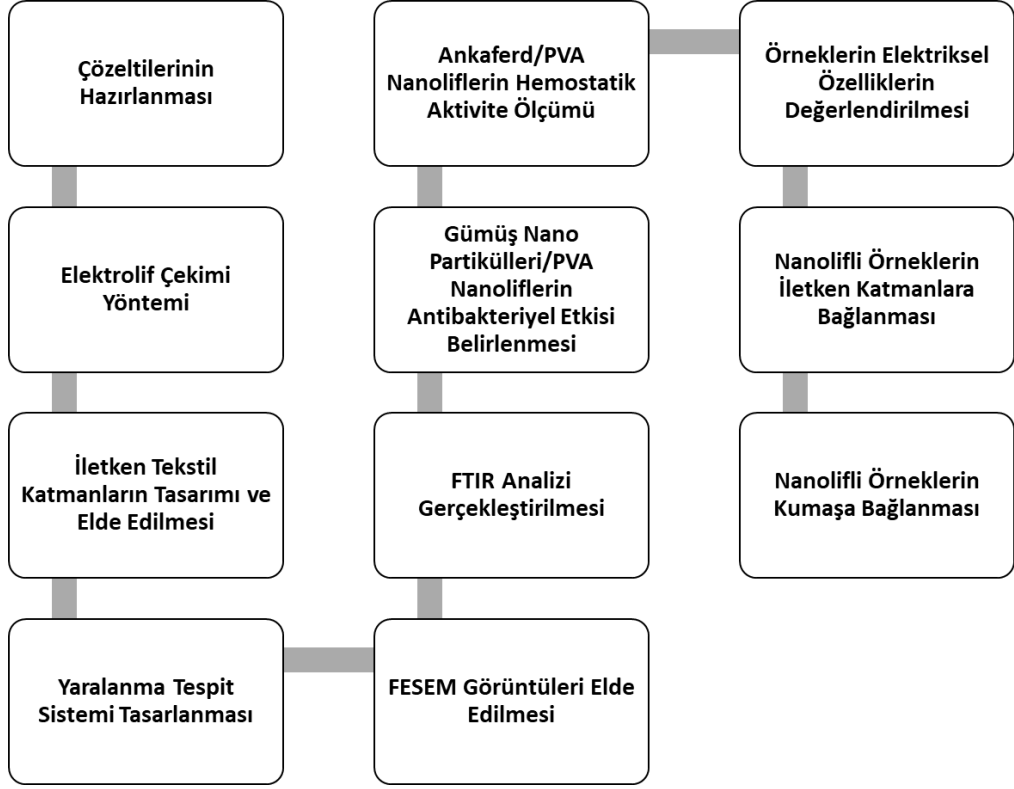
Genel olarak, liflerin morfolojisi ve çapı tüm üretim parametrelerinin etkileşimi tarafından kontrol edilmektedir. Jetin tam olarak uzamasını ve katılaşmasını sağlamak için, lif oluşturmak için kritik voltajın yanı sıra iğnenin ucu ile toplayıcı arasındaki mesafe, akış hızı arttıkça artırılmalıdır. Sonuç olarak, bir elektrolif çekim sürecini kontrol etmek için tüm üretim parametrelerinin optimize edilmesi gerekmektedir (Xue ve diğ. 2019).

Nem ve sıcaklık da çözelti çekimi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Nem, çözücünün buharlaşma hızını ve dolayısıyla jetin katılaşma hızını etkilemektedir. Daha düşük bir nem, daha kuru bir yüzeye sahip daha ince liflerin oluşumunu desteklemektedir (Wang ve diğ. 2011). Bununla birlikte, nem çok düşükse, çözücü hızla buharlaşarak jetin uzamasını engellemektedir. Öte yandan, nem yeterince yüksek bir seviyeye ulaştığında, havadaki su buharı jetin içine nüfuz ederek nanoliflerde morfolojik değişikliklere neden olabilmektedir. Ortam sıcaklığı, ultra ince liflerin oluşumu için bir diğer önemli parametredir. Yüksek bir sıcaklıkta, polimer çözeltisinin hem yüzey gerilimi hem de viskozitesi azalmaktadır. Bu nedenle yüksek sıcaklık daha ince liflerin oluşumunu desteklemektedir. Bununla birlikte, çözücünün buharlaşması da daha yüksek bir sıcaklıkta hızlanmaktadır ve jetin uzamasını sınırlamaktadır. Sıcaklığın liflerin çapı üzerinde iki zıt etkisi vardır ve dikkatlice optimize edilmesi gerekmektedir (Yang ve diğ. 2017).

Yukarıda verilen bilgiler ışığında bu çalışmada askeri kıyafetlerde kullanılacak, operasyon koşullarında meydana gelebilecek yaralanmaları tespit eden, enfeksiyonlar karşı koruma ve kanamaları durdurma özeliği sağlayan bir sistem geliştirilmiştir. Bu amaçla iletken iplikler ile elektrik iletkenliği, nanopartiküller ile antimikrobiyal aktivite ve hemostatik ajan ile kanama durdurma özelliği sağlanması hedeflenmiştir. Bu kapsamda askeri kıyafetlere entegre edilebilen antimikrobiyal ve hemostaz özelliklerine sahip nanolifli katmanlar elektrolif çekim yöntemi kullanılarak üretilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma kapsamında üretilen prototip akış şeması Şekil 3.1’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1: Çalışmanın akış şeması

3.1 Gereçler

Çalışma kapsamında nanolifleri üretiminde kullanılmış Polivinil alkol (PVA) (125.000 MW, % 99 hidrolize), 40 nm partikül boyutlu olan, 0,02 mg/mL stabilizatör olarak sodyum sitrat içeren sulu tamponda bulunan gümüş nanopartikülleri (AgNP), Glutaraldehit (50’lik sulu çözelti) Sigma-Aldrich Co. (St Louis, A.B.D.) firmasından sağlanmıştır. Hemostatik ajan Ankaferd Blood Stopper®, Trend Teknoloji İlaç A.Ş. (İstanbul, Türkiye) firmasından temin edilmiştir. ABS solüsyonu, bitki özlerinin kombinasyonundan oluşan tescilli bir üründür. Çalışmada kullanılan ABS içeriğinde bulunan bitki özlerinin oranları aşağıda Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: ABS bitki özlerinin oranları

Bitki özü	Miktar (g/100 ml)
<i>Urtica dioica</i>	6,0
<i>Vitis vinifera</i>	8,0
<i>Glycyrrhiza glabra</i>	7,0
<i>Alpinia officinarum</i>	7,0
<i>Thymus vulgaris</i>	5,0

Yaralanma tespit sisteminde yer alan iletken tekstil katmanları tasarımında 0,15 mm çapında gümüş kaplı naylon filamentler, 0,15 mm çapında gümüş kaplı pamuk iplik ve 0,15 mm çaplı bakır tel kullanılmıştır. Filamentler ve İplik Suzhou Tek Silver Fiber Technology Co. Ltd (Jiangsu, Çin) firmasından satın alınmıştır. Bakır teli ise Er-Bakır A.Ş (Denizi, Türkiye) firmasından tedarik edilmiştir.

Yaralanmaları tespit eden sistemi tasarımında Atmega328 çipli (Microchip Technology, ABD) arduino kartı, INA219 akım sensörü (Texas instruments, ABD), ADS1115 analog-dijital dönüştürücü (ADC) (Texas instruments, ABD) kullanılmıştır.

3.2 Yöntem

3.2.1 Çözeltilerin Hazırlanması

3.2.1.1 AgNP/PVA Çözeltisi

Elektrolif çekim yöntemi ile liflerin eldesi için biyolojik olarak parçalanabilen ve biyoyumlu PVA polimeri tercih edilmiştir. 0,5 g PVA polimeri tartılarak 5 g'a ultra saf su ile tamamlanarak % 10 (a/a) PVA çözeltileri hazırlanmıştır. Karışımlar, 200 rpm ve 110 °C'de tamamen çözülene kadar karıştırılmıştır. PVA çözeltileri hazırladıktan sonra PVA çözeltilerine toplam polimer çözelti ağırlığının % 0, % 10, % 30 ve % 50 olacak şekilde AgNP çözeltisi eklenerek AgNP/PVA çözeltileri hazırlanmıştır. AgNP içeren çözeltiler manyetik karıştırıcı ile 200 rpm'de 2 saat boyunca karıştırılmıştır (Şekil 3.2). Hazırlanan karışımlar Tablo 3.2 'de özetlenmiştir.



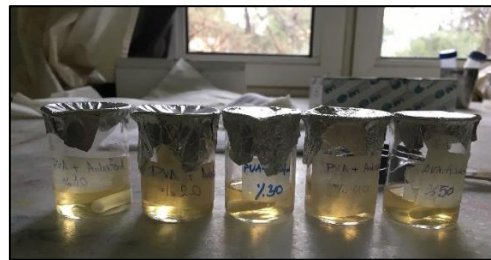
Şekil 3.2: % 50'lik AgNP/PVA çözeltisi (50AgNP/PVA)

Tablo 2.2: AgNP/PVA çözeltilerin oranları

	0AgNP/PVA % 0	10 AgNP/PVA % 10	30AgNP/PVA % 30	50AgNP/PVA % 50
AgNP çözeltisi	0 g	0,5 g	1,5 g	2,5 g
PVA çözeltisi	5 g	4,5 g	3,5 g	2,5 g

3.2.1.2 ABS/PVA Çözeltisi

Aynı şekilde ABS içeren nanoliflerin eldesi için PVA polimeri kullanılmıştır. 0,5 g PVA polimeri tartılarak 5 g'a ultra saf su ile tamamlanarak % 10 (a/a) PVA çözeltileri hazırlanmıştır. Ardında karışımlara 0,01 g NaCl eklenmiştir. Karışımlar, 200 rpm ve 110 °C'de tamamen çözülene kadar karıştırılmıştır. PVA çözeltileri hazırladıktan sonra ABS, PVA çözeltilerine, toplam çözelti ağırlığının % 10'u, % 20'u, % 30'u, % 40'ı ve % 50'si olacak şekilde ilave edilerek ABS/PVA çözeltiler hazırlanmıştır. ABS içeren çözeltiler manyetik karıştırıcı ile 200 rpm'de 15 dakika boyunca karıştırılmıştır. Şekil 3.3'te hazırlanan çözeltiler verilmektedir. Hazırlanan çözeltiler ve çözelti kodlamaları Tablo 3.3 'de özetlenmiştir.



Şekil 3.3: % 10, % 20, % 30, % 40 ve % 50'lik ABS/PVA çözeltileri

Tablo 3.3: ABS/PVA çözeltilerin oranları

	10ABS/PVA % 10	20ABS/PVA % 20	30ABS/PVA % 30	40ABS/PVA % 40	50ABS/PVA % 50
ABS çözeltisi	0,5 g	1 g	1,5 g	2 g	2,5 g
PVA çözeltisi	4,5 g	4 g	3,5 g	3 g	2,5 g

3.2.2 Elektrolif Çekim İşlemi

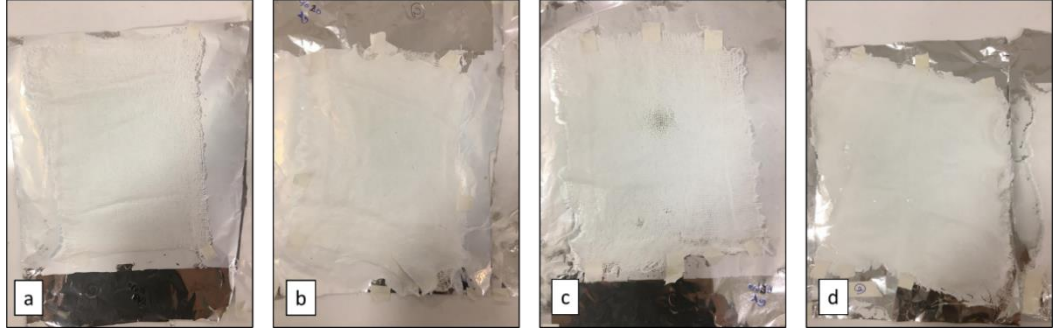
Yapılan çalışmada nanoliflerin üretilmesi için elektrolif çekim yöntemi kullanılmıştır. Yüksek voltaj pozitif güç kaynağı (0,22-20 kV), polimer çözeltilerinin beslendiği düze olarak kullanılan çift enjektörlü şırınga pompasına ve topraklanan döner silindri toplama alanına sahip elektrolif çekim cihazı Nanoliz Teknoloji Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti A.Ş. (Ankara, Türkiye) firmasından satın alınmıştır. Cihazın görseli Şekil 3.4’te verilmektedir.



Şekil 3.4: Nanoliz elektrolif çekim cihazı

3.2.2.1 AgNP/PVA Nanolif Çekimi

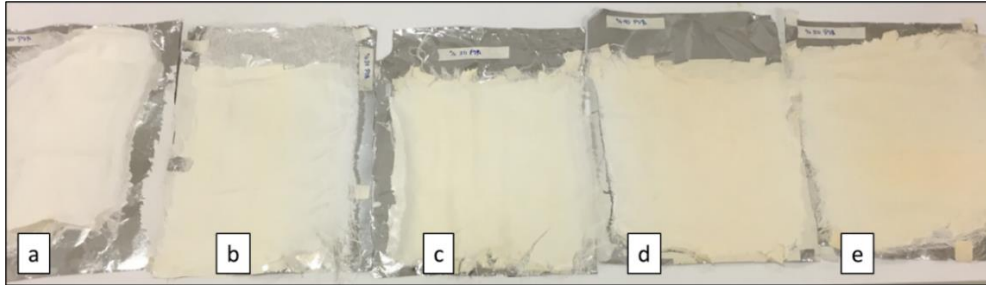
Döner silindir kolektöre alüminyum folyo sarılmış, ardından alüminyum folyo üzerine tek katmanlı steril gazlı bez (B-good, Türkiye) sarılmıştır. Bu sistemde bütün çözeltiler kolektör ve düze arası mesafe 15 cm olacak şekilde, 14 kV güç kullanılarak, 0,5 ml/h besleme hızı çekilmiştir. Çözeltilere uygulanan yüksek voltaj sayesinde üretilen nanolifler, döner silindri kolektöre sarılan gazlı bezli/alüminyum folyo üzerinde toplanmıştır. Şekil 3.5’te elde edilen AgNP/PVA nanolifleri gösterilmektedir.



Şekil 3.5: Elde edilen AgNP/PVA nanolif örnekleri.; a) 0AgNP/PVA, b) 10AgNP/PVA, c) 30AgNP/PVA, d) 50AgNP/PVA.

3.2.2.2 ABS/PVA Nanolif Çekimi

ABS/PVA nanoliflerinin elde edilmesi için çözeltiler kolektör ve düze arasındaki mesafe 15 cm olacak şekilde, 14 kV güç uygulanarak, 0,8 ml/h besleme hızı ile çekilmiştir. Üretilen nanolifler, döner silindirik kolektöre sarılan gazlı bezli/alüminyum folyo üzerinde toplanmıştır. Şekil 3.6’da elde edilen ABS/PVA nanolifleri gösterilmektedir.

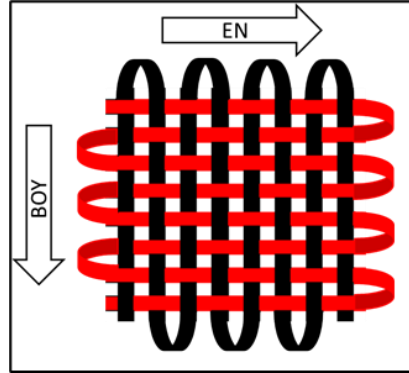


Şekil 3.6: Elde edilen ABS/PVA nanolif örnekleri.; a) 10ABS/PVA, b) 20ABS/PVA, c) 30ABS/PVA, d) 40ABS/PVA, e) 50ABS/PVA.

3.2.3 İletken Tekstil Katmanların Tasarımı ve Elde Edilmesi

Yaralanmaları tespit eden sisteminde yer alan iletken tekstil katmanları gümüş ile kaplanan iplikler ve bakır teli kullanarak 5x5 cm² olacak şekilde tasarlanmıştır. İletken katmanları elde edilmesinde teller 1x1 bez ayağı şeklinde temel dokuma tekniği (Keser 2018) ile oluşturulmuştur. Dokunmuş yüzeyler, atkı (en) ve çözgü (boy) iplikleri olarak kullanılan gümüş kaplı ipliklerin ve bakır tellerin (Şekil 3.7),

birbirleriyle dik açı oluşturacak şekilde, birbirlerinin altından ve üstünden geçerek bağlantı yapımlarıyla elde edilmiştir.

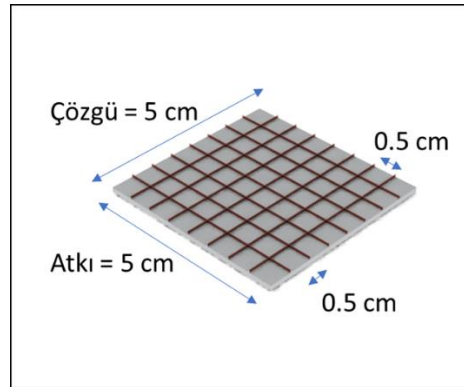


Şekil 3.7: Dokuma Yöntemi ile elde edilen model

Atkılar ve çözümler arasındaki mesafe 5 mm olacak şekilde belirlenmiştir. Elde edilen katmanların bilgileri Tablo 3.4'te gösterilmektedir. Elde edilen örneklerin boyutları Şekil 3.8'de gösterilmiştir.

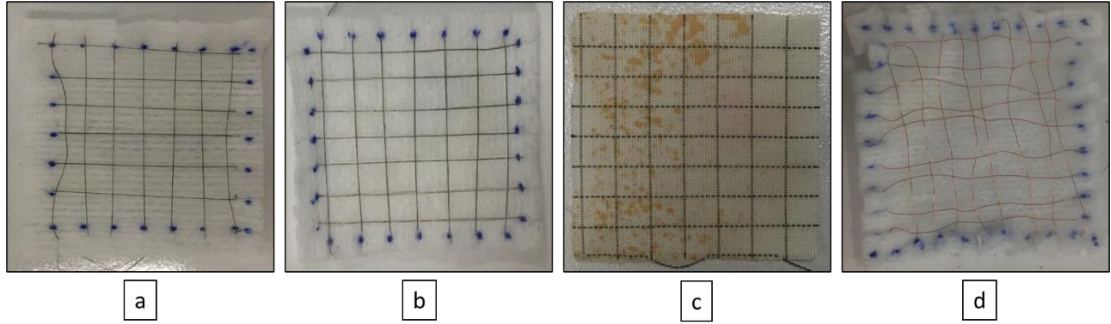
Tablo 3.4: İletken katmanlar ve kullanılan iplik/telin bilgileri

Örneğin Adı	İletkenliği sağlayan malzeme	Ana malzeme	Tür	Çapı (mm)
FDY40Ag/S1	Gümüş Kaplama	Filament	Naylon	0,15
DTY40Ag/S2	Gümüş Kaplama	Filament	Naylon	0,15
SWTAg/S3	Gümüş Kaplama	İplik	Pamuk	0,15
Cu/S4	Bakır	Tel	Bakır	0,15



Şekil 3.8: FDY40Ag/S1, DTY40Ag/S2, SWTAg/S3 ve Cu/S4 katmanının boyutları.

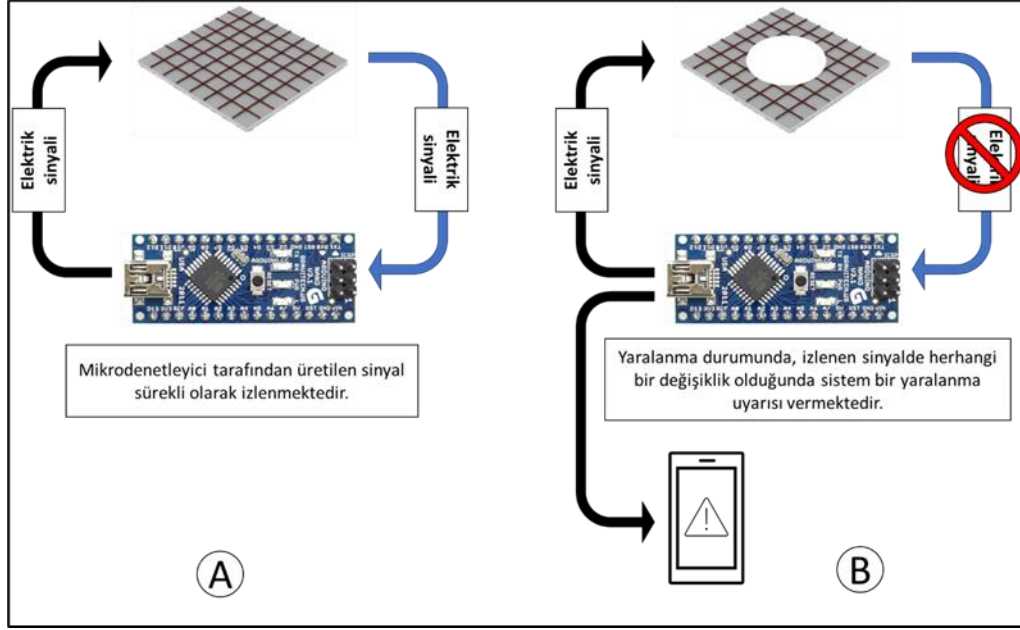
Çalışma kapsamında hazırlanan her bir örnek atkı ve çözgü aynı ipliklerinden oluşmaktadır. FDY40Ag/S1 ve DTY40Ag/S2 numunelerinde gümüş kaplı filamentler gazlı bez üzerine elle işlenerek yerleştirilmiştir. SWTAğ/S3 numunesi Tek Silver Fiber Technology Co. Ltd tarafından üretilmiştir. Gümüş kaplı pamuk ipliği çözgü nervür dokuma tekniği yöntemi kullanarak dokuma kumaş üzerine yerleştirilmiştir. Cu/S4 numunesi de bakır tel kullanılarak gazlı bez üzerine basit dokuma yöntemi ile yerleştirilmiştir. Şekil 3.9'da hazırlanan iletken tekstil yüzeyleri gösterilmektedir.



Şekil 3.9: a) FDY40Ag/S1 iletken katmanı, b) DTY40Ag/S2 iletken katmanı, SWTAğ/S3 iletken katmanı, Cu/S4 iletken katmanı.

3.2.4 Yaralanma Tespit Sistemi Tasarlanması

Tasarlanan sistemde, iletken katmanlar üzerine sürekli sabit miktarda sabit frekansta küçük sinyal gönderilmektedir. Bu sinyaller sistem tarafından takip edilmektedir. Yaralanma durumunda hazırlanan iletken yüzeylerdeki ağ formundaki ipliklerin kopması ile gönderilen sinyal kesintiye uğrayacaktır. Bu şekilde sistem sinyalleri ölçemediğinde otomatik olarak yaralanma uyarısı verecektir. Sistemin çalışma mekanizması Şekil 3.10'da gösterilmiştir.

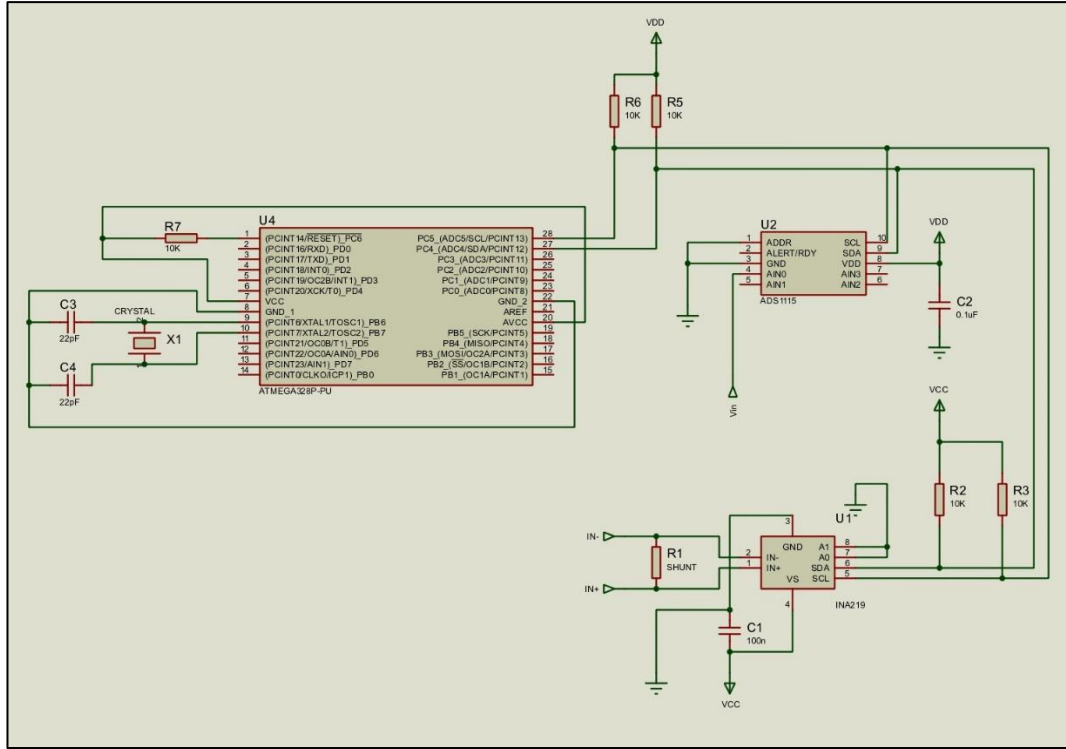


Şekil 3.10: Sistemin çalışma mekanizması

Yaralanmaları tespit eden sisteminin tasarımında anlatılan 4 telli ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Tasarlanan sistemde yer alan iletken tekstil katmanların dirençleri eş zamanlı olarak mikrodenetleyici tarafından ölçülmektedir. Ölçüm, kare dalga şeklinde gönderilen sinyalin iletken katman üzerindeki akım ve volta düşüş değerlerini eş zamanlı olarak takip ederek gerçekleştirilmektedir. Akım ve voltaj düşüşü ölçmek için INA219 akım sensörü, ADS1115 analog-dijital dönüştürücü ve Atmega328 çipli Arduino nano kartı kullanılmıştır.

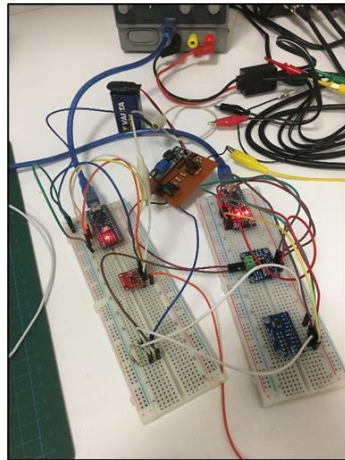
Arduino kartları bir mikrodenetleyiciyi desteklemek için gereken elektronik bileşenleri içeren küçük devre kartlarıdır. Arduino USB kablosuyla bilgisayara bağlanarak 5V çalışma gerilimiyle sensöre güç sağlamaktadır. ATmega328 entegresi sayesinde Arduino istenilen programlamayla kontrol edilmektedir. Tavsiye edilen besleme gerilimi 7-12 V aralığındadır. 16 MHz hızında çalışır, 2 KB belleğe sahiptir. Arduino'daki pinleri kontrol etmek için Arduino bilgisayara bağlanmaktadır. 14 dijital giriş/çıkış pini bulunur, bunlardan 6'sı Sinyal Genişlik Modülasyonu (PWM) çıkışı olarak kullanılabilir. Devre-İçi Seri Programlama (ICSP) başlığı ve reset butonu vardır (Banzi ve Shiloh 2022).

INA219 akım sensörü, Entegre Devreler Arası (Inter-Integrated Circuit, I2C) seri protokolünü kullanan bir akım sensörü modülüdür. INA219 hassas yükseltici devresi ile 0,1 ohm direnç üzerindeki voltajı ölçerek % 1 hassasiyette ölçüm alabilir. Yükselticinin en yüksek giriş farkı ± 320 mV tur böylece $\pm 3,2$ A'e kadar akım ölçümü



Şekil 3.12: Ölçüm devresi

Sistemin tasarımı yapıldıktan sonra prototipleme aşamasına geçilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Yaralanma tespit sistemi prototipleme aşaması

Yaralanma tespit sisteminin geliştirilmesinde kullanılan yazılım parçası, Ek A.3'te bulunmaktadır.

3.2.5 Nanolifli Örneklerin Kumaşa Bağlanması

Çalışma kapsamında elde edilen ABS/PVA ve AgNP/PVA nanolifleri kumaş örnekleri kalender ve ultrasonic birleştirme yöntemleri kullanılarak bağlanmıştır. Bu kapsamda kalender birleştirme işlemi, 100 °C’de, 80 bar basıncında, 5 m/dakika hızında gerçekleştirilmiştir. Ultrasonic birleştirme işlemi ise 20000 Hz’de 5 m/dakika hızında gerçekleştirilmiştir.

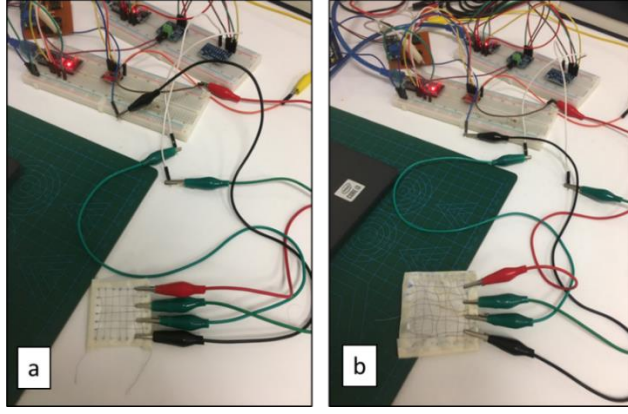
Bağlama işlemlerinde kullanılan nanolifli örnekler, bağlama yöntemleri ve kumaşlar Tablo 3.5’te özetlenmiştir.

Tablo 3.5: Bağlama işlemlerinde kullanılan nanolifli örnekler, bağlama yöntemleri ve kumaşlar

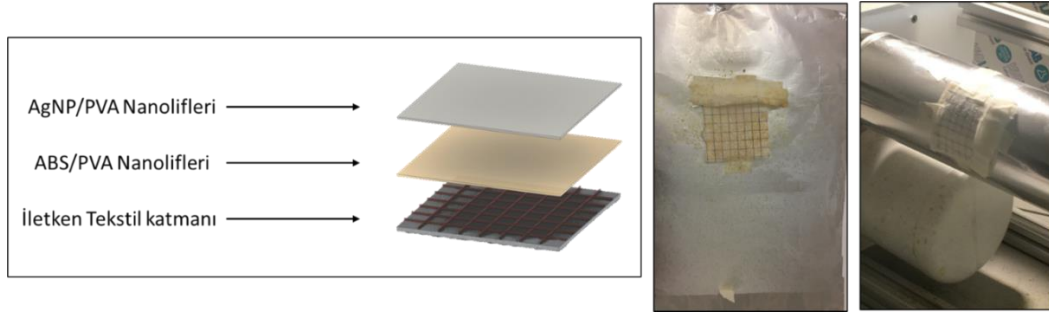
No	İç ve dışta kullanılan kumaş katmanları	Ara yüzeyde kullanılan Numune	Bağlama Yöntemi
MO1	2 adet A4 80 gsm Madaline Repeve	50AgNP/PVA	Kalender
MO2	2 adet A4 60 gsm Madaline	50AgNP/PVA	Kalender
MO3	2 adet A4 30 gsm PP spunbond	50AgNP/PVA	Kalender
MO4	2 adet A4 40 gsm PP spunbond	50AgNP/PVA	Kalender
MO5	2 adet A4 50 gsm spunlace düz % 100 viscon	50AgNP/PVA	Kalender
MO6	2 adet A4 40 gsm spunlace düz Bio-based	10ABS/PVA	Ultrasonic
MO7	2 adet A4 30 gsm meltblown	20ABS/PVA	Ultrasonic
MO8	2 adet A4 40 gsm meltblown	30ABS/PVA	Ultrasonic
MO9	2 adet mata aramid 40 gsm	40ABS/PVA	Ultrasonic
MO10	2 adet spl repeve 38 gsm	50ABS/PVA	Ultrasonic

3.2.6 Nanolifli Örneklerin İletken Yüzeyler ile Birleştirilmesi

Yaralanma tespit sisteminin prototipinin hazırlanmasından sonra sistem iletken tekstil yüzeyleri ile birleştirilmiştir ve her bir örneğin sinyal ölçümü gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.14). Ölçüm sonrasında iletken katmanların üzerinde elektrolif çekim yöntemi ile nanolifleri çekilmiştir (Şekil 3.15). Son olarak nanolifli iletken örnekleri yaralanma tespit sistemine bağlanıp tekrar sinyal ölçümü gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.14: a) Örnek 1 sinyal ölçümü. b) Örnek 4 sinyal ölçümü.



Şekil 3.15: İletken katmanların üzerinde nanolifleri çekme işlemi

3.2.7 Karakterizasyon

3.2.7.1 Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM)

Hazırlanan numunelerin görüntü analizleri alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (Field Emission Scanning Electron Microscopes, FESEM) ile yapılmıştır. Her bir numune iletken bir yüzey altın-paladyum ile kaplanmıştır (Quorum Q150R). Tüm FESEM (SUPRA 40VP, Carl Zeiss, Almanya) görüntüleri 20 kV'ta alınmıştır. 5000x ve 10000x büyütme oranları ile çalışılmıştır. Bu görüntülerden nanoliflerin ortalama lif çapları Image J programı kullanılarak hesaplanmıştır. Ayrıca EDS analizi, örneklerde bulunan malzemeleri belirlemek ve nispi bolluğunu tahmin etmek için kullanılmıştır.

3.2.7.2 Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FT-IR)

Elektrolif çekim yöntemiyle üretilmiş ABS/PVA ve AgNP/PVA nanoliflerin kimyasal bağ yapıları, Diamond ATR kristali içeren Fourier Dönüşümlü İnfrared Spektrofotometresi (IS50 FT-IR, Thermo Scientific, ABD) ile analiz edilmiştir. FT-IR spektra 450 ile 4000 cm^{-1} arasında 1 cm^{-1} çözünürlük ile kaydedilmiştir.

3.2.7.3 AgNP/PVA Nanoliflerin Antimikrobiyal Etkisi Belirlenmesi

Çalışma kapsamında elde edilen 0AgNP/PVA, 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA nanolifli örneklerin ve bağlanan MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin antimikrobiyal etkisi belirlenmiştir.

Bu kapsamda antimikrobiyal testler ISO 20645 (Tekstil Ürünleri için agar difüzyon antimikrobiyal testi standardı) kapsamında yapılmıştır. Mueller Hinton Agar üzerine hazırlanmış Tablo 3.6'da bulunan bakterilerden 8 log kob/mL stok hazırlanarak 100 μL agar yüzeyine aktarılarak drigalski spatülü ile yayılmıştır. Bu kapsamda hazırlanan AgNP/PVA örnekleri ($25\pm 5\text{mm}$ çaplı) yüzeye konulmuştur ve 37°C 'de 24 saat inkübe edilmiştir.

Tablo 3.6: Antimikrobiyal testinde kullanılan bakteri kültürleri (Web Anonim 4 2022).

Bakteri Suşu	Gram Türü	ATCC NO
<i>Staphylococcus aureus</i>	Gram pozitif	6538
<i>Escherichia coli</i>	Gram negatif	11228

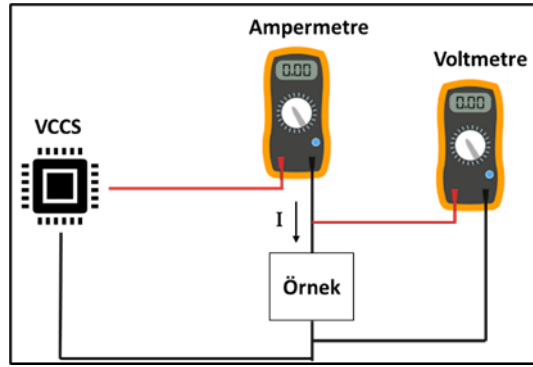
3.2.7.4 ABS/PVA Nanoliflerin Hemostatik Aktivite Ölçümü

Gönüllü kişiden sağlanan taze insan kanı ile pıhtılaşma süresi ölçülmüştür. Bu kapsamda damla ölçüm tekniği kullanarak birer kan damlası, 10AgNP/PVA, 20ABS/PVA, 30AgNP/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA nanolifli örneklerin ve bağlanan MO6, MO7, MO8, MO9 ve MO10 örneklerin üzerine bırakılmıştır ve pıhtı oluşumu izlenmiştir. Pıhtı oluşum süresi kayıt altına alınmıştır. Hemostatik aktivite

ölçümleri için alınmış E.278853 numaralı etik kurul onay yazısı Ek B.3'te bulunmaktadır.

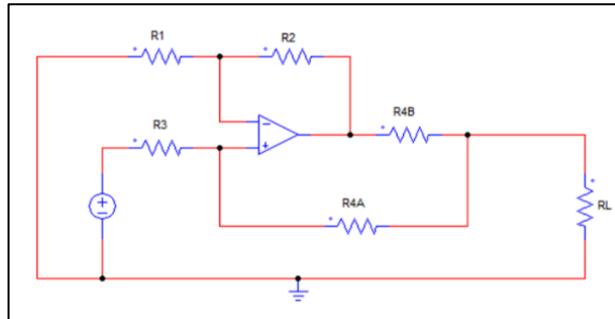
3.2.7.5 Örneklerin Elektriksel İletkenlik Özelliklerin Değerlendirilmesi

İletken tekstil yüzeylerinin dirençleri ve iletkenliklerinin ölçümleri için 4 – telli direnç ölçüm sistemi kurulmuştur (Laurila 2018). Sistem, 2 adet multimetre (Proskit MT-1132, UNI-T UTI61E+), güç kaynağı (BEB PS-1502D DC Power Supply, Delta Technology Ltd.Şti, Hong Kong), ve voltaj kontrollü akım kaynağı devresinden (VCCS) oluşmaktadır. Ölçüm işlemi Şekil 3.16'de gösterilmiştir.



Şekil 3.16: Dört- telli direnç ölçüm sistemi

Sistemde VCCS devresi olarak Howland devresi kullanılmıştır (Şekil 3.17). Howland devresinin girişine uygulanan V_{in} giriş gerilimini, I çıkış akımına çeviren yaygın olarak bilinen bir Gerilim-Akım dönüştürücüdür.



Şekil 3.17: Howland devresi

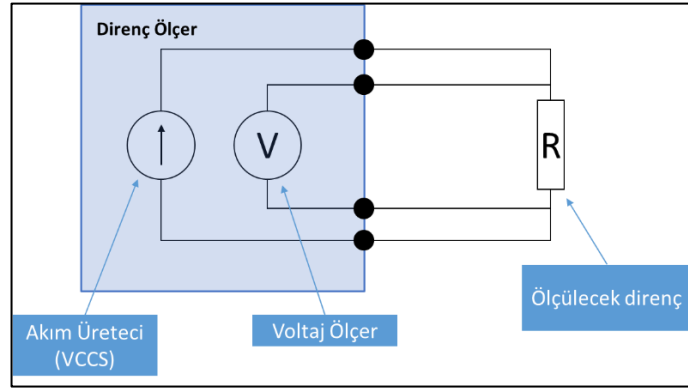
Gerilimin doğrusal olarak akıma çevrilmesinde, kazancın ve çıkış akımının büyüklüğünün belirlenmesinde devrede kullanılan dirençler ve giriş gerilimi etkindir.

Howland yapısında çıkış akımı kısaca aşağıdaki denklem (3.1) sayesinde tasarlanmaktadır.

$$I_{\text{çıkış}} = \frac{V_{\text{giriş}} R_2}{R_1 R_4 B} \quad (3.1)$$

Burada çıkış akımının karşılaşıcağı yükten (RL) bağımsız olabilmesi için $R_1 = R_2 = R_3$ ve $R_4A = R_4B$ olması gerekmektedir.

Dört telli direnç ölçüm yöntemi, çok düşük direnci yüksek doğrulukla ölçebilen çok hassas bir ölçüm yöntemidir. Devrede kontak direnci veya kurşun tel direnci problemlerini önlemek için kullanılmaktadır. Burada her bağlantı teline Kelvin bağlantısı denir. 4 telli direnç ölçüm yönteminde 4 prob kullanılmaktadır. Şekil 3.18, dört telli direnç ölçüm devresini göstermektedir.



Şekil 3.18: Dört-telli ölçüm yönteminin devresi

Direnç, dıştaki iki proba akım (I) uygulayarak ve içteki iki prob arasında ortaya çıkan voltaj düşüşünü ölçerek bulunur. Voltaj düşüşünü ölçüldükten sonra direnç, denklem (4.2) kullanılarak hesaplanmıştır (Web Anonim 5 2022):

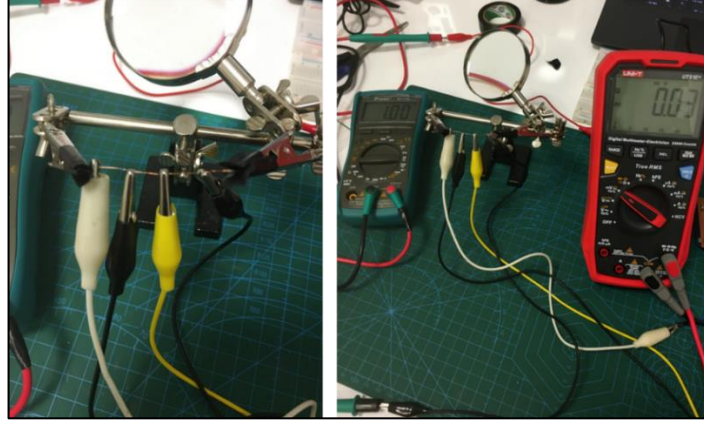
$$R = \frac{V}{I} = \rho \left(\frac{L}{A} \right) \quad (3.2)$$

Burada R, örneğin direncidir (Ω), V iç problemler boyunca ölçülen voltaj düşüşü ve I dış problemlere uygulanan akımdır. ρ örneğin öz direnci (Ω/cm), L örneğin uzunluğu ve A örneğin kesit alanıdır. Direnç, akımın akışına karşı çıkan bir maddenin fiziksel özelliğidir. Öz direnç ise, belirli boyutlara sahip belirli bir maddenin fiziksel özelliğidir.

Öz direnci kullanılarak örneklerin iletkenliği σ (S/cm) aşağıdaki denklemle (3.3) hesaplanmıştır

$$\sigma = \frac{1}{\rho} \quad (3.3)$$

Çalışma kapsamında iplikler ve tel, 4 cm uzunluğunda kesilmiştir. Ardında ölçüm elektrotlarına bağlanmıştır. Elektrotların arasındaki mesafe 1 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Ölçüm işlemi gerçekleştirmek için örneklere 1 mA uygulayıp direnç ölçümü gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19). Denklem 3.2 ve 3.3 kullanarak sırasıyla öz direnci ve iletkenlik hesaplanmıştır.



Şekil 3.19: 0.15 mm çaplı tel bakır direnç ölçümü

4. BULGULAR

4.1 Morfolojik Analiz Sonuçları

Elde edilen nanoliflerin yüzey morfolojilerinin FESEM ile görüntülenmesi, nanolif çap dağılımları ve EDS analizi çalışmasına ait spektra aşağıda gösterilmiştir. Görüntülerden elde edilen ortalama nanolif çapların tabloları verilmiştir.

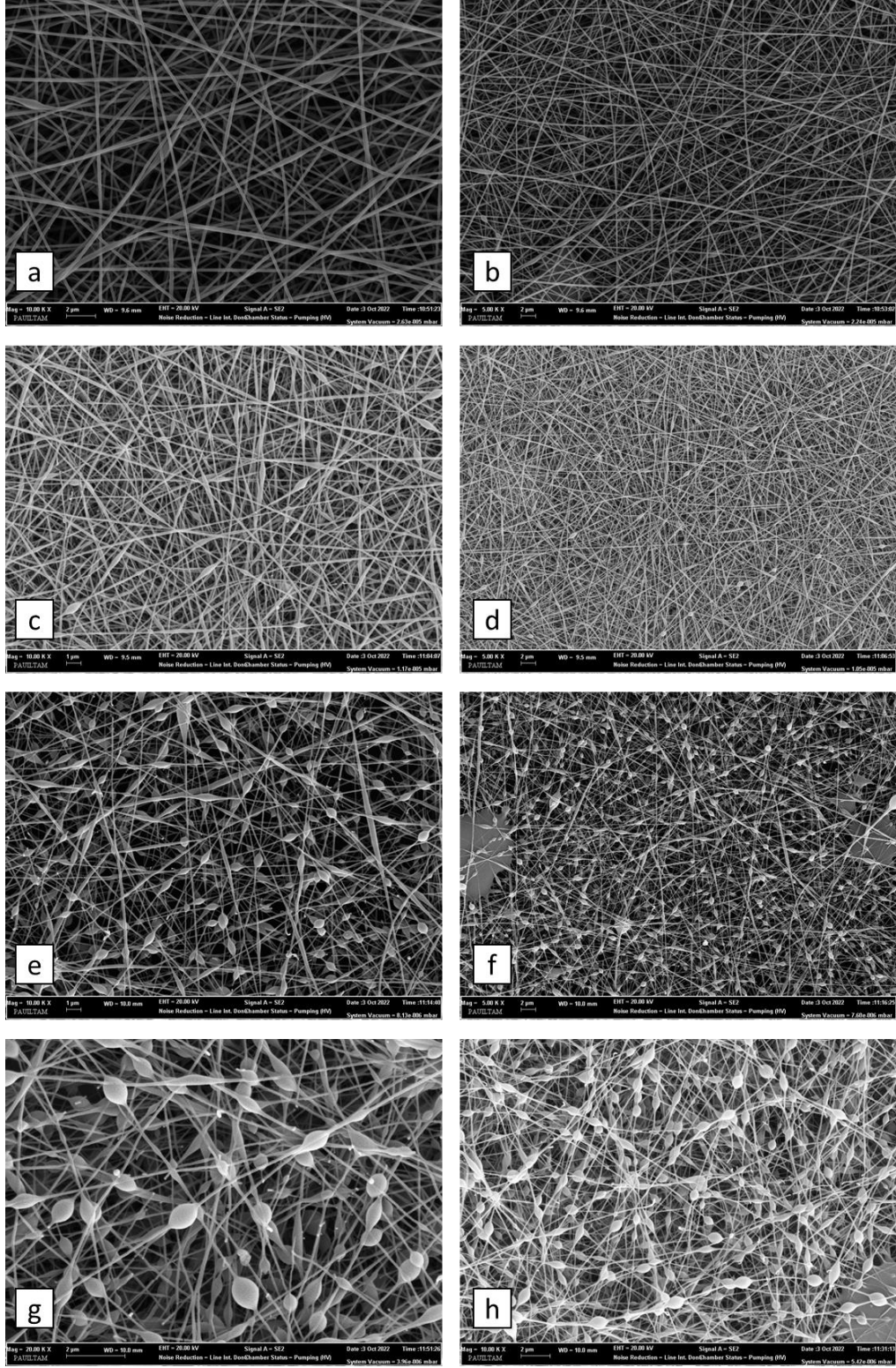
4.1.1 AgNP/PVA Nanoliflerin FESEM Analiz Sonuçları

AgNP/PVA nanoliflerin FESEM görüntülerinden rastgele 30 lifin çapları ölçülmüştür. Ardından liflerin çap ortalaması hesaplanmıştır. Bu işlem bütün örnekler için uygulanmıştır. AgNP/PVA nanoliflerin ortalama çapları sırayla; 0AgNP/PVA = 203,91 nm, 10AgNP/PVA = 184,52 nm, 30AgNP/PVA = 144,43 nm, 50AgNP/PVA = 125,55 nm. Ölçülen nanoliflerin çapları ve ortalama çapları Tablo 4.1’de verilmiştir. Şekil 4.1, AgNP/PVA nanolifli örneklerin FESEM görüntüleri göstermektedir.

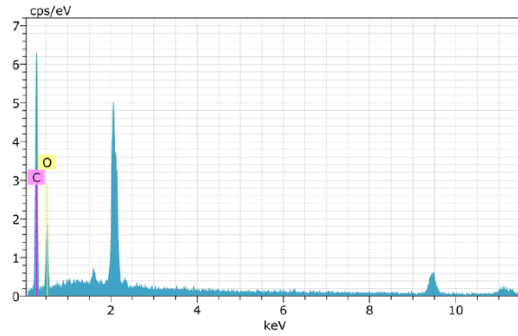
Tablo 4.1: AgNP/PVA nanoliflerin ortalama çapları

Örnek	Minimum Çap (nm)	Maximum Çap (nm)	Ortalama Çap (nm)
0AgNP/PVA	153,142	266,334	203,91
10AgNP/PVA	94,636	302,575	184,52
30AgNP/PVA	94,112	336,994	144,43
50AgNP/PVA	91,907	185,883	125,55

Elde edilen EDS spektrasına göre taranan alanlarda AgNP miktarı sırayla: 0AgNP/PVA = 0,00, 10AgNP/PVA = 0,44, 30AgNP/PVA = 0,22, 50AgNP/PVA = 0,74 olarak bulunmuştur. Şekil 4.2, AgNP/PVA nanolifli örneklerin EDS spektrasını göstermektedir.



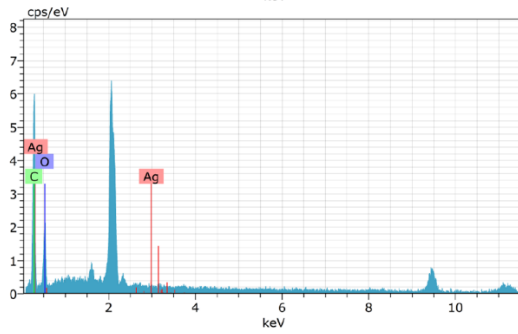
Şekil 4.1: AgNP/PVA nanoliflerine ait FESEM görüntüleri. a) 1000x büyütme oranları ile 0AgNP/PVA, b) 5000x- 0AgNP/PVA, c) 10000x- 10AgNP/PVA, d) 5000x- 10AgNP/PVA, e) 10000x- 30AgNP/PVA, f) 5000x- 30AgNP/PVA, g) 10000x - 50AgNP/PVA, h) 5000x - 50AgNP/PVA.



Spectrum: Objects 5722

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
C	6	K-series	60.79	60.79	67.38	9.53
O	8	K-series	39.21	39.21	32.62	7.84
Total:			100.00	100.00	100.00	

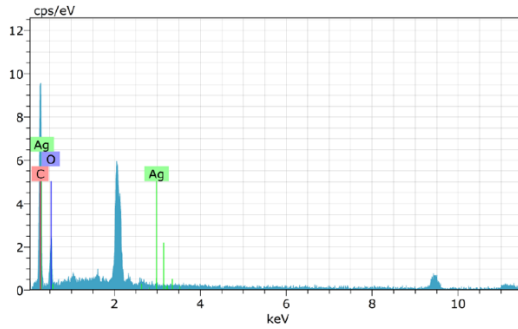
a



Spectrum: Objects 5726

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
C	6	K-series	56.82	56.82	63.87	9.21
O	8	K-series	42.74	42.74	36.07	8.42
Ag	47	L-series	0.44	0.44	0.06	0.08
Total:			100.00	100.00	100.00	

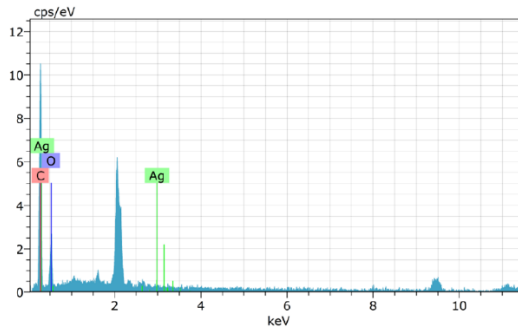
b



Spectrum: Objects 5743

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
C	6	K-series	63.09	63.09	69.59	10.50
O	8	K-series	36.69	36.69	30.38	8.33
Ag	47	L-series	0.22	0.22	0.03	0.07
Total:			100.00	100.00	100.00	

c



Spectrum: Objects 5736

El	AN	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
C	6	K-series	62.45	62.45	69.26	10.65
O	8	K-series	36.81	36.81	30.65	8.61
Ag	47	L-series	0.74	0.74	0.09	0.12
Total:			100.00	100.00	100.00	

d

Şekil 4.2: AgNP/PVA nanoliflerin EDS spektrası.; a) 0AgNP/PVA spektrumu, b) 10AgNP/PVA spektrumu, c) 30AgNP/PVA spektrumu, d) 50AgNP/PVA spektrumu

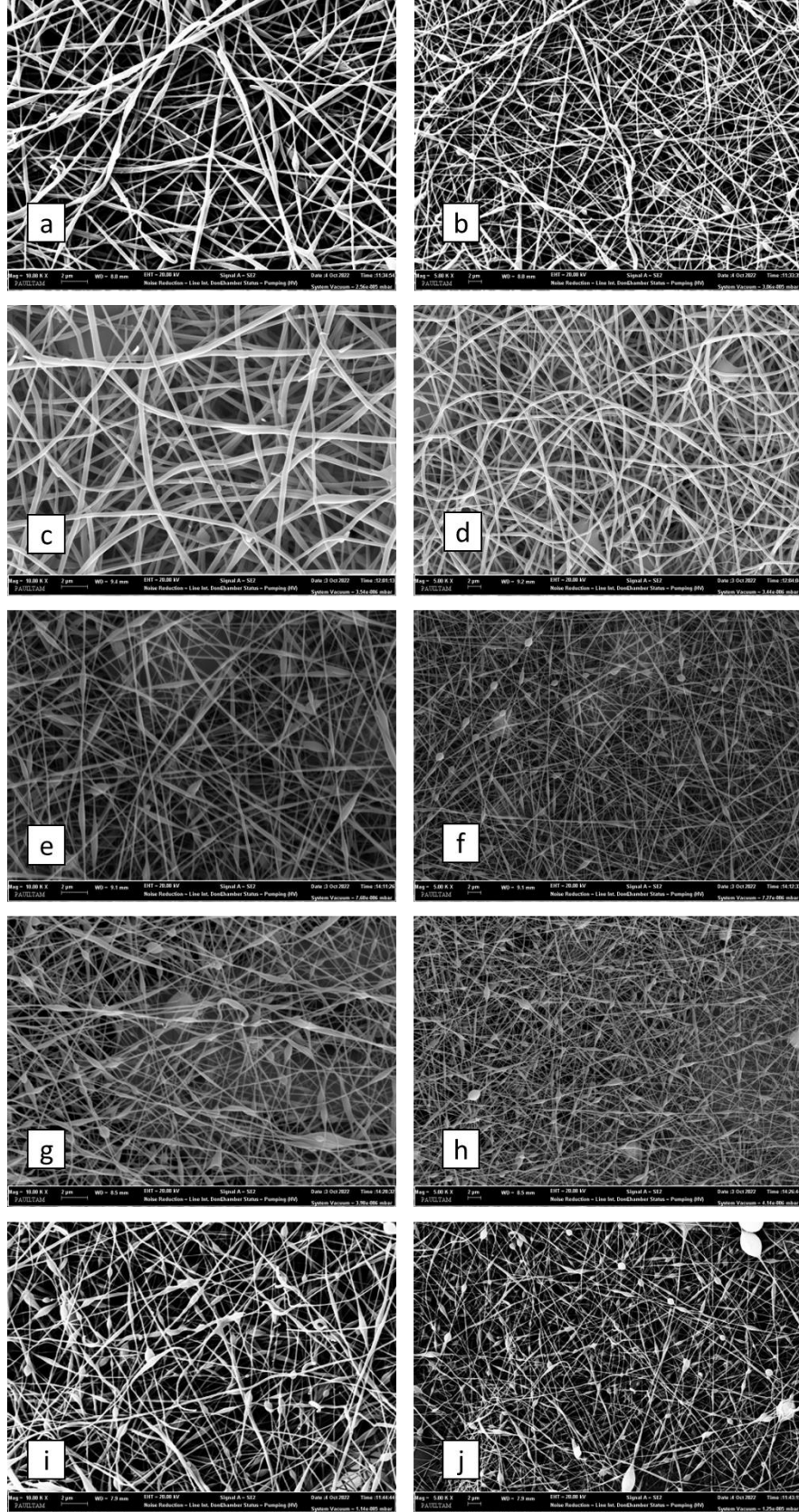
4.1.2 ABS/PVA Nanoliflerin FESEM Analiz Sonuçları

ABS/PVA nanoliflerin FESEM görüntülerinden rastgele 30 lifin çapları ölçülmüştür. Ardından liflerin çap ortalaması hesaplanmıştır. Bu işlem bütün örnekler için uygulanmıştır. ABS/PVA nanoliflerin ortalama çapları sırayla; 10ABS/PVA = 287,80 nm, 20ABS/PVA = 236,5 nm, 30ABS/PVA = 210,8 nm, 40ABS/PVA = 174,4 nm, 50ABS/PVA = 184,45 nm. Ölçülen nanoliflerin çapları ve ortalama çapları Tablo 4.2'de verilmiştir. Şekil 4.3, ABS/PVA nanolifli örneklerin FESEM görüntüleri göstermektedir.

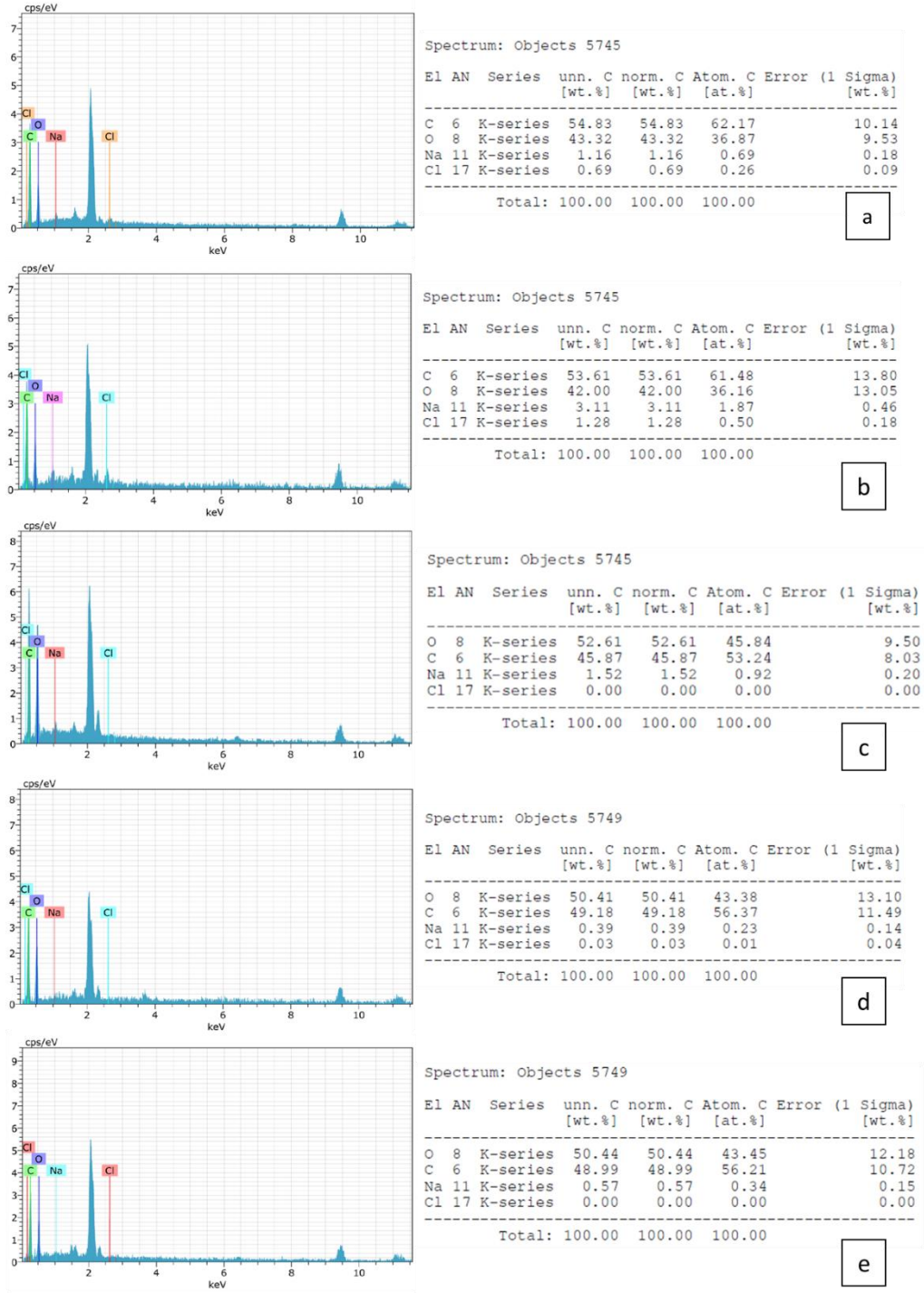
Tablo 4.2: ABS/PVA nanoliflerin ortalama çapları

Örnek	Minimum Çap (nm)	Maximum Çap (nm)	Ortalama Çap (nm)
10ABS/PVA	174,553	489,506	287,80
20ABS/PVA	160,271	318,135	236,5
30ABS/PVA	134,178	326,337	210,8
40ABS/PVA	104,371	396,251	174,4
50ABS/PVA	99,501	333,862	184,45

Elde edilen EDS spektrasına göre taranan alanlarda sodyum miktarı kalsiyum miktarından oldukça daha fazladır. Bütün ABS/PVA nanolif örneklerinde bu durum görülmektedir. Şekil 4.4, ABS/PVA nanolifli örneklerin EDS spektrasını göstermektedir.



Şekil 4.3: ABS/PVA nanoliflerine ait FESEM görüntüleri. a) 10000x büyütme oranları ile 10ABS/PVA, b) 5000x- 10ABS/PVA, c) 10000x- 20ABS/PVA, d) 5000x- 20ABS/PVA, e) 10000x- 30ABS/PVA, f) 5000x- 30ABS/PVA, g) 10000x - 40ABS/PVA, h) 5000x - 40ABS/PVA, i) 10000x - 50ABS/PVA, j) 5000x - 50ABS/PVA.



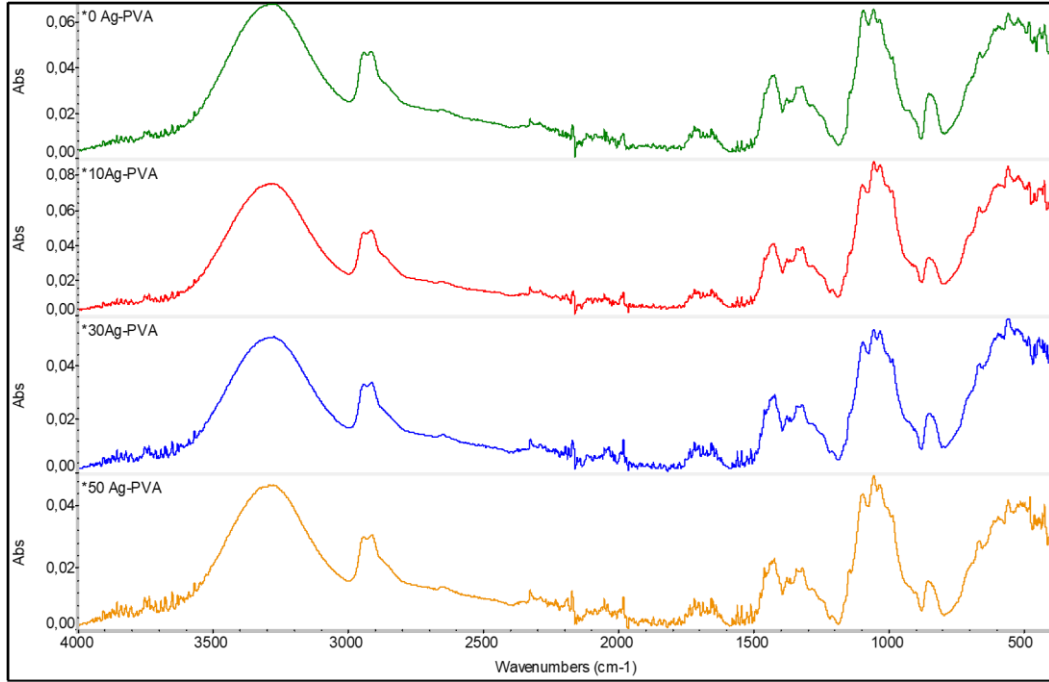
Şekil 4.4: ABS/PVA nanoliflerin spektrasi.; a) 10ABS/PVA spektrumu, b) 20ABS/PVA spektrumu, c) 30ABS/PVA spektrumu, d) 40ABS/PVA spektrumu, d) 50ABS/PVA spektrumu.

4.2 Kimyasal Analiz Sonuçları

Boş PVA nanoliflerinin, % 10, % 30 ve % 50 oranlarında AgNP yüklü PVA nanoliflerinin ve % 10, % 30, ve % 50 oranlarında ABS yüklü PVA nanoliflerinin kimyasal yapıları, FT-IR spektroskopisi kullanılarak karakterize edilmiştir.

4.2.1 AgNP/PVA Nanoliflerin FT-IR Analiz Sonuçları

0AgNP/PVA, 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA nanolif örneklerine ait FT-IR spektrası Şekil 4.5, önemli absorbands bant değerleri Tablo 4.3 ve Tablo 4.6 arasında verilmiştir.



Şekil 4.5: Alınan 0AgNP/PVA, 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA nanolif örneklerine ait spektrası

Tablo 4.3: 0AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3272	O-H gerilime
2910	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1684	C=O gerilme
1653	O-H bükülme
1419	C-H bükülme
1318	O-H bükülme
1091	C-O gerilime
1053	O-H gerilime
848	C-C gerilime

Tablo 4.4: 10AgNP/PVA 'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3272	O-H gerilime
2910	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1684	C=O gerilme
1653	O-H bükülme
1540	C-C gerilime
1507	Keto ve asetil gruplarının bulunması
1419	C-H bükülme
1316	O-H bükülme
1092	C-O gerilime
1053	O-H gerilime
1030	C-H Aromatik grup deformasyonu
849	C-C gerilime

Tablo 4.5: 30AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

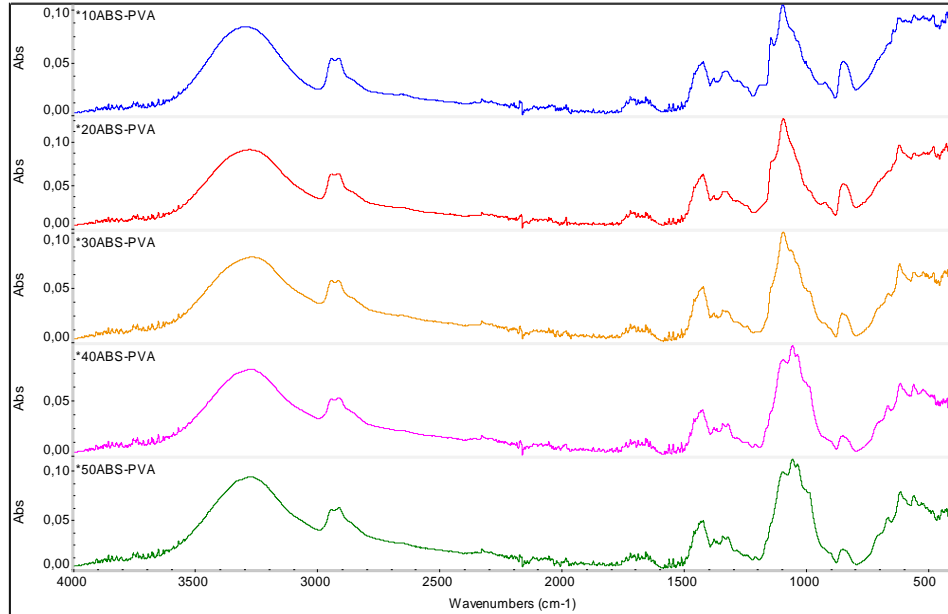
Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3272	O-H gerilime
2910	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1653	O-H bükülme
1419	C-H bükülme
1317	O-H bükülme
1092	C-O gerilime
1052	O-H gerilime
1028	Aromatik grup deformasyonu
849	C-C gerilime

Tablo 4.6: 50AgNP/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3272	O-H gerilime
2910	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1684	C=O gerilime
1653	O-H bükülme (su emilim bandı)
1635	C-C gerilime
1540	C-C gerilime
1507	Keto ve asetil gruplarının bulunması
1419	C-H bükülme
1318	O-H bükülme
1091	C-O gerilime
1053	O-H gerilime
1030	C-H Aromatik grup deformasyonu
848	C-C gerilime

4.2.2 ABS/PVA Nanoliflerin FT-IR Analiz Sonuçları

10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA nanolif örneklerine ait FT-IR spektrası Şekil 4.6, önemli absorbands bant değerleri Tablo 4.7 ve Tablo 4.11 arasında verilmiştir.



Şekil 4.6: Alınan 10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA nanolif örneklerine ait spektrası

Tablo 4.7: 10ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3290	O-H gerilime
2911	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1683	C=O gerilme
1653	O-H bükülme
1558	C-C aromatik halkalar
1540	C-C gerilime
1506	N-H bükülme ve C-N gerilme
1418	C-H bükülme
1328	O-H bükülme
1092	C-O gerilime
849	C-C gerilime

Tablo 4.8: 20ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3274	O-H gerilime
2911	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1683	C=O gerilme
1653	O-H bükülme (su emilim bandı)
1558	C-C aromatik halkalar
1506	N-H bükülme ve C-N gerilme
1418	C-H bükülme
1330	O-H bükülme
1089	C-O gerilime
843	C-C gerilime

Tablo 4.9: 30ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3263	O-H gerilime
2940	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1683	C=O gerilme titreşimi
1653	O-H bükülme (su emilim bandı)
1558	C-C aromatik halkalar
1418	C-H bükülme
1338	O-H bükülme
1089	C-O gerilime
849	C-C gerilime

Tablo 4.10: 40ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3265	O-H gerilime
2908	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1653	O-H bükülme (su emilim bandı)
1558	C-C aromatik halkalar
1418	C-H bükülme
1338	O-H bükülme
1052	C-O gerilime
846	C-C gerilime

Tablo 4.11: 50ABS/PVA'ya ait önemli ATR-FT-IR absorbands bant değerleri

Dalga numarası (cm ⁻¹)	Absorbans bantları
3273	O-H gerilime
2908	C- H gerilime
1716	C=O gerilime
1653	O-H bükülme (su emilim bandı)
1558	C-C aromatik halkalar
1418	C-H bükülme
1338	O-H bükülme
1052	C-O gerilime
846	C-C gerilime

4.3 Antimikrobiyal Test Sonuçları

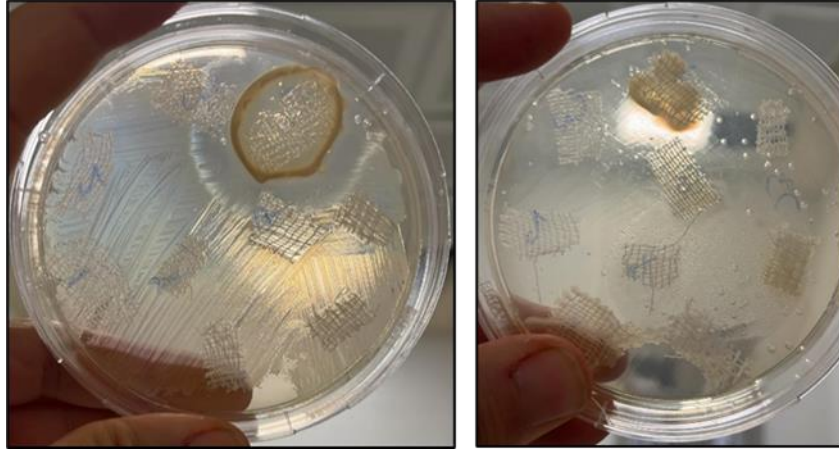
Sonuçlar değerlendirilirken standartta bildirildiği üzere işlem yapılmıştır. Bu kapsamda, tekstil örneğinin altında üreme olmaması, 1-0 mm zon oluşması ve 1 mm'den yüksek zon oluşması antimikrobiyal etki var olarak değerlendirilmiştir. Mikroorganizma gelişmesinin zayıf olması ve baskılanmış yapıda olması sınırlı etki olarak değerlendirirken aksi haller etki yok olarak kabul edilmiştir. Standartta değerlendirme kriterleri orijinal dokümandan eklenerek Tablo 4.12'de bildirilmiştir.

Tablo 4.12: Antibiyogram sonuç değerlendirilmesi.

İnhibisyon bölgesi (mm) ortalama değeri	Üreme ^{a)}	Açıklama	Değerlendirme
>1	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'yi aşmaktadır, üreme yok ^{b)}	İyi etki
1-0	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'ye kadar, üreme yok ^{b)}	İyi etki
0	Yok	İnhibisyon bölgesi yok, üreme yok ^{c)}	İyi etki
0	Az	İnhibisyon bölgesi yok, sadece bazı sınırlı koloniler, büyüme neredeyse tamamen baskılanmıştır ^{d)}	Sınırlı etki
0	Orta	İnhibisyon bölgesi yok, kontrol ile karşılaştırıldığında büyüme yarı yarıya azalmıştır ^{e)}	Yetersiz etki
0	Yoğun	İnhibisyon bölgesi yok, kontrol ile karşılaştırıldığında üremede azalma yok veya sadece hafif azalma var	Yetersiz etki

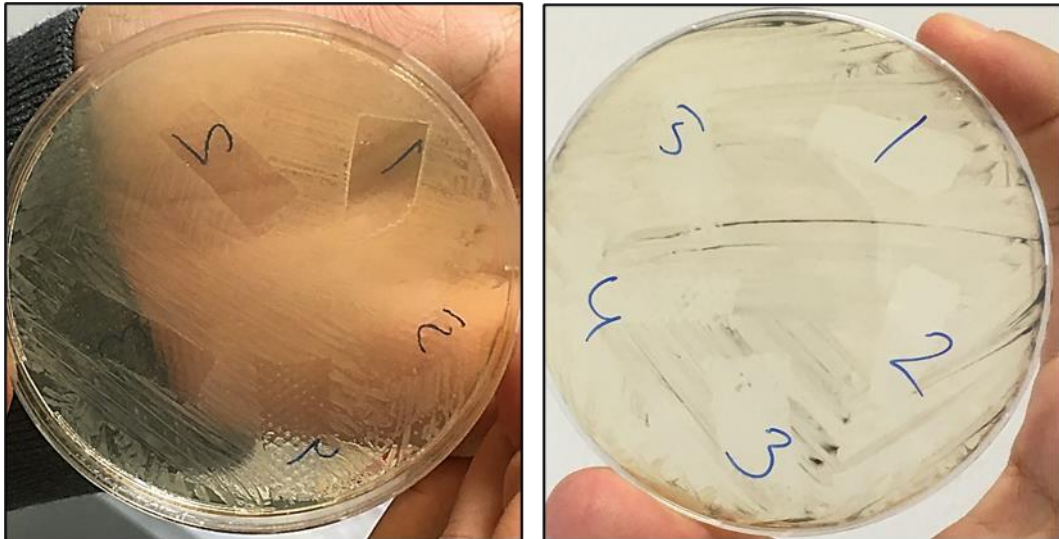
a) Numunenin altındaki besleyici ortamda bakteri üremesi
b) İnhibisyonun kapsamı sadece kısmen dikkate alınmalıdır. Geniş bir inhibisyon bölgesi, aktif maddelerin belirli rezervlerini veya bir ürünün substrat üzerinde zayıf bir fiksasyonunu gösterebilir.
c) İnhibisyon bölgesi olmasa bile büyümenin olmaması iyi bir etki olarak değerlendirilebilir, çünkü böyle bir inhibisyon bölgesinin oluşması aktif maddenin düşük yayılabilirliği nedeniyle engellenmiş olabilir.
d) “Hiç büyüme olmaması kadar iyi olması” etkinliğin sınırlarını göstermektedir.
e) Bakteriyel üremenin yoğunluğunun azaltılması ya koloni sayısı ya da koloni çapı anlamına gelmektedir.

Değerlendirme kapsamında elde edilen 0AgNP/PVA, 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA nanolif örnekleri, antimikrobiyal etki göstermemiştir. 50AgNP/PVA örneği ise iyi bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Şekil 4.7’de, 50AgNP/PVA örneğinin oluşturduğu İnhibisyon bölgesi görülmektedir.



Şekil 4.7: 50AgNP/PVA nanolifli katmanın oluşturduğu İnhibisyon bölgesi

MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örnekleri, iyi bir antimikrobiyal etki gösterip örneklerin üzerinde herhangi bir üreme gözlenmemiştir. Şekil 4.8, MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin oluşturduğu antimikrobiyal etki göstermektedir.



Şekil 4.8: MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin antimikrobiyal etkisi

4.4 Hemostatik Aktivite Ölçüm Sonuçları

Pıhtılaşma süresi, kanamanın başlamasından ilk fibrin ipliğinin oluşmasına kadar geçen süredir. Pıhtılaşma süresinin normal değeri 5 ila 8 dakika arasındadır (Guyton ve Hall 2006). Kadınlarda gözlenen pıhtılaşma süresi 318,18 saniye iken erkeklerde 223,01 saniyedir (Kumar ve diğ. 2013).

Hemostatik aktivite ölçümü testlerin sonuçlarına göre ABS/PVA nanolifli örneklerinde pıhtılaşma süresi, ABS konsantrasyonu artmasıyla azalmıştır. MO6, MO7, MO8, MO9 ve MO10 örnekleri ise kumaşlara göre pıhtılaşma süresi farklılık göstermiştir. Tablo 4.13, hemostatik aktivite ölçümü testlerin sonuçlarını göstermektedir.

Tablo 4.13: Hemostatik aktivite ölçümü testlerin sonuçları

Örnek	Pıhtılaşma Süresi (sn)
10ABS/PVA	5,92
20ABS/PVA	5,28
30ABS/PVA	3,92
40ABS/PVA	3,18
50ABS/PVA	2,89
MO6	5,61
MO7	23,05
MO8	32,05
MO9	5,79
MO10	4,58

4.5 Örneklerin Elektriksel İletkenlik Özelliklerinin Sonuçları

İletken tekstil katmanların elde edilmesinde kullanılan gümüş ile kaplanan pamuk iplikler ve bakır telin elektriksel özellikleri değerlendirilmiştir. Bu kapsamda dört- telli ölçüm yöntemi kullanılmıştır. İletken örneklerin uzunluğu 4 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Örneklere 1 mA akım uygulandığında örneklerin üzerindeki voltaj düşüşü ölçülmüştür. Ardında örneklerin direnç, öz direnç ve iletkenliği hesaplanmıştır. FDY40Ag/S1 örneğin direnci ve öz direnci sırayla $(8,2 \pm 0,1) \Omega$ ve $(3,62266 \times 10^{-4} \pm 0,1) \Omega/\text{cm}$ olarak bulunmuştur. FDY40Ag/S1 örneğin iletkenliği ise $(2,760405 \times 10^3) \text{ S/cm}$ olarak hesaplanmıştır. DTY40Ag/S2 direnci ve öz direnci sırayla $(4,2 \pm 0,1) \Omega$ ve $(1,85551 \times 10^{-4} \pm 0,1) \Omega/\text{cm}$ olarak bulunmuştur. DTY40Ag/S2 iletkenliği ise $(5,389361 \times 10^3) \text{ S/cm}$ olarak hesaplanmıştır. SWTAğ/S3 örneğin direnci ve öz direnci sırayla $(1,3 \pm 0,1) \Omega$ ve $(5,74323 \times 10^{-5} \pm 0,1) \Omega/\text{cm}$ olarak bulunmuştur. SWTAğ/S3 örneğin iletkenliği ise $(1,741178 \times 10^4) \text{ S/cm}$ olarak hesaplanmıştır. Cu/S4 örneğin direnci ve öz direnci sırayla $(0,2 \pm 0,1) \Omega$ ve $(8,83575$

$\times 10^{-6} \pm 0,1$) Ω/cm olarak bulunmuştur. Cu/S4 örneğin iletkenliği ise $(1,131766 \times 10^5)$ S/cm olarak hesaplanmıştır. Tablo 4.14'te örneklerin elektriksel özellikleri verilmiştir.

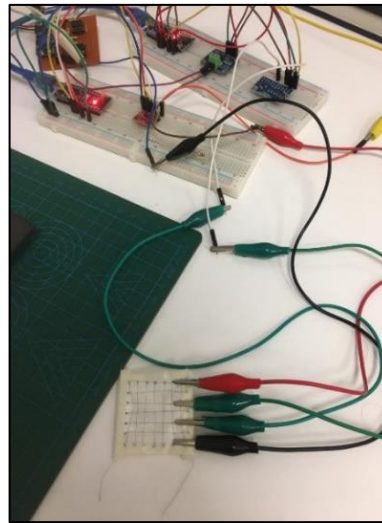
Tablo 4.14: İletken örneklerin elektriksel özelliklerin değerlendirilmesinin sonuçları

Katman	Voltaj Düşüşü (V)	Akım (A)	Direnç (Ω)	Öz direnç (Ω/cm)	İletkenlik (S/cm)
FDY40Ag/S1	0,0082	0,001	8,2	$3,62266 \times 10^{-4}$	$2,760405 \times 10^3$
DTY40Ag/S2	0,0042	0,001	4,2	$1,85551 \times 10^{-4}$	$5,389361 \times 10^3$
SWTAg/S3	0,0013	0,001	1,3	$5,74323 \times 10^{-5}$	$1,741178 \times 10^4$
Cu/S4	0,0002	0,001	0,2	$8,83575 \times 10^{-6}$	$1,131766 \times 10^5$

4.6 Nanolifli Örneklerin İletken Katmanlara Bağlanma Sonuçları

Bu çalışma kapsamında yaralanma tespitine yönelik bir sistem tasarlanmıştır. Bu sistem, ağ şekilden basit dokuma yöntemi kullanılarak elde edilen iletken tekstil katmanları üzerinden 0,40 mA – 0,90 mA arasında her 4 saniyede değişen 0,125 Hz frekanslı kare dalgalı bir sinyal göndermektedir. Sinyal eşik değeri altında kalma veya kesilme durumunda sistem otomatik olarak yaralanma uyarısı verecektir.

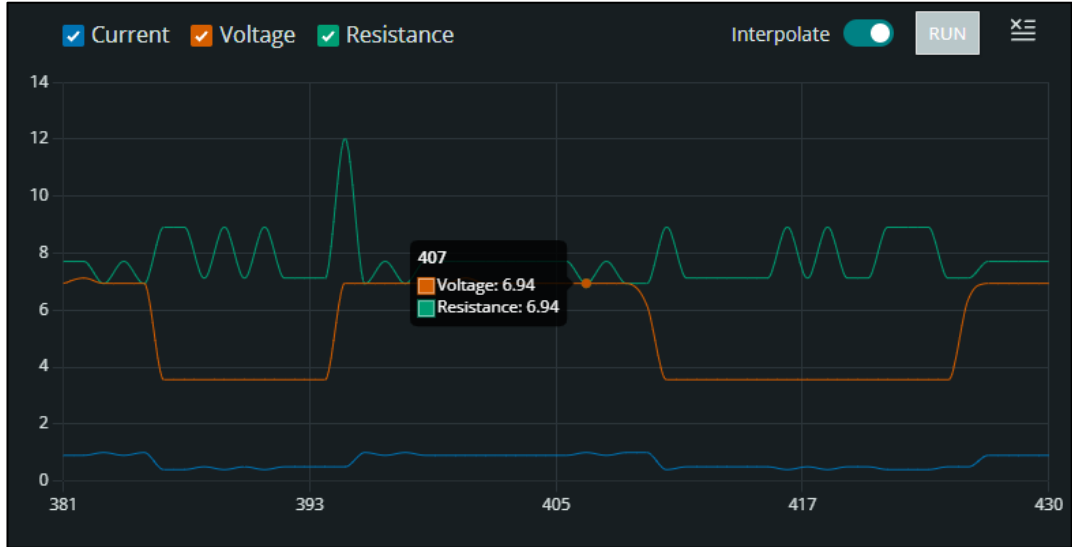
FDY40Ag/S1 örneği sisteme bağlanmıştır (Şekil 4.9). Katman üzerinden sinyal takip edilmiştir. Akım değeri ve direnç üzerinde oluşan voltaj düşüşü ölçülmüştür. Ölçülen akım ve voltaj değerleri ile eş zamanlı olarak direnç değeri hesaplanmıştır (Şekil 4.10) ve sinyal grafiği elde edilmiştir (Şekil 4.11).



Şekil 4.9: FDY40Ag/S1 iletken örneğin yaralanma takip sistemine bağlanması

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' on 'COM
Current:0.90 voltage:6.94 resistance:7.71
Current:0.90 Voltage:6.94 Resistance:7.71
Current:0.90 Voltage:6.94 Resistance:7.71
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.90 Voltage:6.94 Resistance:7.71
Current:0.90 Voltage:6.94 Resistance:7.71
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:6.38 Resistance:7.92
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
```

Şekil 4.10: FDY40Ag/S1 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi



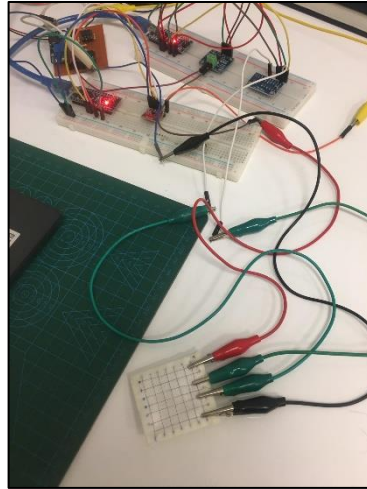
Şekil 4.11: FDY40Ag/S1 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiğı

FDY40Ag/S1 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu test edilmiştir. Bu kapsamda sinyal kesildiğinde sistem tarafından yapılan uyarma sistemi test edilmiştir. Uyarma mesajı Şekil 4.12’de gösterilmiştir.

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' on 'CO
-----
Current:0.40    Voltage:3.56    Resistance:8.91
Current:0.40    Voltage:3.56    Resistance:8.91
Current:0.50    Voltage:3.56    Resistance:7.13
Current:0.40    Voltage:3.56    Resistance:8.91
Current:0.40    Voltage:3.56    Resistance:8.91
Current:0.50    Voltage:3.56    Resistance:7.13
Current:0.40    Voltage:3.19    Resistance:8.91
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
```

Şekil 4.12: FDY40Ag/S1 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi

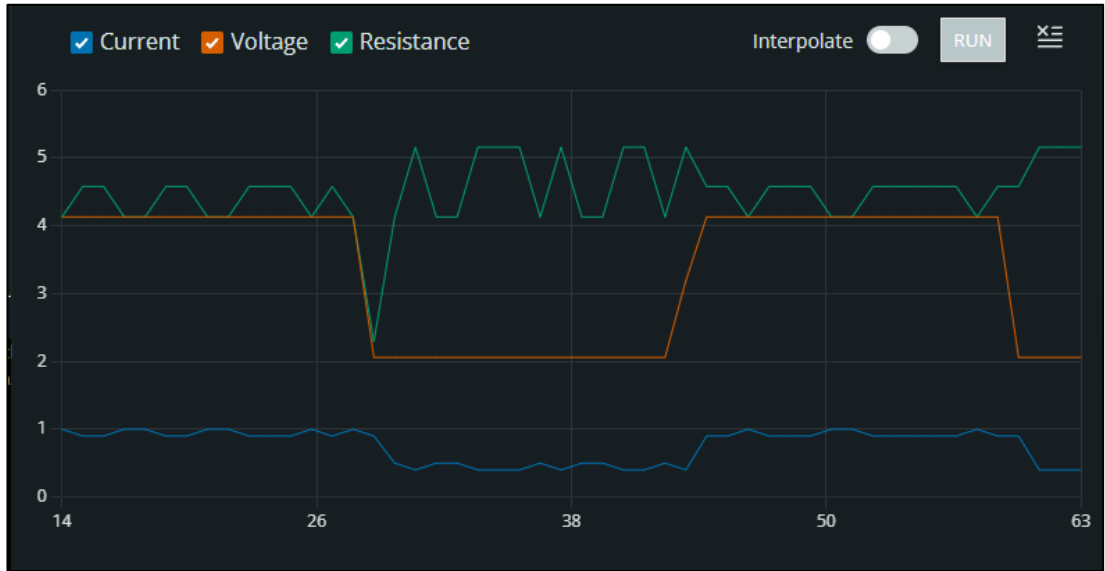
DTY40Ag/S2 iletken örnek sisteme bağladıktan sonra (Şekil 4.13) FDY40Ag/S1 örneğin testine benzer şekilde akım değeri ve direnç üzerinde oluşan voltaj düşüşü ölçülmüştür. Ölçülen akım ve voltaj değerleri ile eş zamanlı olarak direnç değeri hesaplanmıştır (Şekil 4.14) ve sinyal grafiği elde edilmiştir (Şekil 4.15).



Şekil 4.13: DTY40Ag/S2 iletken örneğin yaralanma takip sistemine bağlanması

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano')
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:3.94,Resistance:4.38
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:0.40,Voltage:2.25,Resistance:5.16
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:1.00,Voltage:4.31,Resistance:4.31
Current:0.90,Voltage:4.31,Resistance:4.58
Current:0.40,Voltage:2.25,Resistance:5.16
Current:0.40,Voltage:2.25,Resistance:5.63
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
```

Şekil 4.14: DTY40Ag/S2 iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal takibi



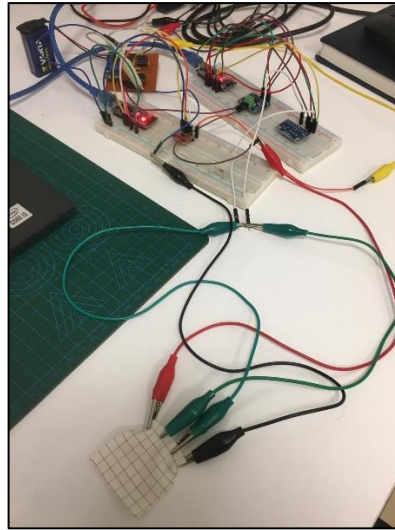
Şekil 4.15: DTY40Ag/S2 iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal grafiği

İkinci örnek üzerinden sinyal kesilme durumu test edilmiştir. Bu kapsamda sinyal kesildiğinde sistem tarafından yapılan uyarma sistemi test edilmiştir. Uyarma mesajı Şekil 4.16'da gösterilmiştir.


```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano')
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:3.94,Resistance:4.38
Current:0.90,Voltage:2.06,Resistance:3.13
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.40,Voltage:1.12,Resistance:4.22
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
```

Şekil 4.16: DTY40Ag/S2 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi

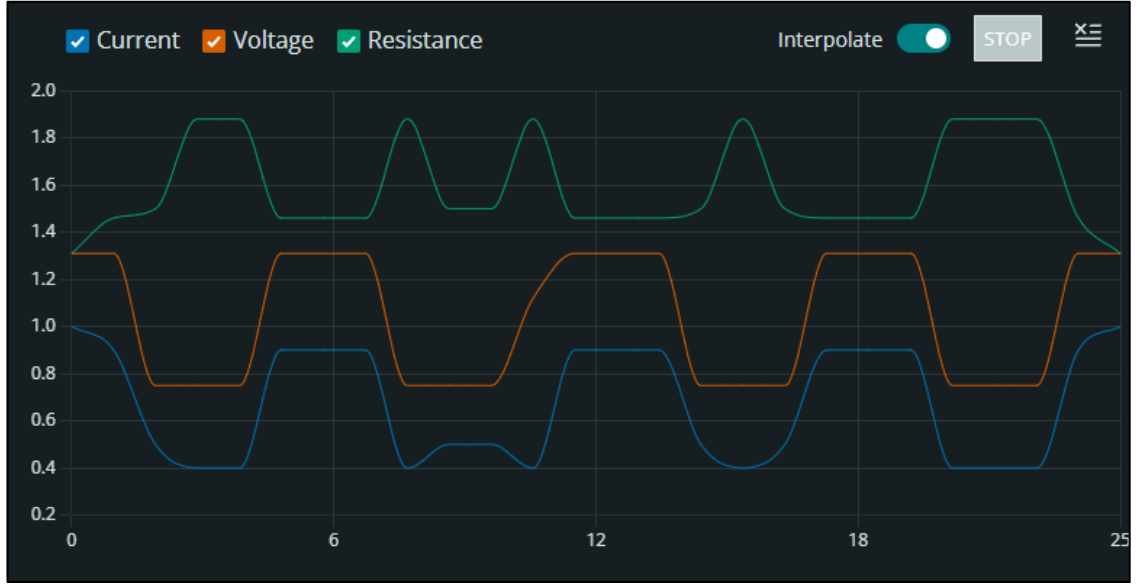
SWTAg/S3 iletken örnek sisteme bağladıktan sonra (Şekil 4.17) FDY40Ag/S1 örneğin testine benzer şekilde akım değeri ve direnç üzerinde oluşan voltaj azalması ölçülmüştür. Ölçülen akım ve voltaj değerleri ile eş zamanlı olarak direnç değeri hesaplanmış (Şekil 4.18) ve sinyal grafiği elde edilmiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.17: SWTAg/S3 iletken örneğin yaralanma takip sistemine bağlanması

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano')
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:1.00,Voltage:1.31,Resistance:1.31
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:1.00,Voltage:1.31,Resistance:1.31
Current:0.90,Voltage:0.94,Resistance:1.46
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.25
```

Şekil 4.18: SWTAğ/S3 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal takibi



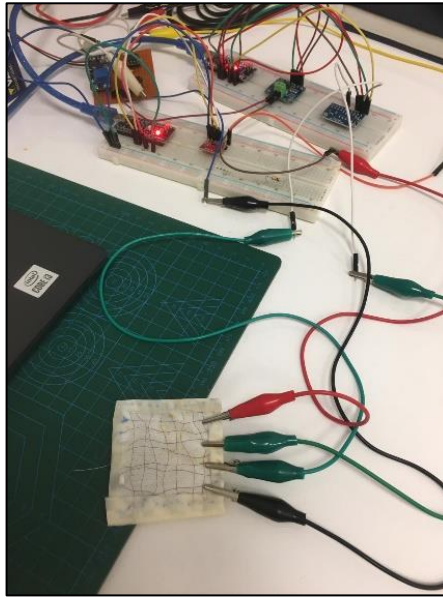
Şekil 4.19: SWTAğ/S3 iletken örneğın üzerinden gönderilen sinyal grafiğı

SWTAğ/S3 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu test edilmiştir. Bu kapsamda sinyal kesildiğinde sistem tarafından yapılan uyarma sistemi test edilmiştir. Uyarma mesajı Şekil 4.20’de gösterilmiştir.

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' or  
Current:0.90,Voltage:1.69,Resistance:1.88  
Current:0.90,Voltage:1.69,Resistance:1.88  
Current:0.90,Voltage:1.69,Resistance:1.88  
Current:0.40,Voltage:1.31,Resistance:3.28  
Current:0.40,Voltage:1.31,Resistance:2.81  
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88  
Current:0.90,Voltage:1.88,Resistance:2.08  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded  
Attention soldier xxxx has been wounded
```

Şekil 4.20: SWTA_g/S₃ örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi

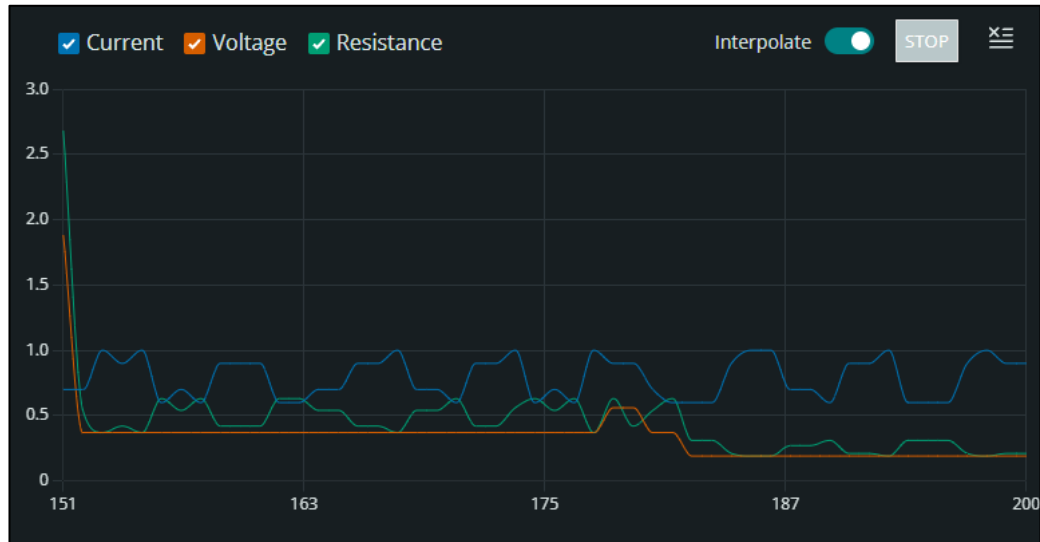
Cu/S₄ iletken örnek sisteme bağladıktan sonra (Şekil 4.21) FDY40Ag/S1 örneğin testine benzer şekilde akım değeri ve direnç üzerinde oluşan voltaj düşüşü ölçülmüştür. Ölçülen akım ve voltaj değerleri ile eş zamanlı olarak direnç değeri hesaplanmış (Şekil 4.22) ve sinyal grafiği elde edilmiştir (Şekil 4.23).



Şekil 4.21: Cu/S₄ iletken örneğin yaralanma takip sistemine bağlanması

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano')
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.42
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.42
Current:0.60,Voltage:0.37,Resistance:0.63
Current:0.70,Voltage:0.37,Resistance:0.54
Current:0.70,Voltage:0.37,Resistance:0.54
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.42
Current:0.90,Voltage:0.56,Resistance:0.63
Current:0.90,Voltage:0.56,Resistance:0.63
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.63
Current:0.60,Voltage:0.56,Resistance:0.94
Current:0.60,Voltage:0.56,Resistance:0.94
Current:0.70,Voltage:0.56,Resistance:0.80
Current:0.90,Voltage:0.56,Resistance:0.63
Current:1.00,Voltage:0.56,Resistance:0.56
Current:1.00,Voltage:0.75,Resistance:0.75
Current:0.70,Voltage:0.56,Resistance:1.07
```

Şekil 4.22: Cu/S4 iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal takibi



Şekil 4.23: Cu/S4 iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal grafiği

Cu/S4 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu test edilmiştir. Bu kapsamda sinyal kesildiğinde sistem tarafından yapılan uyarma sistemi test edilmiştir. Uyarma mesajı Şekil 4.24'te gösterilmiştir.

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' on 'COM1')

Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.42
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.42
Current:0.60,Voltage:0.37,Resistance:0.63
Current:0.60,Voltage:0.37,Resistance:0.63
Current:1.00,Voltage:0.00,Resistance:0.00
Current:0.90,Voltage:0.00,Resistance:0.00
Current:0.90,Voltage:-0.19,Resistance:-0.21
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
Attention soldier xxxx has been wounded
```

Şekil 4.24: Cu/S4 örnek üzerinden sinyal kesilme durumu testi

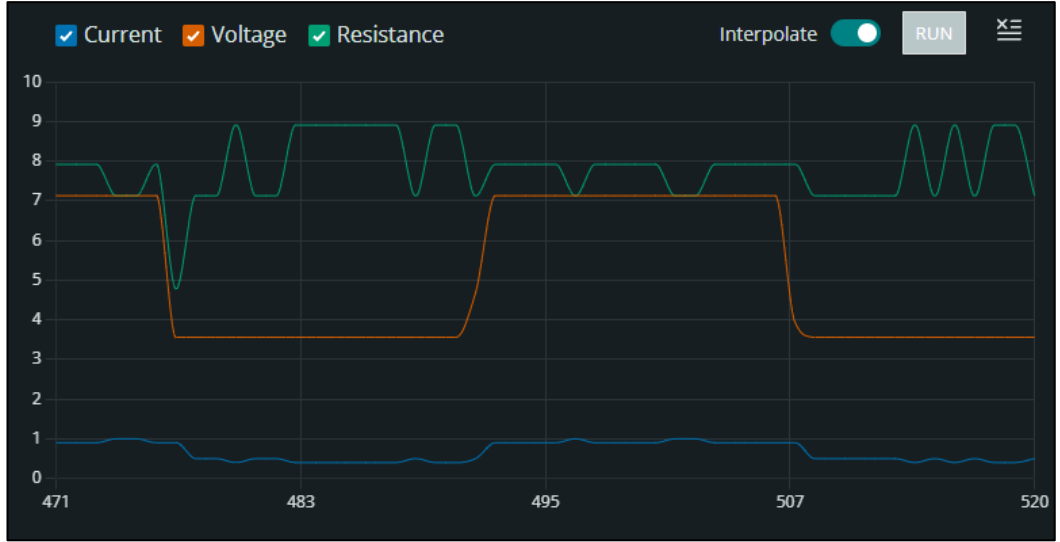
İletken katmanların elektrolif çekim yöntemi kullanarak nanolifleri elde edilmiştir. Ardından nanolifli/iletken örnekleri yaralanma tespit sistemine bağlanıp tekrar sinyal ölçümü gerçekleştirilmiştir. Ölçüm testlerine benzer şekilde akım değeri ve direnç üzerinde oluşan voltaj düşüşü ölçülmüştür. Ölçülen akım ve voltaj değerleri ile eş zamanlı olarak direnç değeri hesaplanmış ve sinyal grafiği elde edilmiştir.

Şekil 4.25'te birinci nanolifli/iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal takibi gösterilmiştir. Şekil 4.26'de FDY40Ag/S1 nanolifli/iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal grafiği gösterilmiştir.

```
Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' on 'COM1')

Current:0.90 voltage:7.13 resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.40 Voltage:3.56 Resistance:8.91
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.50 Voltage:3.56 Resistance:7.13
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:0.90 Voltage:7.13 Resistance:7.92
Current:1.00 Voltage:7.13 Resistance:7.13
Current:0.90 Voltage:3.56 Resistance:4.58
```

Şekil 4.25: FDY40Ag/S1 nanolifli/iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal takibi



Şekil 4.26: FDY40Ag/S1 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği

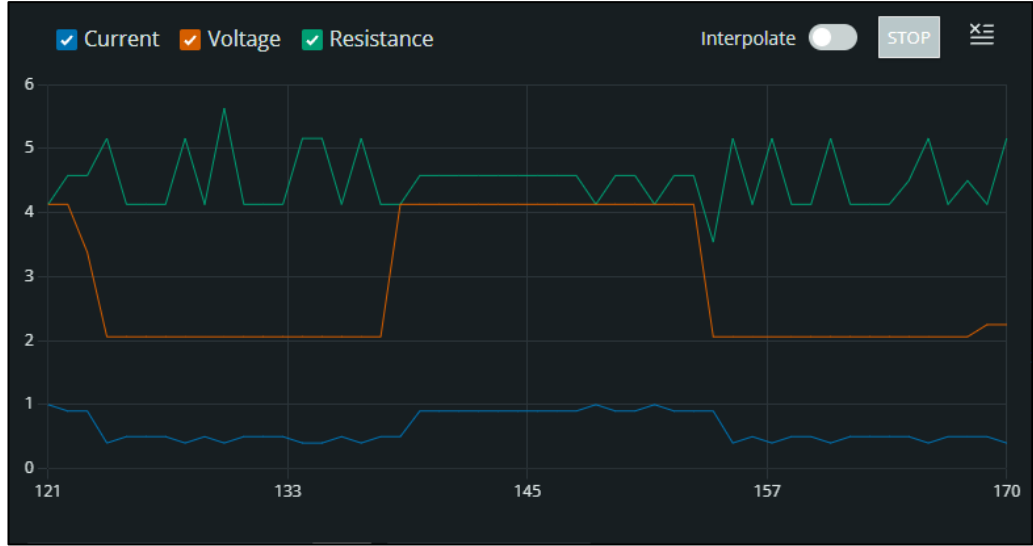
Şekil 4.27’de DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi gösterilmiştir. Şekil 4.28’de DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği gösterilmiştir.

```

Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano')
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.63
Current:1.00,Voltage:4.13,Resistance:4.13
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:1.00,Voltage:3.94,Resistance:3.94
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.50,Voltage:2.06,Resistance:4.13
Current:0.40,Voltage:2.06,Resistance:5.16
Current:0.40,Voltage:3.38,Resistance:5.16
Current:0.90,Voltage:4.13,Resistance:4.58

```

Şekil 4.27: DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi



Şekil 4.28: DTY40Ag/S2 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği

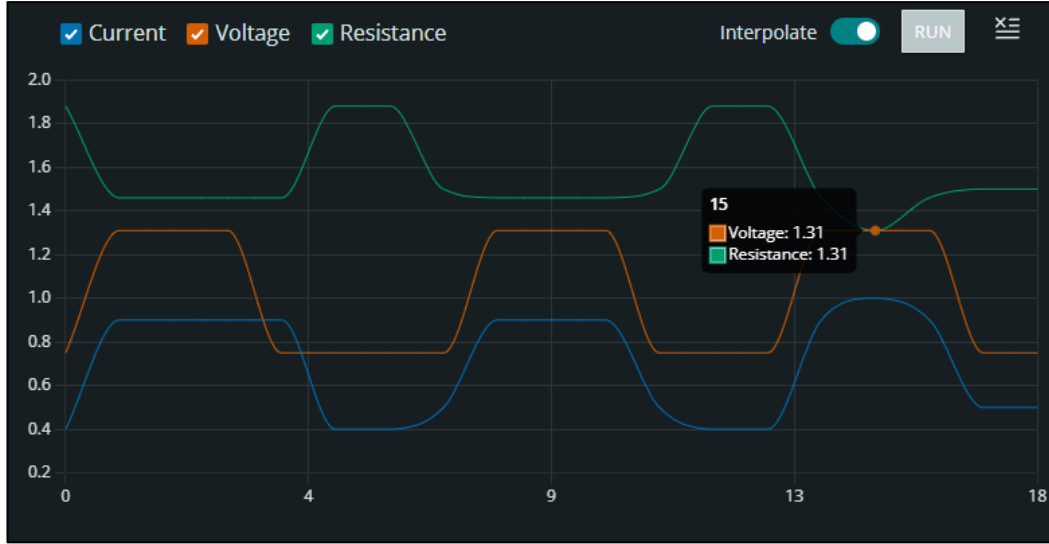
Şekil 4.29’de SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi gösterilmiştir. Şekil 4.30’de SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği gösterilmiştir.

```

Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano' d
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.12,Resistance:1.46
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.31,Resistance:1.46
Current:0.90,Voltage:1.12,Resistance:1.46
Current:0.50,Voltage:0.75,Resistance:1.50
Current:0.40,Voltage:0.75,Resistance:1.88

```

Şekil 4.29: SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi



Şekil 4.30: SWTAg/S3 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği

Şekil 4.31’de Cu/S4 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi gösterilmiştir. Şekil 4.32’de Cu/S4 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal grafiği gösterilmiştir.

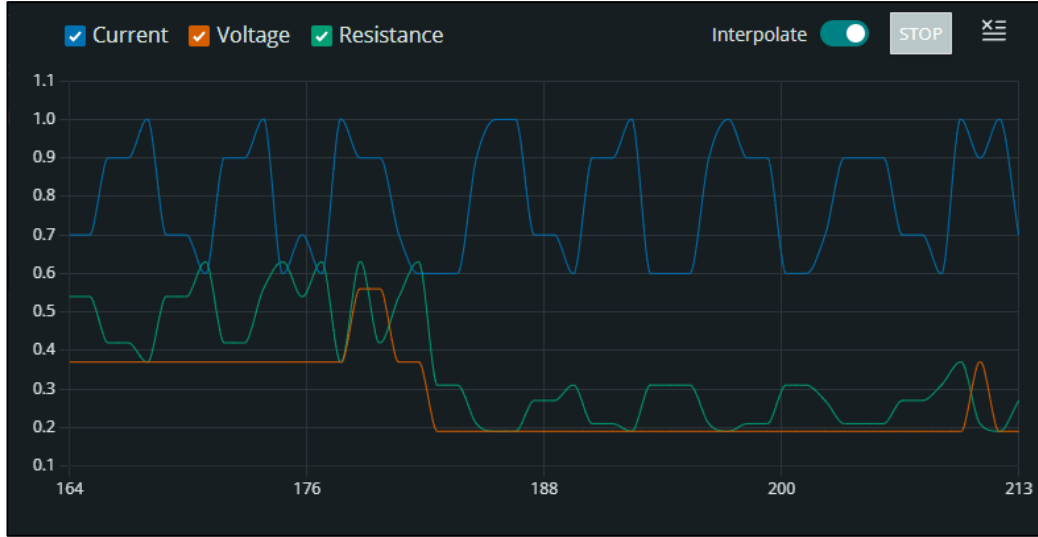
```

Message (Ctrl + Enter to send message to 'Arduino Nano

Current:0.90,Voltage:0.19,Resistance:0.21
Current:1.00,Voltage:0.19,Resistance:0.19
Current:0.90,Voltage:0.19,Resistance:0.21
Current:0.90,Voltage:0.19,Resistance:0.21
Current:0.60,Voltage:0.19,Resistance:0.31
Current:0.60,Voltage:0.19,Resistance:0.31
Current:0.70,Voltage:0.19,Resistance:0.27
Current:0.90,Voltage:0.19,Resistance:0.21
Current:0.90,Voltage:0.19,Resistance:0.21
Current:0.70,Voltage:0.19,Resistance:0.27
Current:0.70,Voltage:0.19,Resistance:0.27
Current:0.60,Voltage:0.19,Resistance:0.31
Current:1.00,Voltage:0.19,Resistance:0.37
Current:0.90,Voltage:0.37,Resistance:0.21
Current:1.00,Voltage:0.19,Resistance:0.19

```

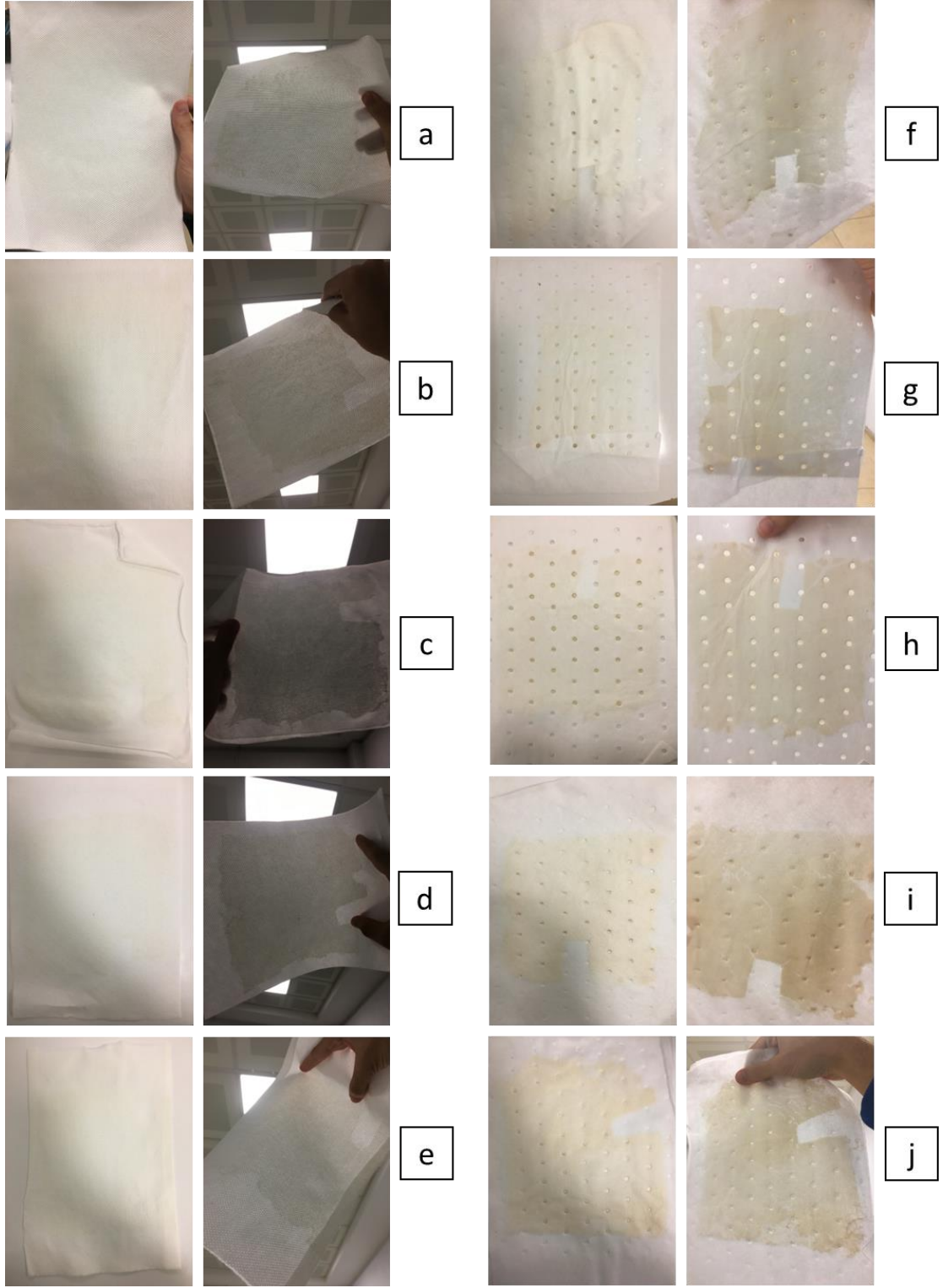
Şekil 4.31: Cu/S4 nanolifli/iletken örneğinden gönderilen sinyal takibi



Şekil 4.32: Cu/S4 nanolifli/iletken örneğin üzerinden gönderilen sinyal grafiği

4.7 Nanolifli Örneklerin Kumaşa Bağlanma Sonuçları

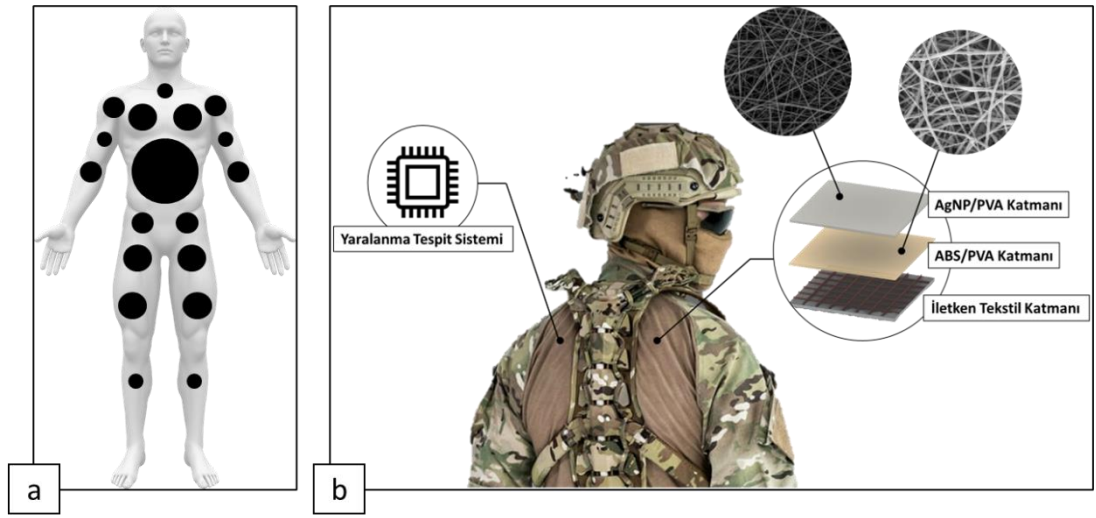
Çalışma kapsamında geliştirilen ABS/PVA ve AgNP/PVA nanolifleri farklı kumaş örnekleri arasında kalacak şekilde ultrasonik kaynak ve kalandırlama yöntemleri ile birleştirilmiştir. Şekil 4.33'te elde edilen kumaş katmanları gösterilmiştir.



Şekil 4.33: Elde edilen kumaş katmanları. a) MO1 örneği, b) MO2 örneği, c) MO3 örneği, d) MO4 örneği, e) MO5 örneği, f) MO6 örneği, g) MO7 örneği, h) MO8 örneği, i) MO9 örneği, j) MO10 örneği.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın temel amacı, askeri kıyafetlere entegre edilebilen anti-bakteriyel ve hemostaz özelliklerine sahip bir nanolifli katman tasarlamaktır. Nanolifler, yarayı enfeksiyondan koruma ve kanamayı durdurma görevine sahiptir. Aynı zamanda iletken lifler ve harici bir devre yardımıyla yaralanma tespit sistemi nanoliflerle entegre olacak şekilde tasarlanmıştır, böylece askeri kıyafetler kanamayı durdurabilir ve yaralanmaları aynı anda tespit edebilir. Şekil 5.1, elde edilen nanolifli ve iletken katmanların yerleşme bölgeleri ve kıyafet üzerinde entegrasyonu göstermektedir.



Şekil 9: a) Vücut üzerinde yerleştirilecek katmanların bölgeleri, b) Elde edilen katmanların askeri kıyafetlerin üzerinde entegrasyonu

Doku travması sonrası ağır kanama ve yara enfeksiyonu; savaşlarda ve acil durumlarda can kayıplarının başlıca tehlikeli faktörleridir. Bu nedenle, hastane öncesi ve hastane içi erken uygulama için hemostatik ajanlar özellikle önemlidir.

Askeri laboratuvar testlerinde etkili olduğu gösterilen sargılardan biri HemCon hemostatik sargıdır (HemCom, Inc., Tigard, Oregon). HemCon, hemostatik bir ajan olarak değerlendirmek için ideal kılan mukoadhezif aktiviteye sahip kitosan bazlı bir pansumandır (Evans ve Kent 1962). Afganistan ve Irak'taki Amerikan askerlerinin operasyonlarının sırasında bu pansumanın etkinliğine ilişkin ön raporlar, olumlu sonuçlar göstermiştir (Holcomb 2003). Pusateri ve diğ. (2003), HemCon pansumanının etkinliğini bir domuz ağır yaralanma modelinde göstermiştir.

Hızlı hemostaz sağlamak için nanoliflerin kullanılabilirliği yönündeki çalışmalar ilgi görmektedir. Yüksek spesifik yüzey alanı ve geniş gözenekliliği ile nanolifler kanama bölgesine yapışabilir, trombosit yapışmasını ve aktivasyonunu teşvik edebilir ve kan pıhtıları oluşturmak için lokal kan aglütinasyonunu hızlandırabilmektedir (Zhao ve diğ. 2016).

Archana ve diğ. (2015), kitosan-PVP-nano-Ag₂O'yu birleştirerek başarılı bir şekilde kitosan-PVP-Ag₂O'dan oluşan bir hemostatik membran üretmiştir. Polivinilpirolidon (PVP) hemostatik membran gücünü artırmış, bununla birlikte hemostatik membranın mekanik özelliklerini iyileştirmiş ve maliyeti düşürmüştür; nanogümüşün iyi antibakteriyel özelliği, kitosanın antibakteriyel özelliği ile, malzemenin diğer iyileştirici malzemelere kıyasla çifte antibakteriyel etkiye sahip olmasını sağlamıştır.

Lu ve diğ. (2017), liyofilizasyon yoluyla hazırlanan ve hemostaz için kullanılan bir kitosan süngerine gümüş/çinko oksit katkılanmıştır. Bu kompozit yüksek gözenekliliğe ve şişme özelliğine sahiptir. Hayvan deneyleri, hazırlanan kompozit sargının koagülasyon etkisini ve antibakteriyel aktiviteyi artırabildiğini ve toksisitesinin çok düşük olduğunu göstermiştir. Ayrıca, bu pansuman yeniden epitelizasyonu ve kolajen birikimini de teşvik edebilmiştir.

Wang ve diğ. (2018), farklı karbon zinciri uzunluklarına ve farklı alkil substitüsyonu derecelerine sahip bir dizi N-alkillenmiş kitosan sentezlemiş ve bunları elektrolif çekim yöntemiyle nanolif haline getirmiştir. Bu lifler yüksek spesifik yüzey alanına, temas açısına ve kan emme özelliklerine sahiptir, toksik olmayan, kısa pıhtılaşma süresine sahip, trombosit yapışmasını, agregasyonunu ve aktivasyonunu indükleyebilir ve mükemmel hemostatik özellikler sergilemiştir.

Fatahian ve diğ. (2020), traneksamik asidi (TXA) PVA ile karıştırarak hemostatik bir yara örtüsü üretmiştir. Ardından kan pıhtılaşma özelliklerini araştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, PVA-TXA (10 mg/ml) ve PVA-TXA (20 mg/ml) pansumanları kabul edilebilir kan pıhtılaşma kabiliyeti göstermiştir.

Bu literatürler değerlendirildiğinde, PVA polimeri, genel olarak güvenli (Generally Recognized as Safe, GRAS) olarak bilinen, toksik özellik göstermeyen, yüksek termal ve kimyasal kararlılığa sahip, yarı kristal yapıda, hidrofilik bir polimerdir. Yüksek biyouyumluluğu ve düşük maliyeti nedeniyle elektrolif çekim sisteminde sıklıkla kullanılmaktadır (Koski ve diğ. 2004, McFarland ve diğ. 2006). Bu nedenle, ABS'i içeren nanoliflerin üretiminde PVA polimeri tercih edilmiştir. Çalışmada anlatılan işlemler kapsamında ABS konsantrasyonu, % 10, % 20, % 30, % 40 ve % 50 olacak şekilde ayarlanmıştır. Elde edilen nanoliflerin morfolojisini incelemek için FESEM analizi yapılmıştır. FESEM görüntülerine göre ABS konsantrasyonu artmasıyla beraber boncukla liflerin oluşmaya başlamıştır. Elde edilen EDS spektrasına göre tüm ABS/PVA örneklerindeki yapılan alan taramalarda Na elementin miktarı Cl elementine göre daha yüksektir. Bu da elektrolif çekim işlemi sırasında Na⁺ katoda yani kolektöre geçmesinden kaynaklanmaktadır.

ABS/PVA nanoliflerin kimyasal yapıları, FT-IR spektroskopisi kullanılarak karakterize edilmiştir. Spektroda 10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA'ya ait görülen karakteristik bantlar şu şekildedir: 3290 cm⁻¹ 3263 cm⁻¹ ile arasındaki bant aralığı -OH grubuna bağlı gerilme titreşimini göstermektedir. 2940 cm⁻¹ 2910 cm⁻¹ ile bant aralığı -CH₂ grubunun simetrik gerilme titreşimi, 1716 cm⁻¹ bandı ve 1683 cm⁻¹ bandı C=O gerilme titreşimi, 1653 cm⁻¹ bandı O-H bükülme titreşimi, 1418 cm⁻¹ bandı C-H bükülme titreşimi, 1092 cm⁻¹ bandı C-O gerilme titreşimi, 1052 cm⁻¹ O-H gerilme titreşimi ve 846 cm⁻¹ C-C gerilme titreşimini göstermektedir. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan araştırmalarla örtüşmektedir (El Bahy ve diğ. 2012, Kharazmi ve diğ. 2015, Abureesh ve diğ. 2016, Li ve diğ. 2019, Zhuang ve diğ. 2020, Ge ve diğ. 2021, Web Anonim 6 2022).

10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA örneklerin spektrası yorumlanmasında ABS içeriği (Goker ve diğ. 2008) oluşturdukları FTIR piklere bakılmıştır. 1558 cm⁻¹ bandı C-C aromatik halkalar bulunması, 1540 cm⁻¹ bandı amid (II) bulunması, 1506 cm⁻¹ bandı N-H bükülme titreşimi ve C-N gerilme titreşimi, 1328 cm⁻¹ 1338 cm⁻¹ ile arasında bant aralığı O-H bükülme titreşimini göstermektedir. Bu pikler ABS içinde bulunan *Timus vulgaris*, *Glycyrrhiza glabra*, *Vitis vinifera*, *Alpinia officinarum* ve *Urtica dioica* oluşturdukları piklerle örtüşmektedir (Demiralp 2013, Huda ve diğ. 2015, Catauro ve diğ. 2017,

Suma ve diğ. 2018, Kumari ve Kumar 2019, Yang ve diğ. 2020, Yılmaz 2020, Bocsan ve diğ. 2021, Koçak ve Yılmaz 2021).

Çalışma kapsamında elde edilen ABS/PVA nanoliflerin hemostatik aktivitesi değerlendirilmiştir. Bu kapsamda testler, damla ölçüm tekniği kullanılarak yapılmıştır. Sonuçlara göre 10ABS/PVA, 20ABS/PVA, 30ABS/PVA, 40ABS/PVA ve 50ABS/PVA örneklerindeki bulunan ABS konsantrasyonu artmasıyla beraber pıhtı oluşum süresi azaldığı gözlenmiştir. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan araştırmalarla örtüşmektedir.

Askeri operasyon sırasında yaraların bakımı için uygun fiyatlı, etkili hemostatik ve antimikrobiyal özelliğine sahip yara örtülerinin geliştirilmesi önem taşımaktadır. Koagülopati özelliğine sahip patojenlerin varlığı göz önünde bulundurulduğunda bu nokta özellikle önemlidir (Edwards ve diğ. 2021). Enfeksiyon, savaş yaralanmalarının önemli bir komplikasyonudur. İmmobilizasyon, yara irrigasyonu, cerrahi debridman ve gecikmiş tedavinin yanı sıra, yaralanma sonrası antimikrobiyaller, özellikle erken kontaminasyon florasına ait bakterilerin neden olduğu savaşla ilişkili enfeksiyonların azaltılmasına katkıda bulunur. Modern savaşta, savaşla ilgili enfeksiyonlara neden olan bakteriler çoğunlukla geç kontaminasyon florasına ait Gram-negatif bakterilerdir (Mérens ve diğ. 2014).

Araştırmacılar, elektrolif çekim teknolojisini kullanarak, kompozit nanoliflere işlevsellik kazandırmak için NP'lerin kullanımını kapsamlı bir şekilde araştırmışlardır. Nano-metal ve nano-metal oksitler, antibakteriyel özellikler gibi teknik özellikleri artırmak için nanolifli yapılara dahil edilebilmektedir (Merzougui ve diğ. 2022).

Nanolifler, yüksek esneklik, yüksek spesifik yüzey alanı ve yüzey işlevselliği nedeniyle antimikrobiyal performans açısından geleneksel antibakteriyel malzemelerden daha iyi performans göstermektedir; bu nedenle sağlık ve tekstil alanlarında kullanılan malzemelerin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır (Merzougui ve diğ. 2022). AgNP'ler, büyük hacimli formlarına kıyasla benzersiz fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri nedeniyle tıbbi uygulamalarda tercih edilen malzeme haline gelmiştir (Nicolae-Maranciuc ve diğ. 2020).

Balakrishnan ve Thambusamy (2020), PVA/siklodekstrin (CD) polimer matrisi kullanarak AgNP'ler ve riboflavin (RF) implante edilmiş nanolifli yara örtüleri üretmek için elektroçirime yöntemini kullanmışlardır. Nanokompozit iskeleler mükemmel bir lifli morfoloji, iyi antibakteriyel aktivite ve AgNP'ler ve RF'nin kapsüllenmesi nedeniyle termal stabilitede önemli bir değişiklik sergilemiştir. *In vitro* sitotoksikite testleri, çift ilaç yüklü (PVA/CD) varlığında hayatta kalan hücre sayısının % 90'dan fazla olduğunu göstererek mükemmel biyoyumluluklarını doğrulamıştır. *In vivo* sonuçlar, üretilen AgNPs-RF gömülü PVA/CD nanofibröz iskelelerin aynı amaçla yara iyileşmesini hızlandırabileceğini göstermiştir.

El-Aassar ve diğ. (2020), AgNP'ler içeren poligalakturonik-hyaluronik asit nanolifleri (Ag-PGA/HA) üretmiştir. Nanokompozitteki AgNP'ler hem Gram-pozitif hem de Gram-negatif bakterilere karşı güçlü bir antibakteriyel bölge inhibisyonu etkisini göstermiştir.

Yang ve diğ. (2020), elektrolif çekim yöntemi kullanarak etil selüloz (EC) – AgNP/ polivinilpirrolidon (PVP)- siprofloksasin (CIP) nanolifleri üretmiştir. X-ışını kırınımı (XRD) ve FT-IR bulguları, liflerin CIP ve PVP ile kimyasal olarak uyumlu olduğunu göstermiştir. *In vitro* antibakteriyel sonuçları, EC-AgNP/ PVP-CIP nanoliflerinin diğer lif formülasyonlarından daha iyi geniş spektrumlu antibakteriyel özellikler gösterdiğini ortaya koymuştur ve hem AgNP hem de CIP'nin yara pansumanlarında kullanabilecek bir malzeme olarak potansiyel etkisini doğrulamıştır.

ABS/PVA nanolifli örneklerine benzer şekilde PVA polimeri, AgNP'i içeren nanoliflerin üretiminde de kullanılmıştır. Çalışmada anlatılan işlemleri kapsamında AgNP konsantrasyonu, % 0, % 10, % 30 ve % 50 olacak şekilde ayarlanmıştır. Elde edilen nanoliflerin morfolojisini incelemek için FESEM analizi yapılmıştır. FESEM görüntülerine göre AgNP konsantrasyonu artmasıyla beraber boncuklu lifler oluşmaya başlamıştır. Elde edilen EDS spektrasında 10AgNP/PVA örneğin taranan bölgesinde 0,44 Ag, 30AgNP/PVA örneğin taranan bölgesinde 0,22 Ag ve 50AgNP/PVA örneğin taranan bölgesinde 0,74 Ag bulunmuştur. EDS spektrasında 30AgNP/PVA örneğin miktarı 10AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA örneklerin miktarlarına göre az olduğunu bulunmuştur. Bunun sebebinin taranan bölgelerdeki AgNP'nin alt katmanlarda bulunması olduğu düşünülmektedir.

AgNP/PVA nanoliflerin kimyasal yapıları, FT-IR spektroskopisi kullanılarak karakterize edilmiştir. Spektrada 0AgNP/PVA'ya ait görülen karakteristik bantlar şu şekildedir: 3272 cm⁻¹'deki pik -OH grubuna bağlı gerilme titreşimini göstermektedir. 2910 cm⁻¹ bandı -CH₂ grubunun simetrik gerilme titreşimi, 1716 cm⁻¹ bandı ve 1684 cm⁻¹ bandı C=O gerilme titreşimi, 1653 cm⁻¹ ve 1318 cm⁻¹ bantları O-H bükülme titreşimi, 1419 cm⁻¹ bandı C-H bükülme titreşimi, 1091 cm⁻¹ bandı C-O gerilme titreşimi, 1053 cm⁻¹ O-H gerilme titreşimi ve 848 cm⁻¹ C-C gerilme titreşimini göstermektedir. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan araştırmalarla örtüşmektedir (Bahy ve diğ. 2012, Kharazmi ve diğ. 2015, Abureesh ve diğ. 2016, Li ve diğ. 2019, Zhuang ve diğ. 2020, Ge ve diğ. 2021, Web Anonim 6 2022).

Spektrada 10AgNP/PVA, 30AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA'ya ait görülen karakteristik bantlar şu şekildedir: 1540 cm⁻¹ bandı C-C gerilme titreşimi, 1507 cm⁻¹ bandı keto ve asetil gruplarının bulunması ve 1030 cm⁻¹ bandı C-H aromatik grup deformasyonu titreşimini göstermektedir (Aracri ve diğ. 2014). 1540 ve 1507 bantları Ag nanopartikül oluşumunu göstermektedir (Muralidhar ve diğ. 2017, Satapute ve diğ. 2017). Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan araştırmalarla örtüşmektedir (Pulit-Prociak ve diğ. 2020, Yang ve diğ. 2020). 10AgNP, 30 AgNP/PVA ve 50AgNP/PVA'ya ait spektrasında, AgNP içermeyen 0AgNP/PVA spektrasından farklılık göstermemiştir. Bu da nanopartiküllerin dahil edilmesiyle nanoliflerin değişmediği anlamına gelmektedir.

Çalışma kapsamında elde edilen AgNP/PVA nanoliflerin antimikrobiyal etkisi belirlenmiştir. Analizler, CLSI 2021 standardı kapsamında disk difüzyon ve tekstil dokumalarında ön emli olan ISO 20645:2004 kapsamında yapılmıştır. Sonuçlara göre 10AgNP/PVA ve 30AgNP/PVA örnekleri antimikrobiyal etki göstermemişlerdir. Bu da nanoliflerindeki bulunan AgNP düşük miktarından kaynaklandığı düşünülmektedir. 0AgNP/PVA örneği AgNP içermediğinden antimikrobiyal etki göstermemiştir. 50AgNP/PVA örneği ise iyi bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Bununla birlikte örneğin oluşturduğu inhibisyon bölgesinin sınırları 1 mm'den büyük olduğu gözlenmiştir.

Askeri kıyafetlerine sensör yerleştirme fikri ilk olarak Georgia Teknoloji Enstitüsü araştırmacıları tarafından ortaya atılmıştır (Jayaraman 2022). Temel amaç, askerin durumunu izlemek ve olası yaralanmaları ve bunların askerin sağlığı

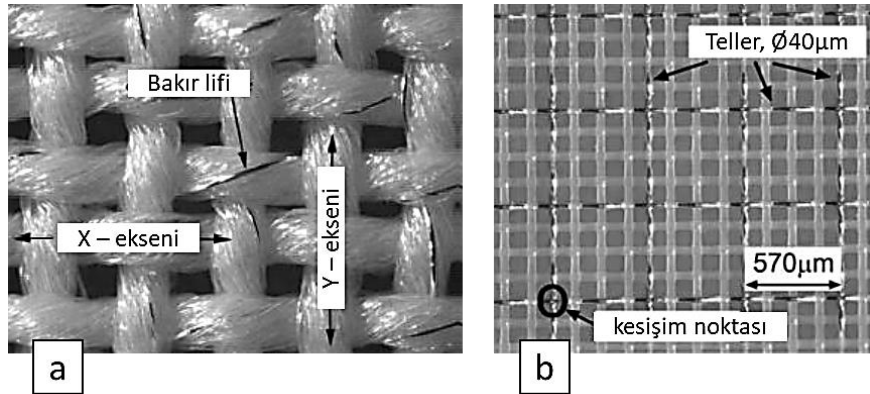
üzerindeki etkilerini ortaya çıkarmaktır. Scataglini ve diğ. (2015), akıllı kıyafetlerin askeri alandaki mevcut ana uygulamalarını sağlık takibi, çevresel güvenlik takibi, stres yönetimi ve insan fonksiyonlarını güçlendirilmesi olarak sınıflandırmıştır. Savaş alanında gerçek zamanlı bilgi erişime duyulan ihtiyaç, askeri geliştirme programlarında iyi bir şekilde belgelenmiştir. Askeri muharebe kıyafetlerinin malzemeleri pasiftir ve elektroniğin tekstile entegre edilebilmesi, performansta devrim niteliğinde gelişmeler elde etme ve savaş alanında daha önce hayal edilmemiş yeteneklerin gerçekleştirilmesi potansiyelini sağlamaktadır. Elektronik cihazlar hem ticari hem de askeri sektörlerde kişisel kullanım için giderek küçültülmektedir (Winterhalter ve diğ. 2005).

Akıllı malzemeler, nakış, dikiş, dokunmamış tekstil, örme, dokuma, eğirme, örgü, kaplama/laminasyon, baskı ve kimyasal işlemler gibi farklı teknolojilerle tekstil yapısına dahil edilebilmektedir. Elektrik iletken lifler, liflerin metaller, galvanik maddeler veya metalik tuzlarla kaplanmasıyla üretilebilmektedir (Stoppa ve Chiolerio 2014). Kaplamalar, elektriksel olarak iletken tekstiller oluşturmak için liflerin, ipliklerin ve hatta kumaşların yüzeyine uygulanabilmektedir. Yaygın tekstil kaplama işlemleri arasında elektriksiz kaplama, buharlaştırıcı biriktirme, püskürtme, tekstilin iletken bir polimer ile kaplanması yer almaktadır (Gimpel ve diğ. 2004).

Dokuma kumaş yapıları, çok sayıda elektrik ileten ve iletmeyen bileşenle ayrıntılı elektrik devreleri olarak kullanılabilen karmaşık bir ağ sağlayabilmektedir. Elektronik cihazları yerleştirmek için birden fazla katmana ve boşluğa sahip olacak şekilde tasarlanabilmektedir (Gimpel ve diğ. 2004).

Zürih'teki ETH'nin Elektronik Bölümü ve Giyilebilir Bilgisayar Laboratuvarı'ndaki araştırmacılar, bir bakır iplikle bükülmüş polyester ipliklerden oluşan düz dokuma bir tekstil yapısı üretmişlerdir. Başlangıçta standart bir tasarımla (Şekil 5.2a) başlayan araştırmacılar daha sonra PETEX (Şekil 5.2b) adı verilen hibrit bir kumaş tasarlamışlardır (Locher 2006). Bu kumaş 42 µm çapında dokuma polyester monofilament iplik (PET) ve (50 ± 8) µm çapında bakır tellerden (American Wire Gauge, AWG 461) oluşmaktadır. Her bakır telin kendisi elektrik yalıtımı olarak poliüretan ile kaplanmıştır. Tekstildeki bakır tel örgüsü 570 µm'lik bir aralığa sahiptir (çözgü ve atkıdaki örgü sayısı 17,5 cm⁻¹'dir). PETEX ile araştırmacılar akıllı tekstil

üretimi için yeni bir yaklaşım ortaya koymuştur. Amaç, özel bir tekstil devresinin üretilebilmesidir.



Şekil 10: a) Polyester liflerle bükülmüş bakır ipliğin standart tasarımı, b) PETEX.

Çalışma kapsamında, yaralanmaları tespit eden sisteminde yer alan iletken tekstil katmanları gümüş ile kaplanan naylon filament, gümüş ile kaplanan pamuk ipliği ve bakır teli kullanarak üretilmiştir. İletken katmanları elde edilmesinde teller 1x1 bez ayağı şeklinde temel dokuma tekniği ile oluşturulmuştur. Dokunmuş yüzeyler, atkı ve çözgü iplikleri olarak kullanılan gümüş kaplı ipliklerin ve bakır tellin, birbirleriyle dik açı oluşturacak şekilde, birbirlerinin altından ve üstünden geçerek bağlantı yapmalarıyla elde edilmiştir. Tasarımın ana fikri, yaralanma tespiti için elektrot olarak kullanılacak bir ağ deseni oluşturmaktır. Bu ağın üzerinden bir mikrodenetleyici tarafından takip edilen bir elektrik sinyali göndermektir. Yaralanma durumunda ağ paterni yok olacak ve böylece bir açık devre oluşacaktır. Asker kıyafeti içindeki oluşan açık devre ve takip sistemi sayesinde yaralanma uyarımı yapılacaktır.

Kıyafetlerde esneklik, toparlanma, örtücülük, kesebilme ve tutuş gibi dokunsal özellikler oldukça önemlidir. Bu nedenle, kullanılan liflerin ince olması ve birim alan başına düşük ağırlığa sahip olması gerekmektedir. Bu koşullar, makul bir elektrik iletkenliği için gereken malzeme ve geometrilerle tutarsızdır, çünkü metal teller gibi unsurların tekstile dahil edilmesi sertliği artırır ve esnekliği azaltmaktadır (Web Anonim 7 2022). Literatürde genellikle metal teller ve metal lifler arasında bir ayrım yapılmamaktadır. Ancak Sprint Metal (Hemer, Almanya) şirketi metal lifleri ve telleri çaplarına göre tanımlamıştır. İnce bir tel 30 µm ila 1,4 mm arasında bir çapa sahipken, bir metal fiber 2 ila 40 µm çapa sahiptir (Web Anonim 8 2022). İletken iplik kullanıldığında, iletkenliği sağlamak için kumaşın üretiminden sonra ek bir adım gerekmez. Bu iletken ipliklerin iletkenliği 10-500 Ω/m aralığındadır (Locher 2004).

İletken katmanlardaki kullanılan iplikler 0.15 mm çapa sahiptir. FDY40Ag/S1, DTY40Ag/S2 ve SWTAğ/S3 örneklerinde kullanılan iplikler esnek bir yapıya sahipken Cu/S4 örneğinde kullanılan bakır teli sert bir yapıya sahiptir. Bununla birlikte bakır teli ipliklere göre yüksek iletkenlik özeliğini göstermiştir. Çalışmada bölümünde iletken katmanların elektriksel özellikleri değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre, FDY40Ag/S1 8,2 Ω , DTY40Ag/S2 4,2 Ω , SWTAğ/S3 1,3 Ω ve Cu/S4 0,2 Ω dirençlik göstermiştir.

Pacelli ve diğ. (2007), düz yataklı örgü makinesi kullanarak, iletken iplik (bazal iplik etrafında bükülmüş paslanmaz çelik tel) ve elastik iplik kullanarak giyilebilir bir solunum izleme sistemi geliştirmiştir. Solunum izleme için iki farklı metodoloji kullanılmıştır: piezorezistif sensördeki elektrik direncindeki değişim ve dört tekstil elektrot ile ölçülen göğüs kafesi empedansındaki değişim. Solunum takibi düz örme sensörlerle başarıyla gerçekleştirilmiştir. Her iki sistem de (empedans pnömografisi ve piezorezistif pletismograf) hareket aktivitesi sırasında solunum hızının tespit edilmesini sağlamıştır.

Pacelli ve diğ. (2006), ayrıca düz ve yuvarlak örgüden dokuma işlemine kadar farklı teknolojilerden yararlanmış ve algılayıcı elastik kumaş üretmek için kes ve dik yaklaşımını kullanmıştır. Dikiş, iletken kablo olarak kullanılan iletken esnek ipliklerle gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada yaralanmaları tespit eden sisteminin tasarımında 4 telli ölçüm yöntemi kullanılmıştır. Tasarlanan sistemde yer alan iletken tekstil katmanların dirençleri eş zamanlı olarak mikrodenetleyici tarafından ölçülmektedir. Mikrodenetleyici tarafından ölçülen iletken katmanların dirençlerin değerleri katmanların elektriksel özelliklerin değerlendirme sonuçlarına göre çok küçük sapmalar göstermiştir. Bu sapmalar yaralanma sisteminde kullanılan INA219 akım sensörü ve ADS1115 analog-dijital dönüştürücü ve iletken katmanların arasındaki bağlanan ölçüm kabloların oluşturduğu gürültülerden kaynaklanmaktadır. Uygun filtre ve iletken katmanların ile yaralanma sistemi arasında daha iyi bir bağlantı sağlayarak gürültüleri yok edebilmektedir. Ölçüm sırasında küçük sapmalar bulunduğu halde yaralanma tespit sistemi istenen şekilde çalışmıştır. İletken katmanların üzerinden geçen elektrik sinyali kesildiği anda sistem otomatik olarak yaralanma uyarısı vermiştir.

Elde edilen katmanları askeri kıyafetlerine entegre edebilecek haline getirmek için AgNP/PVA ve ABS/PVA nanolifli katmanları farklı kumaş örneklere farklı yöntemler kullanılarak bağlanmıştır. Elde edilen örneklerde özellikle kalender yöntemi ile bağlanan MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerinde ayrılma meydana gelmemiştir. Ancak elde edilen örnekler biraz sertleşmiştir. Ultrasonik yöntem ile bağlanan MO6, MO7, MO8, MO9 ve MO10 örneklere yumuşaklığını korumuştur. Ancak zorlanırlarsa katmanlar ayrılabilir. Aynı zamanda MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin antimikrobiyal etkisi belirlenmiştir. Analizler, CLSI 2021 standardı kapsamında disk difüzyon ve tekstil dokumalarında ön emli olan ISO 20645:2004 kapsamında yapılmıştır. Sonuçlara göre MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örneklerin altında herhangi bir üreme bulunmamıştır. Böylece MO1, MO2, MO3, MO4 ve MO5 örnekleri iyi bir antimikrobiyal etkisine sahip olduğu kabul edilmiştir.

Çalışma kapsamında elde edilen MO6, MO7, MO8, MO9 ve MO10 örneklerin hemostatik aktivitesi değerlendirilmiştir. Bu kapsamda testler, ABS/PVA nanolifli örneklerin testlerine benzer şekilde damla ölçüm tekniği kullanılarak yapılmıştır. Sonuçlara göre, sırayla MO 6, MO 9 ve MO 10 örnekleri 5,61sn, 5,79 sn ve 4,58 sn pıhtılaşma süresi göstermiştir. MO6, MO9 ve MO10 kumaşları, ABS/PVA nanoliflerin hemostatik aktivitesini olumsuz etkilememiştir. MO7 ve MO8 örneklerin kumaşları ise ABS/PVA nanoliflerin hemostatik aktivitesi üzerinde daha etkili olmuştur. ABS nanoliflerin pıhtılaşma süresi 2,89 sn ve 5,92 sn arasındayken MO7 ve MO8 sırayla 23,05 sn ve 32,05 sn pıhtılaşma süresi göstermiştir. Bu etki kullanılan kumaşın kalınlığından ve tipinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte *in vitro* uygulamalarda hemostatik ajanlar uygulandıktan 2 dk sonra kanamayı durdurmalıdır (Biranje ve diğ. 2021). Bu çalışma kapsamında elde edilen ABS/PVA nanolifli katmanlar, saniyeler içinde pıhtı oluşturma özelliğini göstermiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Savaş, terör saldırıları, askeri operasyonları ve çatışma ortamlarından kaynaklanan yaralanmaların acil tıbbi tedavisi, standart travma yaklaşımından farklıdır. Kanamalar, özellikle de omuz ve kasık bölgelerinden gelen sıkıştırılmayan kanamalar, savaş alanında önlenemez ölümlerin önde gelen nedeni olmaya devam etmektedir. Ağır yaralı askerlere müdahale etmenin ilk adımı, kanamayı mümkün olan en kısa sürede kontrol altına almaktır. Damar yaralanması gibi kanamayı kontrol altına almak için turnike uygulanamayan bazı durumlarda, kanamayı hemostatik ajanla durdurulması önem taşımaktadır.

Bu çalışmada, operasyon koşulları ve manevra durumunda meydana gelebilecek yaralanmaları tespit edebilen, enfeksiyonlar ve kanamalara karşı tasarlanmış askeri kıyafetlerde kullanılmak üzere sistem geliştirilmiştir. Bu amaçla gümüş ile kaplanan iplikler ve bakır teller ile elektrik iletkenliği, gümüş nanopartikülleri ile antimikrobiyal aktivite ve Ankaferd Blood Stopper® hemostatik ajanı ile kanama durdurma özelliği sağlanması hedeflenmiştir. Çalışma kapsamında kapsamda askeri kıyafetlere entegre edilebilen antimikrobiyal ve hemostaz özelliklerine sahip nanolifli katmanlar üretilmiştir. Nanolifler, yarayı enfeksiyondan koruma ve kanamayı durdurmasından sorumludur. Aynı zamanda iletken lifler ve harici bir devre yardımıyla yaralanma tespit sistemi nanoliflerle entegre olacak şekilde tasarlanmıştır, böylece askeri kıyafetler kanamayı durdurabilmekte ve yaralanmaları aynı anda tespit edebilmektedir. Çalışma kapsamında, askeri kıyafetinin iç yüzeyine uygulanacak bir sistemin ön denemesi olup endüstriyel seviyede üretim için ön prototip tasarlanmıştır. Ön prototiple istenen hedefe ulaşılmıştır. Geliştirilen nanolifli katmanlar istenen hemostatik aktivite ve antimikrobiyal etkisini göstermiştir. Bununla birlikte geliştirilen yaralanma takip sistem, iletken ipliklerin üzerinden gönderilen sinyali eş zamanlı olarak takip edebilmiştir. Sinyal kesildiği anda otomatik yaralanma uyarısı vermiştir.

Endüstriyel seviyede sistemin verimliliği artırmak için ek denemeler ve optimizasyon işlemleri yapılması gerekmektedir. Ayrıca, elde edilen hemostatik nanolifli katmanların kalınlaştırılması gerekmektedir. Bu ek işlemlerin ilerdeki süreçlerde yapılması hedeflenmektedir çünkü mevcut laboratuvar alt yapısı ile

oluşturulan prototip Teknoloji Hazırlık Seviyesi 6 olarak belirlenmiştir. Seri üretim öncesi optimizasyon gerekliliği aşıkardır. Çalışma sonucunda elde edilmiş sistem, endüstriyel tasarım ile sadece halk sağlığı açısından değil aynı zamanda hayatta kalımla da ilgili süreçlerde yüksek katma değer etki gösterecektir. Sistem aynı zamanda ticarileşmesi halinde ekstrem sporlarla uğraşan ve sağlık hizmetine erişimi olamayan sporcuların hayatta kalımı üzerine dolaylı etkide bulunacaktır.

7. KAYNAKLAR

Abureesh, M.A., Oladipo, A.A., Gazi, M., “Facile synthesis of glucose-sensitive chitosan–poly (vinyl alcohol) hydrogel: Drug release optimization and swelling properties”, *International journal of biological macromolecules*, 90, 75-80, (2016).

Aghajani, B., Hosseini, B., “Hydroxyapatite-Hardystonite nanocomposite scaffolds prepared by the replacing the polyurethane polymeric sponge technique for tissue engineering applications” *Nanomed. J.* 4, 254–262, (2017).

Akduman, C., “Cellulose acetate and polyvinylidene fluoride nanofiber mats for N95 respirators”, *Journal of Industrial Textiles*, 50, (8), 1239- 1261, (2021).

Akduman, C., Akçakoca Kumbasar, E.P., “Nanofibers in face masks and respirators to provide better protection”, *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, Istanbul, 460, (2018).

Akhavan, O., “Graphene scaffolds in progressive nanotechnology/stem cell-based tissue engineering of the nervous system”, *Journal of Materials Chemistry B*, 4(19), 3169-3190, (2016).

Akkoç, N., Akçelik, M., Haznedaroğlu, İ.C., Göker, H., Turgut, M., Aksu, S., Kirazlı, Ş., FIRAT, H.C., “In vitro anti-bacterial activities of Ankaferd medicinal plant extract”, *Turkiye Klinikleri J Med Sci*, 29, 410 - 415, (2009).

Aksoy, E.A., “Synthesis and surface modification studies of biomedical polyurethanes to improve long term biocompatibility”, Ph.D Thesis. *Middle East Technical University*, Ankara, (2008).

Angamma, C.J., Jayaram, S.H., “Analysis of the Effects of Solution Conductivity on Electrospinning Process and Fiber Morphology”, *IEEE Trans. Ind. Appl.*, 47, 1109–1117, (2011).

Annenkova, V.Z., Dianova, N.G., Annenkova, V.M., Ugryumova, G.S., Voronkov, M.G., “Feracryl, a new hemostatic polymer, and its interaction with blood plasma proteins”, *Pharm Chem J*, 14, 431–433 (1980).

Annenkova, V. Z., Annenkova, V. M., Ugryumova, G. S., Dianova, N. G., Voronkov, M. G. “The study of the effect of the quantity of iron on biological-activity of iron-containing polyacrylic-acid”, *Khimiko-Farmatsevticheskii Zhurnal*, 18, (8), 944-945, (1984).

Annenkova, V. Z., Annenkova, V. M., Kazimirovskaia, V. B., Kononchuk, G. M., Kuznetsova, E. E., Voronkov, M.G., “Experimental toxicological research on the preparation ferakril”, *Ekspperimental'naia i Klinicheskaia Farmakologiya*, 60, (4), 71-73, (1997).

Bailey, A.G., “Electrostatic Spraying of Liquids, New York: John Wiley & Sons, (1988).

Anonim 1, "Adafruit ina219 current sensor breakout", *Adafruit Industries*, (2016).

Anonim 2, “ADS1115 Data Sheet”, (2018).

Aracri, E., Blanco, C.D., Tzanov, T., “An enzymatic approach to develop a lignin-based adhesive for wool floor coverings”, *Green Chemistry*, 16(5), 2597-2603, (2014).

Archana, D., Singh, B.K., Dutta, J., Dutta, P.K., “Chitosan-PVP-nano silver oxide wound dressing: in vitro and in vivo evaluation”, *International journal of biological macromolecules*, 73, 49-57, (2015).

Atalan, N., “Hemostatic Drugs”, *Journal of Cardio-Vascular-Thoracic Anaesthesia and Intensive Care Society*, 20, (1), 1-6, (2014).

Baggio, S., Laganà, A. S., Garzon, S., Scollo, M., Raffaelli, R., Tateo, S., Ghezzi, F., Franchi, M., “Efficacy of a collagen-fibrin sealant patch (TachoSil®) as adjuvant treatment in the inguinofemoral lymphadenectomy for vulvar cancer: a double-blind randomized-controlled trial”, *Archives of gynecology and obstetrics*, 299, (5), 1467–1474, (2019).

Bahy, G.S., El-Sayed, E.S.M., Mahmoud, A.A., Gweily Noha, “Preparation and characterization of poly vinyl alcohol/gelatin blends”, *Journal of Applied Sciences Research*, 8, 3544-3551, (2012).

Baji, A., Agarwal, K., Oopath, S. V., “Emerging Developments in the Use of Electrospun Fibers and Membranes for Protective Clothing Applications”, *Polymers*, 12(2), 492, (2020).

Balakrishnan, S. B., Thambusamy, S., “Preparation of silver nanoparticles and riboflavin embedded electrospun polymer nanofibrous scaffolds for in vivo wound dressing application”, *Process Biochemistry*, 88, 148-158, (2020).

Balali-Mood, M., Moshiri, M., Etemad, L., *Encyclopedia of Toxicology (Third Edition)*, USA: Academic Press, 503-508, (2014).

Banzi, M., Shiloh, M., “Getting started with Arduino”, Maker Media, Inc., (2022).

Barakat, N.A. M., Kanjwal, M. A., Sheikh, F.A., Kim, H.Y., “Spider-Net within the N6, PVA and PU Electrospun Nanofiber Mats Using Salt Addition: Novel Strategy in the Electrospinning Process”, *Polymer*, 50, 4389–4396, (2009).

Biranje, S. S., Madiwale, P. V., Patankar, K. C., Chhabra, R., Bangde, P., Dandekar, P., & Adivarekar, R. V., “Cytotoxicity and hemostatic activity of chitosan/carrageenan composite wound healing dressing for traumatic hemorrhage”, *Carbohydrate polymers*, 239, 116 - 106, (2020).

Biranje, S.S., Sun, J., Shi, Y., Yu, S., Jiao, H., Zhang, M., Liu, J., “Polysaccharide-based hemostats: recent developments, challenges, and future perspectives”, *Cellulose*, 28(14), 8899-8937, (2021).

Braghirolli, D.I., Steffens, D., Pranke, P., “Electrospinning for regenerative medicine: a review of the main topics”, *Drug Discovery Today*, 19, (6), 743-753, (2014).

Broekema, F. I., van Oeveren, W., Zuidema, J., Visscher, S. H., Bos, R.R. “In vitro analysis of polyurethane foam as a topical hemostatic agent”, *J Mater Sci Mater Med*, 22(4), 1081–1086, (2011).

Bisht, G., Srivastava, S., Kulshreshtha, R., Sourirajan, A., Baumler, D.J., Dev, K., “Applications of red pigments from psychrophilic *Rhodospirillum rubrum* in health, food and antimicrobial finishes on textiles”, *Process Biochem*, 94, 15–29, (2020).

Bocsan, I. C., Pop, R. M., Sabin, O., Sarkandy, E., Boarescu, P.-M., Roşian, Ş. H., Buzoianu, A. D., “Comparative Protective Effect of *Nigella sativa* Oil and *Vitis vinifera* Seed Oil in an Experimental Model of Isoproterenol-Induced Acute Myocardial Ischemia in Rats”, *Molecules*, 26(11), 3221, (2021).

Burnett, L.R., Richter, J.G., Rahmany, M.B., Soler, R., Steen, J.A., Orlando, G., Abouswareb, T., Van Dyke, M.E., “Novel keratin (KeraStat) and polyurethane (Nanosan(R)-Sorb) biomaterials are hemostatic in a porcine lethal extremity hemorrhage model”, *J. Biomater. Appl.*, 28, 869–879, (2014).

Catauro, M., Bollino, F., Tranquillo, E., Sapio, L., Illiano, M., Caiafa, I., & Naviglio, S., “Chemical analysis and anti-proliferative activity of Campania

Thymus Vulgaris essential oil”, *Journal of Essential Oil Research*, 29(6), 461–470, (2017).

Chakoli, A.N., Ahmadi, S., He, J.M., Huang, Y.D., “Aminated multiwalled carbon nanotubes/oxidized regenerated cellulose nanocomposites for haemostatic applications”, *Mater Today Proc*, 5, 15661–15666, (2018).

Chen, K., Ghosal, A., Yarin, A.L., Pourdeyhimi, B., “Modeling of spunbond formation process of polymer nonwovens”, *Polymer*, 187, (2020).

Chou, D., Tulloch, A., Cossman, D. V., Cohen, J. L., Rao, R., Barmparas, G., Mirocha, J., & Wagner, W., “The Influence of Collagen Impregnation of a Knitted Dacron Patch Used in Carotid Endarterectomy”, *Annals of vascular surgery*, 39, 209 - 215. (2017).

Clifford C.C., “Treating traumatic bleeding in a combat setting”, *Military medicine*, 169, (12), 8-10, (2004).

Çolak, S., Altan, A., Akbulut, N., “Lokal hemostatik ajanlar”, *Journal of International Dental Sciences*, 3,147-152, (2018).

De Vrieze, S., De Clerck, K., “80 years of electrospinning”, *International Conference on Latest Advances in High-Tech Textiles and Textile-Based Materials*, Ghent University, Ghent, Belgium, 60 - 63, (2009).

Deitzel, J.M., Kleinmeyer, J., Harris, D.E.A., Tan, N.B. “The effect of processing variables on the morphology of electrospun nanofibers and textiles” *Polymer*, 42(1), 261-272, (2001).

Della Puppa, A., Rossetto, M., Scienza, R., “Use of a new absorbable sealing film for preventing postoperative cerebrospinal fluid leaks: Remarks on a new approach”, *Br. J. Neurosurg*, 24, 609–611, (2010).

Demir, M.M., Yilgor, I., Yilgor, E., Erman, B., “Electrospinning of Polyurethane Fibers”, *Polymer*, 43, 3303–3309, (2002).

Demiralp, D., “The Fourier Transform Infrared (FTIR) Spectroscopic and Mass Spectrometric Metabolomics Studies of Ankaferd Hemostat”, *International Journal of Hematology and Oncology*, 23(3), 171–177, (2013).

Dolez, P.I., Mlynarek, J. , “Smart materials for personal protective equipment: Tendencies and recent developments”, (ed: V. Konkar), *Smart Textiles and their Applications*, Cambridge: Woodhead Publishing in Textiles, 497-517, (2016).

Eastridge, B. J., Hardin, M., Cantrell, J., Oetjen-Gerdes, L., Zubko, T., Mallak, C., Wade, C. E., Simmons, J., Mace, J., Mabry, R., Bolenbaucher, R., & Blackburne, L. H., “Died of wounds on the battlefield: causation and implications for improving combat casualty care”, *The Journal of trauma*, 71, (1 Suppl), S4–S8, (2011).

Eastridge, B. J., Mabry, R. L., Seguin, P., Cantrell, J., Tops, T., Uribe, P., Mallett, O., Zubko, T., Oetjen-Gerdes, L., Rasmussen, T. E., Butler, F. K., Kotwal, R. S., Holcomb, J. B., Wade, C., Champion, H., Lawnick, M., Moores, L., Blackburne, L. H., “Death on the battlefield (2001-2011): implications for the future of combat casualty care”, *J Trauma Acute Care Surg*, 73, (6 Suppl 5), S431 - S437, (2012).

Edwards, J.V., Graves, E., Bopp, A., Prevost, N., Santiago, M., Condon, B., “Electrokinetic and Hemostatic Profiles of Nonwoven Cellulosic/Synthetic Fiber Blends with Unbleached Cotton”, *J. Funct. Biomater*, 5, 273-287, (2014).

Edwards, J.V., Prevost, N., Yager, D., Nam, S., Graves, E., Santiago, M., Condon, B., Dacorta, J., “Antimicrobial and Hemostatic Activities of Cotton-Based Dressings Designed to Address Prolonged Field Care Applications”, *Military medicine*, 186, (1), 116–121, (2021).

Eisoldt, L., Smith, A., Scheibel, T., “Decoding the secrets of spider silk”, *Materials Today*, 14 (3), 80 - 86, (2011).

El-Aassar, M. R., Ibrahim, O. M., Fouda, M. M., El-Beheri, N. G., Agwa, M. M., “Wound healing of nanofiber comprising Polygalacturonic/Hyaluronic acid embedded silver nanoparticles: In-vitro and in-vivo studies”, *Carbohydrate polymers*, 238, 116175, (2020).

Evans, E., Kent, S., “The use of basic polysaccharides in histochemistry and cytochemistry: IV: precipitation and agglutination of biological materials by Aspergillus polysaccharide and deacetylated chitin”, *J Histochem Cytochem* 10, 8 – 24, (1962).

Fatahian, R., Mirjalili, M., Khajavi, R., Rahimi, M.K., Nasirizadeh, N., “Fabrication of antibacterial and hemostatic electrospun PVA nanofibers for wound healing”, *SN Applied Sciences*, 2 (7), (2020).

Fraser, I.S., Porte, R.J., Kouides, P.A., Lukes, A.S., “A benefit-risk review of systemic haemostatic agents: part 1: in major surgery”, *Drug safety*, 31(3), 217–230, (2008).

Ge, J.C., Wu, G., Yoon, S.K., Kim, M.S., Choi, N.J., “Study on the preparation and lipophilic properties of polyvinyl alcohol (PVA) nanofiber membranes via green electrospinning”, *Nanomaterials*, 11(10), 2514, (2021).

Gilbert, W., “De magnete, magneticisque corporibus, et de magno magnete tellure”, New York: Courier, (1958).

Gimpel, S., Mohring, U., Muller, H., Neudeck, A., Scheibner, W., “Textile-based electronic substrate technology”, *Journal of industrial textiles*, 33(3), 179-189, (2004).

Goker, H., Haznedaroglu, I. C., Ercetin, S., Kirazli, S., Akman, U., Ozturk, Y., Firat, H. C. “Haemostatic actions of the folkloric medicinal plant extract Ankaferd Blood Stopper”, *J Int Med Res*, 36(1), 163–170, (2008).

Gorji, M., Bagherzadeh, R., Fashandi, H., “Electrospun Nanofibers in Protective Clothing”, *Electrospun Nanofibers Elsevier*, 21, 571-598, (2017).

Gulati, R., Sharma, S., Sharma, R.K., “Antimicrobial textile: recent developments and functional perspective”, *Polymer bulletin (Berlin, Germany)*, 79(8), 5747–5771, (2021).

Guo, M., Ma, Y., Wang, C., Liu, H., Li, Q., Fei, M., “Synthesis, anti-oxidant activity, and biodegradability of a novel recombinant polysaccharide derived from chitosan and lactose”, *Carbohydrate polymers*, 118, 218–223, (2015).

Guyton, AC., Hall, JE., *Text book for medical physiology*, Philadelphia: Elsevier Saunders, eleventh edition, 467, (2006).

Gustaite S, Kazlauske J, Bobokalonov J., Perni, S., Dutsch, V., Liesiene, J., Prokopovich, P., “Characterization of cellulose based sponges for wound dressings”, *Colloids Surfaces A Physicochem Eng Asp*, 480, 336–342, (2015).

Hagewood, J., “Production of polymeric nanofibers”, *Inter Fiber J*, 19, (1), 48–50, (2004).

Haider, A., Haider, S., Kang, I.K., “A Comprehensive Review Summarizing the Effect of Electrospinning Parameters and Potential Applications of Nanofibers in Biomedical and Biotechnology”, *Arabian J. Chem.*, 11, 1165–1188, (2018).

Han, J., Xiong, L., Jiang, X., Yuan, X., Zhao, Y., & Yang, D., “Bio-functional electrospun nanomaterials: From topology design to biological applications”, *Progress in Polymer Science*, 19, 1 - 28, (2019).

Holcomb, J, “Medical Experiences and Lessons Learned: “Operation Iraqi Freedom”, *Advanced Trauma Applications for Combat Casualty Care Conference*, (2003).

Howe, N., Cherpelis, B., “Obtaining rapid and effective hemostasis: Part I. Update and review of topical hemostatic agents”, *J Am Acad Dermatol*, 69, (5), 659.e1–659.e17, (2013).

Hsu, B. B., Conway, W., Tschabrunn, C. M., Mehta, M., Perez-Cuevas, M. B., Zhang, S., & Hammond, P. T., “Clotting Mimicry from Robust Hemostatic Bandages Based on Self-Assembling Peptides”, *ACS nano*, 9, (9), 9394–9406, (2015a).

Hsu, B.B., Hagerman, S.R., Jamieson, K., Castleberry, S.A., Wang, W., Holler, E., Ljubimova, J.Y., Hammond P.T., “Multifunctional Self-Assembled Films for Rapid Hemostat and Sustained Anti-infective Delivery”, *ACS Biomater Sci Eng*, 1, 148 – 156, (2015b).

Hu, J., Wang, X., Ding, B., Lin, J., Yu, J., Sun, G., “One-Step Electro-Spinning/Netting Technique for Controllably Preparing Polyurethane Nano-Fiber/Net”, *Macromol. Rapid Commun*, 32, 1729–1734, (2011).

Huda, J. A. T., Mohammed, Y. H., Imad, H. H., “Phytochemical analysis of *Urtica dioica* leaves by fourier-transform infrared spectroscopy and gas chromatography-mass spectrometry”, *Journal of Pharmacognosy and Phytotherapy*, 7(10), 238–252, (2015).

Husain, O., Lau, W., Edirisinghe, M., Parhizkar, M., “Investigating the Particle to Fibre Transition Threshold During Electrohydrodynamic Atomization of a Polymer Solution”, *Mater. Sci. Eng.*, 65, 240–250, (2016).

Hutten, I.M., “Handbook of nonwoven filter media”, Elsevier, 195-244, (2007).

Ito, T., Yamaguchi, S., Soga, D., Yoshimoto, T., Koyama, Y., “Preparation of a Bioadhesive Poly(Acrylic Acid)/Polyvinylpyrrolidone Complex Gel and Its Clinical Effect on Dental Hemostasis”, *Gels*, 8(8), 462, (2022).

Iyigundogdu, Z.U., Demir, O., Asutay, A.B., Sahin, F., “Developing novel antimicrobial and antiviral textile products”, *Appl Biochem Biotechnol*, 181, 1155–1166, (2017).

Jayaraman, S., “Smart Shirt [online]”, (19 ekim 2022), <https://www.mse.gatech.edu/people/sundaresan-jayaraman>, (2022).

Katzenell, U., Ash, N., Tapi A.L., Campino, G.A., Glassberg, E., “Analysis of the Causes of Death of Casualties in Field Military Setting”, *Mil Med*, 177, (9), 1065–1068, (2012).

Keser, F., “Ana Örgüler [online]”, <https://www.derstekstil.name.tr/component/k2/item/603-ana-%C3%B6rg%C3%BCler.html>, (ekim 24 2022), (2018).

Khan, N., “Applications of electrospun nanofibers in the biomedical field”, *SURG J*, 5, 63–73, (2012).

Kharazmi, A., Faraji, N., Mat Hussin, R., Saion, E., Yunus, W.M.M., Behzad, K., “Structural, optical, opto-thermal and thermal properties of ZnS–PVA nanofluids synthesized through a radiolytic approach”, *Beilstein Journal of Nanotechnology*, 6, 529–536, (2015).

Koçak, Ö. F., Yılmaz, F., “Use of *Alpinia Officinarum* Rhizome in Textile Dyeing and Gaining Simultaneous Antibacterial Properties”, *Journal of Natural Fibers*, 1–12, (2021).

Koluman, A., Akar, N., Haznedaroglu, I.C., “Antibacterial activities of Ankaferd hemostat (ABS) on “Shiga toxin producing *Escherichia coli*” and other pathogens significant in Foodborne diseases”, *Turk J Haematol*, 34,(1), 93–98, 2017.

Koski, A., Yim, K., Shivkumar, S.J.M.L., “Effect of molecular weight on fibrous PVA produced by electrospinning”, *Materials Letters*, 58, (3-4), 493-497, (2004).

Kumar, L.A., “Teleintimation garment:a wearable electronic garment for soldier’s status monitoring application”, *RMUTP International Conference: Textiles & Fashion*, Bangkok-Thailand, 3-4, (2012).

Kumar, S., VK, J., George, J., Mukkadan, J., “Bleeding time and Clotting Time in Healthy Male and Female College Students of Karukutty Village, Kerala”, *Health Prospect*, 12(1), 7–9, (2013).

Kumari, A., Kumar, J. “Phyto-Chemical Screening of Root Extracts of *Glycyrrhiza Glabra* by Spectroscopic Methods (UV-VIS Spectrophotometer,

FTIR & HPLC)", *International Journal of Pharmaceutical Sciences and Drug Research*, 11(6), 376-81, (2019).

Lala, N.L., Ramaseshan, R., Bojun, L., Sundarrajan, S., Barhate, R.S., Liu, Y.-J., Ramakrishna, S., "Fabrication of nanofibers with antimicrobial functionality used as filters: Protection against bacterial contaminants", *Biotechnology and Bioengineering*, 97(6), 1357-1365, (2007).

Landsman, T. L., Touchet, T., Hasan, S. M., Smith, C., Russell, B., Rivera, J., Maitland, D. J., & Cosgriff-Hernandez, E., "A shape memory foam composite with enhanced fluid uptake and bactericidal properties as a hemostatic agent" *Acta biomaterialia*, 47, 91 - 99, (2017).

Laurila, H., "Resistance measurement; 2, 3 or 4 wire connection – How does it work and which to use? [online]", (23 ekim 2022), <https://blog.beamex.com/resistance-measurement-2-3-or-4-wire-connection#>, (2017).

Lee, K.Y., Mooney, D.J., "Alginate: Properties and biomedical applications", *Prog Polym Sci*, 37, 106–126, (2012).

Leena, M. M., Yoha, K. S., Moses, J. A., Anandharamakrishnan, C., "Nanofibers in Food Applications", *Reference Module in Food Science*, 634-650, (2019).

Li, T.T., Yan, M., Zhong, Y., Ren, H.T., Lou, C.W., Huang, S.Y., Lin, J.H., "Processing and characterizations of rotary linear needleless electrospun polyvinyl alcohol (PVA)/Chitosan (CS)/Graphene (Gr) nanofibrous membranes", *Journal of Materials Research and Technology*, 8(6), 5124-5132, (2019).

Lim, H.B., Ma, D., Wang, B., Kalbarczyk, Z., Iyer, R.K., Watkin, K.L., "A soldier Health Monitoring System For Military Application", *International Conference on Body Sensor Networks*, Singapore, 246 - 249, (2010).

Lim, H., "A Review of Spunbond Process", *Journal of Textile and Apparel, Technology And Management*, 6(3), 1-13, (2010).

Lipp-Symonowicz, B., Sztajnowski, S., Wojciechowska, D., "New commercial fibres called "bamboo fibres" Their structure and properties", *Fibres Text East Eur*, 84, 18–23, (2011).

Lizák, P., Mojumdar, S.C., “Influence of the material structure on the thermal conductivity of the clothing textiles”, *J Therm Anal Calorim*, 119, 865–869, (2015).

Locher, I., “Technologies for System-on-Textile Integration”, Ph.D. Thesis, *Swiss Federal Institute of Technology (ETH)*, Zurich, Switzerland, 2006.

Locher, I., Kirstein, T., Tröster, G., “Routing methods adapted to e-textiles”, *37th International Symposium on Microelectronics (IMAPS)*, Long Beach, CA, USA, 16–18, (2004).

Lu, X., Li, X., Yu, J., Ding, B., “Nanofibrous hemostatic materials: Structural design, fabrication methods, and hemostatic mechanisms”, *Acta biomaterialia*, (in press) (2022).

Lu, Z., Gao, J., He, Q., Wu, J., Liang, D., Yang, H., Chen, R. “Enhanced antibacterial and wound healing activities of microporous chitosan-Ag/ZnO composite dressing”, *Carbohydrate Polymers*, 156, 460–469, (2017).

Luo, C. J., Nangrejo, M., Edirisinghe, M.A., “Novel Method of Selecting Solvents for Polymer Electrospinning”, *Polymer*, 51, 1654–1662, (2010).

Luo, C. J., Stride, E., Edirisinghe, M., “Mapping the Influence of Solubility and Dielectric Constant on Electrospinning Polycaprolactone Solutions”, *Macromolecules*, 45, 4669–4680, (2012).

Luzio, A., Canesi, E.V., Bertarelli, C., Caironi, M., “Electrospun polymer fibers for electronic applications”, *Materials*, 7, 906–947, (2014).

Martin, M., Oh, J., Currier, H., Tai, N., Beekley, A., Eckert, M., & Holcomb, J., “An analysis of in-hospital deaths at a modern combat support hospital”, *The Journal of trauma*, 66, (4 Suppl), S51-S61, (2009).

McCarthy, R. R., Ullah, M. W., Booth, P., Pei, E., Yang, G., “The use of bacterial polysaccharides in bioprinting”, *Biotechnology advances*, 37, (8), 107448, (2019).

McCulloch, J.G., “The history of the development of meltblowing technology”, *Int Nonwoven J*, 8, 139–149, (1999).

McFarland, L.V., “Meta-analysis of probiotics for the prevention of antibiotic associated diarrhea and the treatment of *Clostridium difficile* disease”, *The American journal of gastroenterology*, 101, (4), 812–822, (2006).

McQueen, R.H., Ehnes, B.L., “Antimicrobial Textiles and Infection Prevention—Clothes and Inanimate Environment”, (eds: Bearman, G., Morgan, D.J., K. Murthy, R., Hota, S.), *Infection Prevention*. Cham: Springer, 139–149, (2022).

Merzougui, C., Miao, F., Liao, Z., Wang, L., Wei, Y., Huang, D., “Electrospun nanofibers with antibacterial properties for wound dressings”, *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 1-19, (2022).

Mérens, A., Rapp, C., Delaune, D., Danis, J., Berger, F., Michel, R., “Prevention of combat-related infections: Antimicrobial therapy in battlefield and barrier measures in French military medical treatment facilities”, *Travel Medicine and Infectious Disease*, 12, (4), 318–329, (2014).

Midha, V.K., Dakuri, A., “Spun bonding technology and fabric properties: A review”, *J Textile Eng Fashion Techno*, 1, 1-9, (2017).

Mirjalili, M., Karimi, L., “Antibacterial dyeing of polyamide using turmeric as a natural dye”, *Autex Research Journal*, 13(2), 51–56, (2013).

Mohamed, M.A., Abd Mutalib, M., Mohd Hir, Z.A., M Zain, M. F., Mohamad, A. B., Jeffery Minggu, L., Awang, N. A., W Salleh, W. N., “An overview on cellulose-based material in tailoring bio-hybrid nanostructured photocatalysts for water treatment and renewable energy applications”, *Int J Biol Macromol*, 103, 1232–1256, (2017).

Murakami, Y., Yokoyama, M., Nishida, H., Tomizawa, Y., Kurosawa, H., “A simple hemostasis model for the quantitative evaluation of hydrogel-based local hemostatic biomaterials on tissue surface”, *Colloids Surfaces B Biointerfaces*, 65, 186–189, (2008).

Muralidhar, Y., Alpha Raj, M., Prasad, T.N.K., Chaitanya Kumar, T.V., Adilaxmamma, K., Srilatha, C., Aparna, N., “Antibacterial, anti-inflammatory and antioxidant effects of acetyl-11- α -keto- β -boswellic acid mediated silver nanoparticles in experimental murine mastitis”, *IET Nanobiotechnology*, 11(6), 682–689, (2017).

Nadaf, A., Gupta, A., Hasan, N., Ahmad, S., Kesharwani, P., Ahmad, F. J. “Recent update on electrospinning and electrospun nanofibers: current trends and their applications”, *RSC advances*, 12(37), 23808-23828, (2022).

Narayanan, P.M., Wilson, W.S., Abraham, A.T., Sevanan, M., “Synthesis, Characterization, and Antimicrobial Activity of Zinc Oxide Nanoparticles Against Human Pathogens”, *BioNanoSci*, 2, 329–335 (2012).

Nayak, R., Padhye, R., Kyratzis, I.L., Truong, Y.B., Arnold, L., “Recent advances in nanofibre fabrication techniques”, *Textile Research Journal*, 82, (2), 129-147, (2012).

Nealon, C., “Wearable tech for the battlefield and people at risk for heart attacks [online]”, (19 ekim 2022), <https://www.buffalo.edu/news/releases/2014/11/019.html>, (2014).

Nicolae-Maranciuc, A., Chicea, D., Chicea, L. M., “Ag Nanoparticles for Biomedical Applications—Synthesis and Characterization—A Review”, *International Journal of Molecular Sciences*, 23(10), 5778, (2022).

Niro, A., Pignatelli, F., Fallico, M., Sborgia, A., Passidomo, F., Gigliola, S., Nacucchi, A., Sborgia, G., Boscia, G., Alessio, G., Boscia, F., Addabbo, G., Reibaldi, M., Avitabile, T., “Polyhexamethylene biguanide hydrochloride (PHMB)-properties and application of an antiseptic agent. A narrative review”, *Eur J Ophthalmol*, Advance online publication, <https://doi.org/10.1177/11206721221124684>, (2022).

Nollet, J.A., “X Part of a Letter from Abbè Nollet, of the Royal Academy of Sciences at Paris, to Martin Folkes, Concerning Electricity”, *Philos. Trans*, 45, 187–194, (1748).

Ong, S.Y., Wu, J., Moochhala, S.M., Tan, M.H., Lu, J., “Development of a chitosan-based wound dressing with improved hemostatic and antimicrobial properties”, *Biomaterials*, 29, (32), 4323–4332, (2008).

Owida, H. A., Al-Nabulsi, J. I., Alnaimat, F., Al-Ayyad, M., Turab, N. M., Al Sharah, A., & Shakur, M., “Recent Applications of Electrospun Nanofibrous Scaffold in Tissue Engineering”, *Applied bionics and biomechanics*, 1953861, (2022).

Özbey, S., Koluman, A., “Biyoterörist Harp Maddelerinin Yayılımının Tahminine Yönelik Bulanık Mantık Tabanlı Karar Destek Sistemlerinin Tasarlanması”, *Resilience*, 6 (1), 39-74, (2022).

Pacelli, M., Loriga, G., Taccini, N., Paradiso, R. “Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textile solutions”,

3rd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors, (2006).

Pacelli, M., Loriga, G., Paradiso, R. “Flat Knitted Sensors for Respiration Monitoring”, *2007 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, (2007).

Palumbo, G., Cusanno, A., Garcia Romeu, M.L., Bagudanch, I., Negrini, N.C., Villa, T., Farè, S., “Single Point Incremental Forming and Electrospinning to produce biodegradable magnesium (AZ31) biomedical prostheses coated with porous PCL”, *Materials Today: Proceedings*, 7(1), 394-401, (2019).

Pan, Y.J., Lin, J.H., Chiang, K.C., “Biomedical applications of antibacterial nanofiber mats made of electrospinning with wire electrodes”, *Journal of Applied Science*, 6, 1–12, (2016).

Parker, N., “Popular Embroidery Techniques Used to Decorate Fabrics [online]”, <https://discover.hubpages.com/art/Popular-Embroidery-Techniques-Used-to-Decorate-Fabrics>, (24 ekim 2022), (2012).

Payne, E.K., Berry, D.C., Seitz, S.R. “Educating the educator: use of advanced bleeding control mechanisms in athletic training: a shift in the thought process of prehospital care—part 2: hemostatic agents”, *Athletic Training Education Journal*, 9(4), 193-201, (2014).

Pereira, R.F., Mendes, A., Bartolo, P.J., “Novel alginate/aloe vera hydrogel blends as wound dressings for the treatment of several types of wounds”, *Chem Eng Trans*, 32, 1009–1014, (2013).

Pimenta, C.S.R., “A Camuflagem Térmica no Design de Moda Conceptual”, Ph.D Thesis, *Beira Interior University*, Covilhã, (2013).

Prusty, A.K., Das, T., Nayak, A., Das, N.B., “Colourimetric analysis and antimicrobial study of natural dyes and dyed silk”, *J Clean Prod*, 18, 1750–1756, (2010).

Potluri, P., Needham, P., “Technical textiles for protection”, (ed: R. Scott), *Textiles for protection*, Cambridge: Woodhead Publishing Limited, 151-175, (2005).

Pulit-Prociak, J., Staroń, A., Staroń, P., Chmielowiec-Korzeniowska, A., Drabik, A., Tymczyna, L., & Banach, M., “Preparation and of PVA-based compositions with embedded silver, copper and zinc oxide nanoparticles and assessment of their antibacterial properties”, *Journal of Nanobiotechnology*, 18(1), (2020).

Pusateri, A.E., McCarthy, S.J., Gregory, K.W., Harris, R.A., Cardenas, L., McManus, A.T., Goodwin, C.W., “Effect of a chitosan-based hemostatic dressing on blood loss and survival in a model of severe venous hemorrhage and hepatic injury in swine”, *The Journal of trauma*, 54(1), 177–182, (2003).

Qian, Z., Wang, H., Tuo, X., Tuo, X., Guo, H., Xu, P., Liu, D., Wei, Y., Liu, H., Fan, Y., Ximin, G., “A porous sodium polyacrylate- grafted chitosan xerogel for severe hemorrhage control synthesized from one-pot reaction”, *J Mater Chem B*, 5, 4845–4851, (2017).

Quan, K., Li, G., Luan, D., Yuan, Q., Tao, L., Wang X., “Black hemostatic sponge based on facile prepared cross-linked graphene”, *Colloids Surfaces B Biointerfaces*, 132, 27 - 33, (2015).

Rajangam, T., Paik H.J., An S.S.A., “Development of fibrinogen microspheres as a biodegradable carrier for tissue engineering”, *Biochip J*, 5, 175 - 183, (2011).

Ramachandran, T., Rajendrakumar Kumar, R., Rajendran, R., “Antimicrobial textiles - An overview”, *Journal of the Institution of Engineers (India), Part TX: Textile Engineering Division*, 84, (2), 42-47, (2004).

Ramakrishna, S., Fujihara, K., Teo, W. E., Yong, T., Ma, Z., Ramaseshan, R., “Electrospun nanofibers: solving global issues”, *Materials today*, 9(3), 40-50., (2006).

Ramsey, S., Mayo, T., A. Howells, C., Shabaev, A., G. Lambrakos, S., “Modeling apparent camouflage-pattern color using segment-weighted spectra”, *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 33(5), 541-556, DOI: 10.1080/09205071.2018.1561331, (2019).

Rasaee, I., Ghannadnia, M., Honari, H., “Antibacterial properties of biologically formed chitosan nanoparticles using aqueous leaf extract of *Ocimum basilicum*”, *Nanomed J*, 3, 240–247, (2016).

Ravi, H., Kurrey, N., Manabe, Y., Sugawara, T., & Baskaran, V., “Polymeric chitosan-glycolipid nanocarriers for an effective delivery of marine carotenoid fucoxanthin for induction of apoptosis in human colon cancer cells (Caco-2 cells)”, *Mater Sci Eng C*, 91, 785–795, (2018).

Reddy, N., Han, S., Zhao, Y., Yang, Y., “Antimicrobial activity of cotton fabrics treated with curcumin”, *J Appl Polym Sci*, 127, (4), 2698-2702, (2013).

Ribeiro, A.I., Shvalya, V., Cvelbar, U., Silva, R., Marques-Oliveira, R., Remião, F., Felgueiras, H.P., Padrão, J., Zille, A., “Stabilization of Silver Nanoparticles on Polyester Fabric Using Organo-Matrices for Controlled Antimicrobial Performance”, *Polymers*, 14, (6), 1138, (2022).

Ristić, T., Zemljič, L. F., Novak, M., Kunčič, M. K., Sonjak, S., Cimerman, N. G., & Strnad, S., “Antimicrobial efficiency of functionalized cellulose fibres as potential medical textiles”, *Science against microbial pathogens: communicating current research and technological advances*, 6, 36-51, (2011).

Sahin, O., Kayacan, O., Bulgun, E., “Smart Textiles for Soldier of the Future”, *Defence Science Journal*, 55, (2), 195-205, <https://doi.org/10.14429/dsj.55.1982>, (2005).

Salimbeygi, G., Nasouri, K., Shoushtari, A.M., Malek, R. and Mazaheri, F., “Fabrication of polyvinyl alcohol/multi-walled carbon nanotubes composite electrospun nanofibres and their application as microwave absorbing material”, *Micro Nano Lett*, 8, 455-459, (2013).

Saribas, Z., Sener, B., Haznedaroglu, I.C., Hascelik, G., Kirazli, S., Goker, H., “Antimicrobial activity of Ankaferd blood stopperA (R) against nosocomial bacterial pathogens”, *Central Eur J Med*, 5, 198–202, 2010.

Satapute, P. P., Patil, B. N., Kaliwal, B., “Biofabrication of Silver Nanoparticle Synthesized by *Erigeron canadensis* L. leaf Extract”, *IJSRR*, 6(3), 49–58, (2017).

Scataglini, S., Andreoni, G., Gallant, J., “Review of Smart Clothing in Military”, *MobiSys'15: The 13th Annual International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services*, Florence, 53 -54, (2015).

Scott, R.A., Rascotex UK, "Military protection", (ed: R. Scott), *Textiles for protection*, Cambridge: Woodhead Publishing, 597-621, (2005).

Segala, K., Nista, S.V.G., Cordi, L., Bizarria, M.T.M., A´vila Ju´nior, J. D., Kleinubing, S. A., Mei, L.H.I., "Silver nanoparticles incorporated into nanostructured biopolymer membranes produced by electrospinning: A study of antimicrobial activity", *Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences*, 51, 911–921, (2015).

Senić, Ž., Bauk, S., Vitorović-Todorović, M., Pajić, N., Samolov, A., Rajić, D., "Application of TiO₂ Nanoparticles for Obtaining Self Decontaminating Smart Textiles" *Scientific Technical Review*, 61, 63-72, (2011).

Shalaby, T., Mahmoud, O., Al-Oufy, A., "Antibacterial silver embedded nanofibers for water disinfection", *Journal of Materials Science and Applications*, 4, 293–298, (2015).

Sitzler, B., "Using Topical Hemostatic Agents [online]", (20 Ekim 2022), <https://www.nata.org/blog/beth-sitzler/using-topical-hemostatic-agents>, (2017).

Siyabola, T. O., Gurunathan, T., Akinsola, A. F., Adekoya, J. A., Akinsiku, A. A., Aladesuyi, O., Nayak, S. K., "Antibacterial and morphological studies of electrospun silver-impregnated polyacrylonitrile nanofibre", *Oriental Journal of Chemistry*, 32, 159–164, (2016).

Spitz, M. G., Johnson, W. K., Leshner, L. L., Arcidiacono, S., "Soldier Hygiene Issues and Use of Antimicrobial Textiles in the Military", *AATCC Journal of Research*, 3(5), 27–37, (2016).

Stannard, A., Morrison, J.J., Scott, D.J., Ivatury, R.A., Ross, J.D., Rasmussen, T.E., "The epidemiology of noncompressible torso hemorrhage in the wars in Iraq and Afghanistan", *J Trauma Acute Care Surg*, 74, (3), 830-840, (2013).

Steffens, F., Gralha, S. E., Ferreira, I. L. S., Oliveira, F. R. "Military Textiles-An Overview of New Developments", *Key Engineering Materials*, 812, 120-126, (2019).

Stoppa, M., Chiolerio, A. “Wearable electronics and smart textiles: A critical review”, *Sensors*, 14, (7), 11957-11992, (2014).

Suma, A., Ashika, B. D., Roy, C. L., Naresh, S., Sunil, K. S., & Sathyamurthy, B., “GCMS and FTIR analysis on the methanolic extract of red *Vitis Vinifera* seed”, *World Journal of Pharmaceutical sciences*, 106-113, (2018).

Sundaram, N., Ullas, M., Jayakumar, R., “Chitin and Chitosan as Hemostatic Agents”, *Encycl Polym Sci Technol*, 1–12, (2016).

Talwar, S., Krishnan, A.S., Hinestroza, J.P., Pourdeyhimi, B., Khan, S.A., “Electrospun Nanofibers with Associative Polymer– Surfactant Systems”, *Macromolecules*, 43, 7650–7656, (2010).

Tan, S. H., Inai, R., Kotaki, M., Ramakrishna, S., “Systematic parameter study for ultra-fine fiber fabrication via electrospinning process”, *Polymer*, 46(16), 6128-6134, (2005).

Tharion, W.J., Kaushik, S., “Graphical User Interface (GUI) for the Warfighter Physiological Status Monitoring (WPSM) System”, *Biophysics and Biomedical Modeling Division*, 04-07, (2006).

Truong, Q., Wilusz, E., “Advances in chemical and biological protective clothing”, (ed: R.A.Chapman), *Smart textiles for protection*, Cambridge: Woodhead Publishing Textiles, 364-378, (2013).

Ul-Islam, M., Shehzad, A., Khan, S., Khattak, W.A., Ullah, M.W., Park, J.K., “Antimicrobial and biocompatible properties of nanomaterials”, *J Nanosci Nanotechnol*, 14, (1), 780-791, (2014).

Ura, D.P., Rosell-Llompart, J., Zaszczynska, A., Vasilyev, G., Gradys, A., Szewczyk, P. K., Stachewicz, U., “The role of electrical polarity in electrospinning and on the mechanical and structural properties of as-spun fibers”, *Materials*, 13(18), 4169, (2020).

Venkatesan, J., Lowe, B., Anil, S., Manivasagan, P., Kheraif, A.A.A., Kang, K.H. and Kim, S.K., “Seaweed polysaccharides and their potential biomedical applications”, *Starch / Stärke*, 67, 381-390, (2015).

Wang, M., Yi, N., Fang, K., Zhao, Z., Xie, R., Chen, W., “Deep colorful antibacterial wool fabrics by high-efficiency pad dyeing with insoluble curcumin”, *Chemical Engineering Journal*, 452, (2), 01-08, (2022).

Wang, Q., Yao, Q., Liu, J. Sun, J., Zhu, Q., Chen, H., “Processing nanocellulose to bulk materials: a review”, *Cellulos*, 26, 7585–7617, (2019).

Wang, X., Ding, B., Yu, J., Yang, J., “Large-Scale Fabrication of Two-Dimensional Spider-Web-Like Gelatin Nano-Nets via ElectroNetting”, *Colloids Surf.*, 86, 345–352, (2011B).

Wang, X., Guan, J., Zhuang, X., Li, Z., Huang, S., Yang, J., Shu, Z. “Exploration of blood coagulation of N-alkyl chitosan nanofiber membrane in vitro”, *Biomacromolecules*, 19, (3), 731-739, (2018).

Web Anonim 1, “World-renowned for protection and comfort [online]”, (19 Ekim 2022), <https://www.goretexprofessional.com/technologies/gore-tex/weatherproof-garments> adresinden alındı.

Web Anonim 2, “Hemostat (Kanama Durdurucu) Nedir ve Çeşitleri Nelerdir? [online]”, (26 Ekim 2022), <https://www.boztibbi.com/bilgi/hemostat-kanama-durdurucu-nedir-ve-cesitleri-nelerdir/> adresinden alındı.

Web Anonim 3, “Electrospinning [online]”, (23 Ekim 2022), <https://www.nanoscience.com/techniques/electrospin/> adresinden alındı.

Web Anonim 4, “ISO 20645:2004 Textile fabrics — Determination of antibacterial activity — Agar diffusion plate test [online]”, (29 Ekim 2022), <https://www.iso.org/standard/35499.html> adresinden alındı.

Web Anonim 5, “Measurement principles & methods of Resistance [online]”, (23 Ekim 2022), <https://en.napson.co.jp/technique/> adresinden alındı.

Web Anonim 6, “Chapter 4: Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) [online]”, (29 Ekim 2022), http://studentsrepo.um.edu.my/6086/11/Chapter_4_-_Section_1.pdf adresinden alındı.

Web Anonim 7, “Fibers & Yarns [online]”, (24 Ekim 2022). https://www.shieldex.de/en/products_categories/fibers-yarns/ adresinden alındı.

Web Anonim 8, “Products [online]”, (24 Ekim 2022), <https://sprintmetal.swisssteel-group.com/en/products> adresinden alındı.

Wilson, A., “The formation of dry, wet, spunlaid and other types of nonwovens”, *Applications of Nonwovens in Technical Textiles*, 3–17, (2010).

Winterhalter, C.A., Teverovsky, J., Wilson, P., Slade, J., Horowitz, W., Tierney, E., Sharma, V. “Development of electronic textiles to support networks, communications, and medical applications in future US Military protective clothing systems”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 9(3), 402-406, (2005).

Worsley, A., Vassileva, K., Tsui, J., Song, W., Good, L., “Polyhexamethylene Biguanide:Polyurethane Blend Nanofibrous Membranes for Wound Infection Control”, *Polymers*, 11(5), 915, (2019).

Xie, H., Lucchesi, L., Teach, J.S., Virmani, R., “Long-term outcomes of a chitosan hemostatic dressing in laparoscopic partial nephrectomy”, *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*, 100, 432–436, (2012).

Xue, J., Wu, T., Dai, Y., Xia, Y., “Electrospinning and electrospun nanofibers: Methods, materials, and applications”, *Chem. Rev.*, 119, 5298–5415, (2019).

Yang, F., Chu, T., Zhang, Y., Liu, X., Sun, G., Chen, Z., “Quality assessment of licorice (*Glycyrrhiza glabra* L.) from different sources by multiple fingerprint profiles combined with quantitative analysis, antioxidant activity and chemometric methods”, *Food Chemistry*, 126854, (2020).

Yang, G.Z., Li, H.P., Yang, J.H., Wan, J., Yu, D.G., “Influence of Working Temperature on the Formation of Electrospun Polymer Nanofibers”, *Nanoscale Res. Lett.*, 12, 55, (2017).

Yang, J., Wang, K., Yu, D.G., Yang, Y., Bligh, S.W.A., Williams, G.R. “Electrospun Janus nanofibers loaded with a drug and inorganic nanoparticles as an effective antibacterial wound dressing”, *Materials Science and Engineering: C*, 111, 110805, (2020).

Yang, Y., Zhang, Z., Wan, M., Wang, Z., Zou, X., Zhao, Y., Sun, L., “A Facile Method for the Fabrication of Silver Nanoparticles Surface Decorated Polyvinyl Alcohol Electrospun Nanofibers and Controllable Antibacterial Activities”, *Polymers*, 12 (11), 2486, (2020).

Yılmaz, F., “Application of *Glycyrrhiza glabra* L. Root as a Natural Antibacterial Agent in Finishing of Textile”, *Industrial Crops and Products*, 157, 112899, (2020).

Younes, I., Rinaudo, M., “Chitin and chitosan preparation from marine sources. Structure, properties and applications”, *Mar Drugs*, 13, 1133 - 1174, (2015).

Zelkó, R., Lamprou, D.A., Sebe, I. “Recent Development of Electrospinning for Drug Delivery”, *Pharmaceutics*, 12 (1), 5, (2020).

Zhang, L.D.H., “Recent advances in probiotics encapsulation by electrospinning”, *ES Food & Agroforestry*, 2, 3-12, (2020).

Zhao, Y., Qiu, Y., Wang, H., Chen, Y., Jin, S., Chen, S., “Preparation of nanofibers with renewable polymers and their application in wound dressing”, *Int J Polym Sci*, 4672839, (2016).

Zhou, J. C., Zhang, J. J., Zhang, W., Ke, Z. Y., Zhang, B., “Efficacy of chitosan dressing on endoscopic sinus surgery: a systematic review and meta-analysis”, *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology*, 274 (9), 3269–3274, (2017).

Zhuang, J., Li, M., Pu, Y., Ragauskas, A.J., Yoo, C.G., “Observation of potential contaminants in processed biomass using fourier transform infrared spectroscopy”, *Applied Sciences*, 10 (12), 4345, (2020).

Zhuang, Y., Lin, K., Yu, H., “Advance of Nano-Composite Electrospun Fibers in Periodontal Regeneration”, *Front. Chem.*, 7, 495, (2019).

Zumbardo-Bacelis, G.A., Meza-Villegas, L.A., Pérez-Aranda, C.A., Vargas-Coronado, R., Castillo-Cruz, O., Montañó-Machado, V., Mantovani, D.,

EKLER

8. EKLER

EK A.3: Yaralanma tespit sisteminin geliştirilmesinde kullanılan yazılım parçası

```
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_INA219.h>
Adafruit_INA219 ina219;

#include <Adafruit_ADS1X15.h>
Adafruit_ADS1115 ads;

void setup(void) {
  Serial.begin(9600);

  delay(1000);
  while (!Serial) {
    delay(1);
  }

  uint32_t currentFrequency;
  // Initialize the INA219.
  if (!ina219.begin()) {
    Serial.println("Failed to find INA219 chip");
    while (1) {
      delay(10);
    }
  }
  ina219.setCalibration_16V_400mA();
  if (!ads.begin()) {
    Serial.println("Failed to initialize ADS.");
    while (1)
      ;
  }
}

void loop(void) {
  float shuntvoltage = 0;
  float busvoltage = 0;
  float current = 0;
  float loadvoltage = 0;
  float power_mW = 0;

  shuntvoltage = ina219.getShuntVoltage_mV();
  busvoltage = ina219.getBusVoltage_V();
  current = ina219.getCurrent_mA();
```

```

power_mW = ina219.getPower_mW();
loadvoltage = busvoltage + (shuntvoltage / 1000);

int16_t adc0;
float volts;
float Resistance;

// adc0 = ads.readADC_SingleEnded(0);
// volts = ads.computeVolts(adc0);
// Resistance = (volts / current);
// if (current < 0.40){Serial.println(" Attention soldier xxxx has
been wounded ");}
// else { Serial.print("Current:"); Serial.print(current);
//   Serial.print("\t");
//   Serial.print("Voltage:"); Serial.print(volts);
//   Serial.print("\t");
//   Serial.print("Resistance:"); Serial.println(Resistance);
//   // delay(1000);
}
Serial.print("Current:");
Serial.print(current);
Serial.print("\t");
Serial.print("Voltage:");
Serial.print(volts);
Serial.print("\t");
Serial.print("Resistance:");
Serial.println(Resistance);
delay(1000);
}

```

EK B.3: Etik kurul onay yazısı

Evrak Tarih ve Sayısı: 27.10.2022-E.278853



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-278853
Konu : Başvurunuz Hk.

Sayın Prof. Dr. Ahmet KOLUMAN

İlgi : 29/09/2022 tarihli dilekçeniz. *10.155.1.43*
94970

27.10.2022
İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Antibakteriyel Kanama Durdurucu Özellikleri ile Yaralanma Tespit Sistemi İçeren Askeri Operasyon Kıyafeti Tasarımı**" konulu çalışmanız **18.10.2022 tarih ve 15 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Hülya ÇETİN
Kurul Başkanı

