

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

KİTOSAN TEKSTİL KOMPOZİTLİ VE
ELEKTROSTİMÜLASYON İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ YARA
ÖRTÜSÜ TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FATMA ALTINTAŞ

DENİZLİ, EKİM

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



**KİTOSAN TEKSTİL KOMPOZİTLİ VE
ELEKTROSTİMÜLASYON İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ YARA
ÖRTÜSÜ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FATMA ALTINTAŞ

DENİZLİ, EKİM

Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından Yüksek Lisans Tez Destek Programı (Proje No: 2023FEBE031) ve TÜBİTAK 2210-D Yurt İçi Sanayi Odaklı Yüksek Lisans Burs Programı (Başvuru Numarası: 1649B022305566) kapsamında 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.

FATMA ALTINTAŞ

ÖZET

**KİTOSAN TEKSTİL KOMPOZİTLİ VE ELEKTROSTİMÜLASYON İLE
GÜÇLENDİRİLMİŞ YARA ÖRTÜSÜ TASARIMI**
YÜKSEK LİSANS TEZİ
FATMA ALTINTAŞ
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. AHMET KOLUMAN)
(İKİNCİ DANIŞMAN: DR. ÖĞR. GÖR. DUYGU TAKANOĞLU BULUT)
DENİZLİ, EKİM- 2024

Dekübit ülserleri, günlük hayat üzerine doğrudan etkisi olan ve tedavi süreci uzun soluklu bir hastalıktır. Dekübit ülser tedavisinin temel taşı, basıncı azaltmak veya ortadan kaldırmaktır. Bu çalışmada, iyileşme sürecini hızlandırmayı ve dekübit ülserinin gelişimini azaltmayı amaçlayan bir yara örtüsü sistemi geliştirilmiştir. Bu çalışma kapsamında, iki farklı tedavi yaklaşımı bir araya getirilerek yeni bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistem, kitosan ve gliserol karışımı ile kaplanmış spacer kumaş ve elektrostimülasyon cihazından oluşmaktadır. Çalışma kapsamında kitosan ve kitosan/gliserol karışımı polyamid (PA) ile polyester (PES) spacer kumaşlara, emdirme işlemi, baskı işlemi ve laboratuvar ortamında daldırma işlemleri ile uygulanmıştır. Elde edilen spacer kumaşlar, bırakılma ve aplikasyon miktarı, elastikiyet, antimikrobiyal aktivite ve elektrostimülasyon sisteminin performansı ile değerlendirilmiştir. Çalışma kapsamında elde edilen kitosan içeren spacer kumaşlar, iyi bir antimikrobiyal etki göstermiştir. Gliserol içeren spacer kumaşların diğer üretilen kumaşlara göre, applike edilen ve bırakılan miktar değerlerinin daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca gliserolün, spacer kumaşların şişme kabiliyetini ve emilim özelliğini arttırdığı ve aynı zamanda kumaşa plastisite kazandırarak, esnek bir yapı elde edilmesine yardımcı olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte Howland devresi kullanılarak bir elektrostimülasyon sistemi geliştirilmiştir. Devrenin simülasyonu gerçekleştirilmiş ve bir prototip oluşturulmuştur. Devrenin performansı, simülasyondan ve prototipten elde edilen çıkış sinyallerinin genlik ve frekans değerleri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Tasarlanan devre, ayarlanabilir frekans aralığı 0 ila 100 Hz arasında olan ve 1 mA'e kadar bir akım sinyali üretebilme kapasitesine sahiptir. Çalışma sonucunda tasarlanmış sistemin, dekübit ülseri tedavisi ve yönetimi alanında daha etkili ve kapsamlı bir yaklaşım geliştirilmesine olanak tanıyarak hem hastaların yaşamını olumlu yönde etkileyeceği hem de sağlık sektörüne önemli katkılar sağlayacağı gösterilmiştir.

ANAHTAR KELİMELELER: Dekübit ülserleri, Yara iyileşmesi, Gliserol, Kitosan, Elektrostimülasyon, Spacer kumaş

ABSTRACT

CHITOSAN COMPOSITE TEXTILE AND ELECTROSTIMULATION ENHANCED WOUND DRESSING DESIGN

MSC THESIS

FATMA ALTINTAS

PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE

BIOMEDICAL ENGINEERING

(SUPERVISOR:PROF. AHMET KOLUMAN)

(CO-SUPERVISOR:DR.DUYGU TAKANOĞLU BULUT)

DENİZLİ, OCTOBER 2024

Decubitus ulcers are a long-term disease that directly affects a patient's normal life and requires a lengthy treatment process. The cornerstone of decubitus ulcer treatment is to reduce or eliminate pressure. In this study, a wound dressing system was developed to accelerate the healing process and reduce the development of decubitus ulcers. In this context, a new system was developed by combining two different treatment approaches. This system consists of a spacer fabric coated with chitosan and glycerol and an electrostimulation device. In this study, polyamide (PA) and polyester (PES) spacer fabrics containing chitosan and chitosan/glycerol were obtained through fulard, printing, and laboratory-based dip-coating processes. The obtained spacer fabrics were evaluated for amount of release and application, elasticity, antimicrobial activity and performance of the electrostimulation system. The chitosan-containing spacer fabrics demonstrated good antimicrobial activity. It was observed that the spacer fabrics containing glycerol had better application and release values compared to the other produced fabrics. Additionally, it was determined that glycerol enhances the swelling ability and absorption properties of the spacer fabrics and contributes to achieving a flexible structure by providing plasticity to the fabric. Additionally, an electrostimulation system was developed using an enhanced Howland circuit. A simulation of the circuit was conducted, and a prototype was built. The performance of the circuit was evaluated by comparing the output signals amplitude and frequency from both the simulation and the prototype. The designed circuit is capable of generating a current signal of up to 1 mA. Additionally, an adjustable frequency ranging from 0 to 100 Hz. The results of the study demonstrated that the developed system allows a more effective and comprehensive approach in the treatment and management of decubitus ulcers, positively impacting patients' lives and making significant contributions to the healthcare sector.

KEYWORDS: Decubitus ulcers, Wound healing, Glycerol, Chitosan, Electrostimulation, Spacer fabric

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. Dekübit Ülserlerinde Tedavi Yaklaşımları	3
2.1 Dekübit Yaralarının Önleyici Uygulamaları	4
2.1.1 Yara Bakımı	5
2.1.2 Pozisyon Değişikliği	6
2.1.3 Destek Yüzeyleri.....	7
2.1.4 Fizik Tedavi Yöntemleri	7
2.2 Dekübit Ülseri Tedavisinde Kullanılan Biyopolimerler.....	9
2.2.1 Kitosan	10
2.2.1.1 Kitosanın Özellikleri	11
2.2.1.2 Kitosan Kullanım Alanları	13
2.3 Elektrostimülasyon Uygulamaları	15
2.4 Teknik Tekstiller ve Biyomedikal Uygulamaları	16
2.4.1 Spacer Tekstil Özellikleri ve Üretim Teknolojisi	17
2.4.2 Spacer Kumaşların Kullanım Alanları.....	19
2.5 Akıllı Tekstiller ve Biyomedikal Uygulamaları	20
2.5.1 Deri Yaralarının Durumunu Takip Eden Akıllı Bandajlar	21
2.5.2 Oksijen Algılayan Akıllı Bandajlar	23
2.5.3 İlaç Dağıtım Potansiyeli Olan Pansumanlar	24
2.5.4 Nem Kontrol Pansumanları	24
2.5.5 Antibakteriyel Özelliğe Sahip Pansumanlar	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Gereç	26
3.2 Yöntem	27
3.2.1 Çözeltilerin Hazırlanması	27
3.2.1.1 Kitosan Çözeltisinin Hazırlanması.....	27
3.2.1.2 Kitosan/Gliserol Çözeltisinin Hazırlanması.....	28
3.2.2 Kompozit Oluşturma.....	28
3.2.2.1 Daldırmalı Kaplama (Dip-Coating) ile Kompozit Oluşturma	28
3.2.2.2 Emdirme İşlemi ile Kompozit Oluşturma	29
3.2.2.3 Baskı İşlemi ile Kompozit Oluşturma.....	30
3.2.3 Elektrostimülasyon Devresi	31
3.2.3.1 Devrenin Tasarımı.....	31
3.2.3.2 Voltaj – Akım Dönüştürücü Howland Devresi	32
3.2.3.3 Güç Kaynağı.....	33
3.2.4 Karakterizasyon	34
3.2.4.1 Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ...	34
3.2.4.2 Elastikiyet Testi.....	34

3.2.4.3	Aplikasyon Miktar Testi	35
3.2.4.4	Gliserol ve Kitosanın Kumaş Üzerinden Bırakılma Analizi...	35
3.2.4.5	Antibakteriyel Etki Belirlenmesi.....	36
4.	BULGULAR	38
4.1	Morfolojik Analiz Sonuçları.....	38
4.1.1	İşlem Görmemiş Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları .	38
4.1.2	Kitosan Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları.....	40
4.1.3	Kitosan /Gliserol Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları.	44
4.2	ElastikiyetTest Sonuçları.....	47
4.3	Aplikasyon Miktar Testi Sonuçları	50
4.4	Gliserol ve Kitosanın Kumaş Üzerinden Bırakılma Analiz Sonuçları	53
4.5	Antibakteriyel Test Sonuçları.....	60
4.6	Elektrostimülasyon Devre Simülasyon ve Üretim Sonuçları	62
4.6.1	Elektrostimülasyon Devre Simülasyonu.....	62
4.6.2	Elektrostimülasyon Devre Prototipi.....	64
5.	TARTIŞMA	67
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	77
7.	KAYNAKLAR.....	79
8.	EKLER.....	93
	EK A 93	
9.	ÖZGEÇMİŞ	94

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3. 1: Çalışmanın akış şeması.....	26
Şekil 3. 2: % 2'lik kitosan çözeltisi.....	27
Şekil 3. 3: %2'lik kitosan/glisero1 çözeltisi.....	28
Şekil 3. 4: Elde edilen kitosan ve kitosan/glisero1 spacer kumaş örnekleri; a) kitosan ve kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaşlar, b) kitosan ve kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaşlar...	29
Şekil 3. 5: Emdirme işlemi; a) Pad-Batch makinesi, b) Pad-Batch makinesi tekne ve sıkma merdaneleri, c) kitosan ve kitosan/glisero1 PES spacer kumaşlar emdirme işlemi, d) kitosan ve kitosan/glisero1 PA spacer kumaş emdirme işlemi	30
Şekil 3. 6: Baskı işlemi; a) İşlemdede kullanılan PES ve PA spacer kumaşlar, b) Spacerın baskı düzeneğine yerleştirilmesi, c) Hazırlanan çözeltinin yerleştirilmesi, d) Spacer kumaş üzerine baskı işleminin gerçekleştirilmesi	31
Şekil 3. 7: Howland Devresi	32
Şekil 3. 8: Negatif voltaj için çift çıkışlı besleme devresi.....	33
Şekil 3. 9: Spacer kumaşların bakterileri içeren Hinton Agar yüzeyine yerleştirilmesi.....	37
Şekil 4. 1: Spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a)250x büyütme oranı ile PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile PES spacer kumaş, c) 100x büyütme oranı ile PA spacer kumaş ara kesit, d) 100x büyütme oranı ile PES spacer kumaş ara kesit	39
Şekil 4. 2: Spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) PA spacer kumaş spektrumu, b) PES spacer kumaş spektrumu	39
Şekil 4. 3: Kitosan spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a) 250x büyütme oranı ile kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş, c) 250x büyütme oranı ile kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş, d) 250x büyütme oranı ile kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş.....	42
Şekil 4. 4: Kitosan spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş spektrumu, b) kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş spektrumu, c) kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş spektrumu, d) kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş spektrumu	42
Şekil 4. 5: Kitosan/glisero1 spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a) 250x büyütme oranı ile kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaş, c) 250x büyütme oranı ile kitosan/glisero1 emdirme işlemi PA spacer kumaş, d) 250x büyütme oranı ile kitosan/glisero1 emdirme işlemi PES spacer kumaş.....	45
Şekil 4. 6: Kitosan/glisero1 spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaş spektrumu, b) kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaş spektrumu, c) kitosan/glisero1 emdirme işlemi PA spacer kumaş spektrumu, d) kitosan/glisero1 emdirme işlemi PES spacer kumaş spektrumu.....	45

Şekil 4. 7: Spacer kumaşlar üzerinde elastikiyet testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) esneme testi cihazında ara kol mesafesinin ayarlanması, b) test aşamasında minimum kuvvetin uygulanması, c) test aşamasında maksimum kuvvetin uygulanması, d) gerçekleştirilen elastikiyet testinin sonucunda kumaşlarda uzamanın hesaplanması	48
Şekil 4. 8: Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan PES spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan PES spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan PES spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan PES spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi.....	54
Şekil 4. 9: Kitosan/gliserol daldırma işlemi PES spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan/gliserol PES spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan/gliserol PES spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan/gliserol PES spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan/gliserol PES spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi	55
Şekil 4. 10: Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan PA spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan PA spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan PA spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan PA spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi.....	58
Şekil 4. 11: Kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan/gliserol PA spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan/gliserol PA spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan/gliserol PA spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan/gliserol PA spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi	59
Şekil 4. 12: Spacer kumaşların oluşturduğu İnhibisyon bölgesi değerlendirmeleri	62
Şekil 4. 13: Simülasyon kapsamında devre ölçümleri.; a) Giriş ve çıkış sinyallerinin kare formu gösterimi, b) Giriş ve çıkış sinyallerinin gösterimi.....	63
Şekil 4. 14: Negatif voltaj için çift çıkışlı besleme devresi simülasyonu	63
Şekil 4. 15: Howland devresi.; a) prototiplenen devre, b) osiloskop ve multimetre ile değerlendirme aşaması	64
Şekil 4. 16: Howland devresinin giriş ve çıkış sinyallerin formu incelenmesi .	65
Şekil 4. 17: Çıkış sinyalinin frekans ölçümü; a) Osiloskop ile çıkış sinyalin frekans ölçümü, b) Multimetre ile çıkış sinyalin frekans ölçümü..	65
Şekil 4. 18: Çıkış akımı ölçümü	65
Şekil 4. 19: Çıkış voltajının ölçümü; a) Pozitif çıkış ölçümü, b) Negatif çıkış ölçümü	66
Şekil 4. 20: Devre prototipinin yapılması	66

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3. 1: Antimikrobiyal testinde kullanılan bakteri türleri	36
Tablo 4. 1: Spacer kumaşlara ait EDS değerleri.....	40
Tablo 4. 2: İşlem görmemiş boş spacer kumaşların ara kesit ortalama çapları.	40
Tablo 4. 3: İşlem görmemiş boş spacer kumaş liflerinin ortalama çapları	40
Tablo 4. 4: Kitosan spacer kumaşlara ait EDS değerleri	42
Tablo 4. 5: Kitosan spacer kumaş liflerinin ortalama çapları	43
Tablo 4. 6: Kitosan/glisero1 spacer kumaşlara ait EDS değerleri	45
Tablo 4. 7: Kitosan/glisero1 spacer kumaş liflerinin ortalama çapları	46
Tablo 4. 8: İşlem görmemiş boş spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri.....	47
Tablo 4. 9: Kitosan spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri.....	49
Tablo 4. 10: Kitosan/glisero1 spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri	50
Tablo 4. 11: Daldırma işlemi spacer kumaşlara ait şişme oranları değerleri	51
Tablo 4. 12: Daldırma işlemi spacer kumaşlara ait ağırlık kazanımı değerleri	51
Tablo 4. 13: Emdirme işlemi spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri.....	52
Tablo 4. 14: Baskı işlemi spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri	53
Tablo 4. 15: Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri.....	54
Tablo 4. 16: Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri	55
Tablo 4. 17: Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri.....	56
Tablo 4. 18: Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri	57
Tablo 4. 19: Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri.....	57
Tablo 4. 20: Kitosan/glisero1 emdirme işlemi PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri	58
Tablo 4. 21: Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri.....	59
Tablo 4. 22: Kitosan/glisero1 emdirme işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri	59
Tablo 4. 23: <i>Escherichia coli</i> antimikrobiyal test sonuçları	60
Tablo 4. 24: <i>Pseudomonas aeruginosa</i> antimikrobiyal test sonuçları	61

SEMBOL LİSTESİ

PA	:	Polyamid
PES	:	Polyester
PVA	:	Polivinil Alkol
FESEM	:	Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu
EDS	:	Enerji Dağılım Spektroskopisi
ISO	:	International Organization for Standardization
ATCC	:	American Type Culture Collection
DNA	:	Deoksiriboz Nükleik Asit
ECM	:	Hücre Dışı Matris
MMP	:	Matriks Metalloproteinaz
FDA	:	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration)
CNS	:	Merkezi Sinir Sistemi
DC	:	Doğru Akım
AC	:	Alternatif Akım
PC	:	Darbeli Akım
TENS	:	Transkütanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu
SVPC	:	Kısa Voltajlı Darbeli Akım
VEGF	:	Vasküler Endotelyal Büyüme Faktörü
DAC	:	Dijital Analog Dönüştürücü
kV	:	Kilovolt
µm	:	Mikrometre

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez çalışmam süresince ilgi ve desteğini esirgemeyen,engin bilgi ve tecrübeleriyle bana bilimsel yolculuğumda rehberlik eden değerli danışmanım Sayın **Prof. Dr. Ahmet KOLUMAN'** a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın gerçekleştirilmesinde, bilgi, deneyim ve geniş vizyonuyla bana sürekli yardımda bulunan kıymetli hocam tez eş danışmanım Sayın **Dr. Öğr. Gör. Duygu TAKANOĞLU BULUT'** a;

Çalışmada kumaş örnekleri elde edilmesindeki katkılarından ve desteğinden dolayı **GAMATEKS Tekstil San. ve Tic. A.Ş** firmasına ve kıymetli Ar-Ge Müdürü **Aslıhan AKDENİZ'** e;

Tez çalışmamda verdikleri destek için **Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'** ne (**BAP**) teşekkür ederim (Proje Kodu: 2023FEBE031).

Bu hayattaki en büyük şansım olan, sevgileri, sabırları ve inançlarıyla her zaman yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini hiç esirgemeyen canım **AİLEM'** e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımda var olan ve benden yardımlarını esirgemeyen çok değerli dostlarıma sonsuz teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

Dekübit ülserleri, küresel çapta yaygın bir sağlık sorunu olarak kabul edilmektedir. Bu yaralar, uzun süre yatağa bağımlı olan kişilerde ve özellikle yaşlı bireylerde daha sık görülmektedir. Hareket kısıtlaması, dolaşım sorunları, diyabet gibi risk faktörleri de dekübit ülserlerinin oluşma olasılığını artırmaktadır. Bu yaraların etkileri oldukça ciddi olmakla birlikte; ağrıya neden olabilir, enfeksiyon riskini artırabilir ve hastaların yaşam kalitesini düşürebilmektedir. Dekübit ülserleri hem bireyler hem de sağlık sistemleri için oldukça önemli bir yük oluşturmaktadır. Dekübit ülser gelişiminde yara yönetimi oldukça kritik bir öneme sahiptir. Etkili yara iyileşmesinin sağlanabilmesi için, yaraya bitişik cildin korunması gerekirken aynı zamanda da yara bölgesinde bulunan eksüdanın temizlenmesi ve etkili drenaj ile emilim yapılması gibi işlemler kilit rol oynamaktadır. Enfeksiyon kontrolü, dekübit ülseri ve bitişik cildi patojenik bakterilerden uzak tutmak için oldukça önem taşımaktadır. Pansumanlar, yara temizliğini korumak, yarayı dış mekanik kuvvetlerden korumak ve iyileşmeye elverişli nemli bir yara ortamı sağlamak için kritik bir role sahiptir. Seçilen pansuman türünün yaranın durumuna uygun olması gerekmektedir. İdeal bir pansuman, yara bölgesine nemli ve sıcak bir ortam sağlamalı aynı zamanda mikroorganizmalara, kir ve diğer yabancı cisimlere karşı bariyer oluşturabilmelidir. Ayrıca, eksüdayı uzaklaştırabilmeli ve yeni doku oluşumunu bozmadan çıkartılabilmelidir. Son yıllarda araştırmacılar, basınç ülserlerinin önlenmesi için fonksiyonel kumaşların geliştirilmesine odaklanmıştır.

Spacer kumaşlar, iki dış kumaş katmanının bir ayırıcı iplik katmanı ile bağlanması ile oluşturulan üç boyutlu (3D) tekstil yapısı olarak tanımlanmaktadır. Spacer kumaşlar, yüksek hava geçirgenliği ve emiciliğe sahiptirler. Aynı zamanda yara iyileşmesi için nemli ve termal yalıtımlı bir ortam sağlayarak ısı ve nem transferini etkili bir şekilde kontrol etme yeteneğine sahiptirler. Bu kumaşlar, vücuda destek sağlayarak basıncı azaltır, aynı zamanda iyi bir esnekliğe de sahiptirler (Anand 2003). Spacer kumaşlar, basıncı etkili bir şekilde dağıtarak ve esnek bir şekilde baskıya uyum sağlayarak, yaraları fiziksel ve mekanik hareketlerden koruyabilmektedirler (Anon 2013).

Bu çalışmada, spacer kumaş basınc yönetimini sağlaması ve kitosanın yara iyileştirmesi üzerindeki potansiyelleri sebebi ile tercih edilmiştir. Gliserol ise, tekstil endüstrisinde iplik ve kumaşların yumuşatılması, plastikleştirici etkisi, kumaş liflerinde şişme kabiliyeti ve emilim özelliklerini arttırması göz önünde bulundurularak seçilmiştir.

Bu malzemelerin, sağlık sistemine daha etkin bir şekilde entegre edilmesi ve gerçek yaşamda uygulanabilir bir hale getirilmesi büyük önem taşımaktadır. Ayrıca, elektrostimlasyonun yara iyileşmesi üzerindeki etkilerinin daha iyi anlaşılmasının ve kullanılmasının, yara tedavisi alanında kayda değer bir ilerlemeye sebep olabileceği düşünülmektedir. Son olarak, kronik yara iyileştirme konusu da önemli bir ihtiyaı vurgulamaktadır. Kronik yaraların etkili bir şekilde iyileştirilmesi için, daha etkili ve kapsamlı bir yaklaşım geliştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu alanda yapılacak olan çalışmaların, hastaların yaşam kalitesini artırma potansiyeline sahip olduğu açıktır. Tüm bu ihtiyaçlar doğrultusunda, bu çalışmada hem teknik hem de klinik açıdan sağlık sektrine önemli katkılar sunulmaktadır.

2. Dekübit Ülserlerinde Tedavi Yaklaşımları

Yatak yaraları ve bası yaraları olarak da bilinen dekübit ülserleri, deri, yumuşak doku, kas ve/veya kemik üzerinde uzun süreli basınç nedeniyle kan akışının bozulmasından ve dokuların yetersiz beslenmesinden kaynaklanmaktadır (Bansal ve diğ. 2005). Doku sıkışmasının yanı sıra uzun süreli basınç, kılcal damarların tıkanmasına ve lokal iskemiğe yol açabilmektedir. Yeterli kan akışı olmadığında toksik metabolitler lokal olarak birikerek hücre ölümü oranını arttırmaktadır. Bu durum, deride ve altta yatan dokuda ülserasyon ve nekroz oluşumuna neden olmaktadır (Shea 1975). Dekübit ülserleri, oluştukları dokudaki kayıp miktarına göre sınıflandırılmaktadır. Evre 1 doku kaybı içermezken, genellikle kemik çıkıntısı üzerinde sınırlı bir alanda ortaya çıkarak, deri bütünlüğünün bozulmadığı ve kızarıklığın olduğu safhayı belirtmektedir. Evre 2’de, kısmi kalınlıklı deri kaybı ve açılmış dermis görüntüsü mevcuttur. Yara yatağı adı verilen bazal bölge pembe veya kırmızı renkte, canlı, nemli ve sağlamdır. Bu evrede, derin dokular ve yağ dokusu görülmezken, sert nekrotik doku veya granülasyon dokusu mevcut değildir. Evre 3’te, dermis ve epidermisi içeren tam katmanlı bir deri kaybı mevcuttur. Granülasyon dokusu içerisinde yağ dokusu ve kabuklaşmış deri görülebilmektedir. Evre 4’te ise, yara bölgesinde gözle görülür şekilde açığa çıkmış kas, tendon, kırık veya kemik ile tam kat deri ve doku kaybı mevcuttur (Campbell ve Parish 2010).

Sakrum ve kalçaları kaplayan deri, dekübit ülserlerinden en çok etkilenen kısımlardandır. Ancak topuklar ve ayak bilekleri de dâhil olmak üzere oksiput, dirsekler ve alt ekstremitelerde de dekübit ülserleri görülebilmektedir. Dekübit ülserleri, vücudun sürekli basınç ve kompresyon kuvvetlerine maruz kalan herhangi bir bölgesinde gelişebilmektedir. Ayrıca diğer duyarlılık faktörleri de ülser oluşumuna sebep olabilmektedir (Witkowski ve Parish 1982).

Dekübit ülserlerine duyarlılık, dış faktörlerin (basınç, sürtünme, kesme/kayma kuvveti ve nem) ve iç faktörlerin (ateş, yetersiz beslenme ve anemi) birleşiminden kaynaklanabilmektedir (Van ve diğ. 2002). Dekübit ülserleri çoğunlukla yaşlı, güçsüz, felçli ve bilinci kapalı hastalarda ortaya çıkmaktadır.

Nörolojik, kardiyovasküler, hipotansiyon ve cerrahi hastaları ile, uzun süre anestezi, dehidrasyon veya yetersiz beslenmeye maruz kalan hastalar, dekübit ülserlerine karşı en duyarlı gruplardır (Parish ve Witkowski 2004). Dekübit ülserlerinin üçte ikisi, 70 yaş üzeri hastalarda görülmektedir ve araştırmalara göre, huzurevlerindeki yaygınlık oranının % 17-28 civarında olduğu tahmin edilmektedir. Nörolojik bozukluğu olan hastalarda, dekübit ülseri oluşma sıklığının genellikle yıllık % 5-8 oranında olduğu görülmektedir. Belden aşağısı felçli olan hastalarda bu oranının % 7-8 olduğu bilinmektedir. Hastanede yatan hastalarda, dekübit ülseri görülme oranı % 3-17 iken, hastanede yatan cerrahi hastalarda bu oran % 12-66 aralığındadır. Uzun süreli bakım tesislerinde hareketsiz kalan hastalarda ise, görülme oranının % 33 olduğu rapor edilmiştir (Berlowitz ve Spencer 1990). Son 30 yıldır, Avrupa ülkeleri ve ABD başta olmak üzere birçok ülkede, bası yarası prevalansını araştıran çalışmalar yapılmaktadır. Bu araştırmalar, bakım evleri, rehabilitasyon merkezleri, genel hastane ortamları ve yoğun bakım üniteleri gibi hastanelerin farklı bölümlerinde bası yarası oranlarını ortaya koymaktadır (Shahin ve diğ. 2008). Ancak, yoğun bakım hastaları ve yaşlı popülasyonu kapsayan çalışmalara ayrı ayrı bakıldığında, bası yarası prevalansının oldukça değişkenlik gösterdiği anlaşılmaktadır. Konuya ilişkin yapılan bir gözden geçirme çalışmasında, yoğun bakım ünitelerinde bası yarası prevalansının Danimarka'da % 4 ile Almanya'da % 49 arasında değiştiği belirtilmiştir. Brezilya'da uzun dönemli bakım merkezlerinde kalan yaşlı bireylerde bası yarası insidansı % 39,4 olarak belirlenmişken, İspanya'da benzer kuruluşlarda prevalans % 35,7 olarak tespit edilmiştir (Casimiro ve diğ. 2002). Bununla birlikte, bazı çalışmalarda çok daha düşük oranlar bildirilmiştir. Örneğin, İrlanda'da uzun dönem bakım evlerinde kalan 1100 yaşlı bireyin incelendiği bir araştırmada prevalans % 9,1 olarak bulunmuştur (Moore ve Cowman 2012). Almanya'da 75 yaş ve üzeri 3198 hastada yapılan bir çalışmada bu oran % 7,1 olarak kaydedilirken, Türkiye'de 65 yaş ve üzeri 209 hastada bası yarası prevalansı % 5,8 olarak tespit edilmiştir (Tosun ve Bölüktaş 2015).

2.1 Dekübit Yaralarının Önleyici Uygulamaları

Dekübit yaralarında tedavi süreci son derece zor ve maliyetlidir. Bu nedenle, etkili bir tedavi için risk altındaki kişilerin erken teşhis ile tanınması ve dekübit ülseri

teşhisi konulan hastaların yaralarının kontrol altına alınması büyük önem taşımaktadır. Dekübit ülseri teşhisinde belirli skalalar kullanılmaktadır. Bu skalalar Braden ve Norton skalalarıdır. Bu skalaların kullanımı, bireysel risk faktörleri, primer mobilite ve aktivite düzeylerini sistematik bir şekilde değerlendirmeye olanak sağlamaktadır. Dekübit ülseri yaralarının sınıflandırılması ve derinliğinin derecelendirilmesi ise tedavide kilit bir rol oynamaktadır. Bir dekübit ülseri yarasının değerlendirilmesi, yaranın konumu, evresi, boyutu, ülser kavitesi ve deri dokusunun özellikleri hakkında bilgi vermektedir. Dekübit ülseri yaralanmalarının tedavi ve bakımında kullanılan bazı yöntemler şu şekildedir (Bozbaş ve Gürer 2011);

2.1.1 Yara Bakımı

Yara temizliği, yara bakımının temel unsurlarından biridir. Yara temizliğinin temel amacı, kontaminasyonu minimum seviyeye getirmek ve iyileşmeyi hızlandırmaktır. Yara temizliği sıklıkla özel sıvılarla yapılmaktadır. Teknik olarak enjektörle basınç uygulama prensibine dayanmaktadır ve bu işlem irrigasyon olarak adlandırılmaktadır. Ayrıca aynı sıvılar kullanılarak, basınç uygulaması olmadan da yara temizliği yapılabilmektedir. Yara temizliğinde kullanılan diğer bir uygulama ise, bu temizlik sırasında kullanılan sıvıların gazlı bezle silinmesi yöntemidir. Bu işlemlerde en çok kullanılan sıvı ise % 0.9 NaCl solüsyonudur (Sivrioğlu ve Özcan 2004).

Dekübit yaradaki nekrotik doku, endotoksinler salgılayarak fibroblast ve keratinositlerin göçünü engellerken aynı zamanda bakteriler için ideal bir çoğalma ortamı sağlamaktadır. Bakteriler, belirli enzim ve proteazları üreterek yara iyileşmesini geciktirmekle beraber, fibrin ve büyüme faktörlerinin özelliklerini bozmaktadırlar. Yara iyileşmesini olumsuz etkileyen bu faktörlerden dolayı, nekrotik dokunun temizlenmesi kritik öneme sahiptir. Bu amaçla, mekanik enzimatik ve cerrahi debridman yöntemleri de tercih edilebilmektedir (Bozbaş ve Gürer 2011).

Yara örtücü materyaller kullanılması, optimal bir yara ortamı sağlarken aynı zamanda dış kontaminasyonu da engelleyerek yara iyileşmesini desteklemektedir. Farklı seçenekler, yaranın evresine ve özelliklerine göre sunulmaktadır. Dekübit yaralarda 1. evrede yara örtücü materyallere ihtiyaç duyulmamaktadır. Sıklıkla yara

örtüsü olarak kullanılan hidrokolloid örtüler, yara sıvısıyla etkileşime giren hidroaktif/absorptif partiküller içermektedirler. Bu partiküller, yara yüzeyinde jel tabaka oluşturarak, yara yüzeyinin nemli ortamını korurlar ve enfeksiyon gelişimini önleyebilmektedirler. Bu materyaller, evre 2, evre 3 ve nekrotik doku içermeyen, minimal eksudalı evre 4 yaralarda en çok tercih edilenler arasında yer almaktadırlar. Şeffaf yapışkan yara örtüleri ise, yarı geçirgen ve kapatıcı özelliklerinden dolayı gaz alışverişi ve deriden su buharının çıkışına izin vererek yara iyileşmesine destek sağlarlar. Bu materyaller, epitelizasyonu hızlandırmakla beraber kontaminasyonu da önlemektedirler. Kalsiyum aljinat örtüler, deniz yosunlarından elde edilen adsorban örtülerdir ve yumuşak bir görünüme sahiptirler. Ağır eksudalı ve enfekte yaralarda tercih edilebilirler. Ancak dehidratasyona neden oldukları için, kuru veya minimal eksudalı yaralarda tercih edilmemektedir (Sivrioğlu ve Özcan 2004).

2.1.2 Pozisyon Değişikliği

Dekübit ülserine sahip hastaların, yatakta döndürülmesi ve pozisyonlanması, yüzey basıncını azaltmak veya ortadan kaldırmak için oldukça önem taşımaktadır. Sırt üstü pozisyonda yatmak, sakrum ve topuklardaki basıncı artırabilmektedir. Topuklardaki basıncı azaltmak ve venöz drenajı sağlamak için, baldırın bir yastıkla yükseltilmesi önerilmektedir. Ancak yatak başının yükseltilmesi, sakrum üzerine binen yükü artırabileceği için kaçınılmalıdır. Yan yatış pozisyonunda, kalça kemiğinin dış kısmı olan torakanterdeki basıncı azaltmak için hasta, alttaki bacak diz ve kalçadan 20 derece fleksiyonda, üstteki bacak kalça ekstansiyonunda, diz 35 derece fleksiyonda olacak şekilde pozisyonlandırılmalıdır. Yüz üstü yatış sırasında, başta dizler olmak üzere krista iliakalar, tibia ön yüzü, ayak sırtı ve parmaklar bası altında kalmaktadır; bu nedenle bahsi geçen bölgeler yastıklar ya da havalı yataklarla desteklenmelidir (Anthony ve diğ. 2000).

Hastaların pozisyonu, bası riski altındaki vücut bölgelerinde dolaşımın devamlılığını sağlamak amacıyla iki saatte bir değiştirilmelidir. Deri toleransı geliştikçe, pozisyon değişikliği arasındaki süreler 30 dakikalık artışlarla arttırılmasında bir sakınca bulunmamaktadır. Pozisyon verilmesi sırasında, sürtünme ve makaslama kuvvetlerini önlemek amacı ile hasta kaldırılarak veya yuvarlanarak

pozisyon verilmelidir; asla sürüklenmemelidir. Nörolojik hastalıklarda sık rastlanan spastisite, hastanın döndürülmesini ve pozisyon verilmesini engelleyebilmektedir. Bu nedenle, bası yarası oluşumu kolaylaşabilmektedir. Bu tür hastalarda, öncelikle spastisite değerlendirilmeli ve bası yarası tedavisine başlanmadan önce düzeltilmelidir (Yücel 2001).

2.1.3 Destek Yüzeyleri

Dekübit ülser tedavisinde, yüzey ve doku arasındaki basıncı azaltmak amacıyla destek yüzey ve özel yataklar kullanılmaktadır. Bu işlem şu sistemleri içermektedir (Yarkony 1994);

- Destek yüzeyleri: Yatak minderleri üzerinde kullanılmaktadır.
- Terapötik yataklar: Evde kullanılan yataklar veya hastanedeki yatak üzerine doğrudan yerleştirilen ve altına başka bir şey konulmadan kullanılan sistemlerdir. Bu amaçla jel pedli ek, su ile doldurulmuş ek, havalı statik yataklar, poliüretan köpükler ve havalı yataklar kullanılmaktadır.
- Basıncı giderici özel yatak sistemleri: Hastanede kullanılan yatak üniteleriyle aynı sistemlerdir. Basıncı giderici özel yatak sistemlerinin terapötik yatak ve destek yüzeylerinden farkı, terapötik yatak ve destek yüzeyleri basıncı azaltma işlevine sahipken, özel yatak sistemleri basıncı giderici olarak kullanılmaktadır.

2.1.4 Fizik Tedavi Yöntemleri

Elektrik stimülasyonu, fibroblast sayısını ve aktivitesini artırarak kollajen, protein ve DNA sentezini teşvik etmektedir. Aynı zamanda beyaz kan hücrelerinin bir alt tipi olan mast hücrelerini baskılayarak, fibrotik skar dokusunun oluşumunu azaltmakta ve yara iyileşmesini olumlu bir yönde etkilemektedir. Elektrik stimülasyonu, lokal kan akışını artırarak lipid peroksidasyonunu azaltmakta ve bununla birlikte serbest oksijen radikallerine bağlı doku hasarını önlemektedir. Elektrik akımının bakteriostatik ve bakterisidal etkisi olduğu da bilinmektedir

(Ovington 1999). Elektrik stimülasyonu, denerve (periferik sinir yaralanması sonrası sinir iletiminin ulaşamadığı) kastaki kasılma sürecini tetikleyerek, kas kütlesinin korunmasını desteklemektedir. Bu sayede, gluteal bölgeye yük bindiğinde, dokunun bozulması ve basıncın belirli bölgelerde yoğunlaşmasının engellenmesi mümkün olmaktadır. Düşük yoğunluklu doğrudan akım ve yüksek voltajlı monofazik pulse galvanik akım gibi farklı stimülasyon yöntemleri, dekübit ülseri tedavisinde kullanılmaktadır. Yüksek voltaj monofazik pulse galvanik akım ile yapılan bir araştırmada, 4 hafta içerisinde bası yarasının boyutunun yarıya indiği gösterilmişken, kontrol grubunda bu boyutun iki katına çıktığı belirlenmiştir. Elektrik stimülasyonunun, konvansiyonel tedavilere direnç gösteren evre 3 ve 4 yaralar ile dirençli evre 2 yaralarda kullanılması önerilmektedir (Bozbaş ve Gürer 2011).

Mikromasaj etkisi ve membran permeabilitesindeki artış, fibroblastların protein sentez hızını artırarak yara iyileşmesini destekleyen önemli bir faktördür. Pulse ultrason uygulamasının, 2,5 cm² ve altındaki bası yaralarında, klasik pansuman yöntemine kıyasla, yara alanı ve derinliğinde anlamlı bir iyileşmeye neden olduğu gösterilmiştir. Ancak, yapılan bir meta-analizde, ultrasonun yara iyileşmesi üzerindeki yararlı veya zararlı etkilerini değerlendirmek için bu çalışmaların yeterli olmadığı sonucuna varılmıştır (Akbari ve diğ. 1996).

Ultraviyole ışık, epitelyal hücre yenilenmesini arttırırken, DNA proliferasyonunu teşvik etmektedir. Ultraviyole ışığın aynı zamanda, kısmen bakterisidal ve kısmen yara iyileşmesini hızlandırıcı bir etki oluşturduğu da bilinmektedir. Bu sayede, yara alanında ve derinliğinde belirgin bir düzelme elde edilmektedir. Ultraviyole ışık, klasik pansuman yöntemlerine kıyasla daha etkili bir şekilde yara iyileşmesini desteklerken, bu etki ultrasona göre daha zayıf bir şekilde görülmektedir (Onigbinde ve diğ.2010).

Düşük enerjili lazer tedavisinin, fibroblast aktivitesini artırarak, kollajen sentezini hızlandırma, neovaskülarizasyonu teşvik etme, fagositoz sürecini güçlendirme ve yara metabolizmasını hızlandırma gibi etkileri bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada, 1120 hasta üzerinde gerçekleştirilen araştırma, lazerin geleneksel yara bakımına kıyasla daha etkili olduğunu ortaya koymuştur (Mester ve diğ. 1971).

Hidroterapi, böbrek şeklindeki büyük banyolar ve girdap banyoları, bası yarası tedavisinde tercih edilebilen yöntemler arasındadır. Suyun basınçlı veya hareketli olması, nekrotik alanların masaj etkisiyle temizlenmesine olanak tanımaktadır (Bozbaş ve Gürer 2011).

2.2 Dekübit Ülseri Tedavisinde Kullanılan Biyopolimerler

Biyopolimerler, biyolojik kaynaklardan elde edilen ve doğada çözünebilen polimerlerdir. Bu polimerler, bitkilerden, hayvanlardan veya mikroorganizmalar tarafından elde edilen polimerik biyomoleküllerdir. Bitkisel (nişasta, selüloz ve doğal kauçuk), hayvansal (kollajen, hyaluronik asit, kitosan), mantar (kitin), bakteri (bakteriyel selüloz, ekzopolisakkaritler) ve alg (aljinat) gibi çeşitli kökenlerden biyopolimerler, sahip oldukları özelliklerine göre kullanılmaktadır. Bu polimerler biyoyuumlulukları, biyobozunurlukları, düşük antijeniteleri ve yenilenebilirlikleri nedeniyle sentetik malzemelere göre avantajlar sunmaktadır (Sezer ve Cevher 2011, Rehm 2010).

Kolajen, selüloz, kitosan, aljinat, hyaluronik asit en yaygın kullanılan biyopolimerlerdir. Belirli hücrelere karşı antibakteriyel, antiinflamatuvar, proliferatif veya diğer hedefli etkilere sahip olabilmektedirler ve dolayısıyla iyileşme sürecinde önemli bir role sahiptirler. Nanoteknolojiye dayalı mühendislik stratejileri, bu biyopolimerlerin geliştirilmesini ve yeni nesil yara bakım ürünlerinde kullanılmasına yönlenmiştir (Hamdan ve diğ. 2017). Biyopolimerler, kolayca hidrojel veya yapı iskelesi halinde şekillendirilebilmeleri ve diğer polimerlerle harmanlanabilmeleri sayesinde çeşitli malzeme özelliklerine sahip olup, bu durum artan mekanik mukavemet, biyomimetik özellikler ve cilt ikame maddesi olarak geliştirilmesi için gereken diğer birçok avantajı sunmaktadır (Smith ve diğ. 2016).

Yara bakımında selülozun uygulanması, esas olarak nem tutma özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Nemli yara iyileşmesi, yaranın çevresinde nemli bir ortam sağlayarak, büyüme faktörleri ve diğer iyileştirici moleküllerin dokuya etkin bir şekilde ulaşmasını sağlar. Bu süreç, yaraların daha hızlı ve verimli iyileşmesine katkıda bulunmaktadır (Czaja ve diğ. 2006). Selüloz, eksüdaların emilmesine yardımcı olarak hücre artıklarının (nekrotik doku ve fibrinöz kaplama

gibi) alınmasını sağlarken, aynı zamanda selüloz ile oluşturulmuş örneklerin, gözenekli yapısı yardımı ile derinin hücre dışı matrisini (ECM) taklit ederek doku yenilenmesine katkıda bulunmaktadır (Sulaeva ve diğ. 2015).

Kollajen sentezindeki bozulma nedeniyle değişen iyileşme süreci, yara bölgesine ekzojen kollajen takviyesi yapılarak aşılmıştır. Doğuştan gelen kollajene ek olarak bu kollajenin parçalanmasıyla oluşan jelatin, fazla matriks metalloproteinazlarını (MMP) devre dışı bırakarak, inflamasyon fazını devralacak proliferasyonu tetiklemektedir (Brett 2008). Yara tedavisinde kullanılan kollajen bazlı malzemeler, substrat görevi görmektedir; yani bu malzemeler, hücrelerin tutunması ve büyümesi için uygun bir yüzey sağlayarak doku yenilenmesine yardımcı olmaktadır. Kollajenin ana kaynakları, sığır, domuz derisi ve tendonları, mesane mukozası ve bağırsaklardır (Schmidt 2016).

Yara iyileşmesinde tercih edilen bir diğer bileşiminde tercih edilen bir diğer biyopolimer olan aljinatlar, yara yatağında nemli bir ortam sağlayarak ve eksudaları emmektedir. Bu sayede, yara ağrısını, enfeksiyon yükünü ve kokuyu azaltmaktadırlar. Aljinatlar ayrıca hemostazda yardımcı olmaktadır (Jones ve diğ. 2006). Yara eksüdasıyla temas eden aljinat içeren bir pansuman, aljinattaki kalsiyum iyonları ile kan veya eksudadaki sodyum iyonları arasındaki iyon değişimini başlatmaktadır. Yeterli miktarda kalsiyum iyonu, sodyum iyonlarıyla değiştirildiğinde, aljinat lifleri şişerek, kısmen çözüldüğü ve bir jel oluşturduğu bilinmektedir (Thomas 2000).

2.2.1 Kitosan

Kitosan, D-glukozamin ve N-asetil-D-glukozamin kopolimeridir. Genellikle karides gibi kabukluların dış iskeletinin ana bileşeni olan kitinin, deasetilasyonu ile elde edilmektedir. Kitin, selülozdan sonra dünyada en fazla bulunan bir biyopolimerdir. Hayvanlarda özellikle kabuklularda, yumuşakçalarda ve böceklerde dış iskeletin yaygın bir bileşenidir. Kitosanın (deasetillenmiş kitin) yapısı, selüloza çok benzemektedir. Kitosan, seyreltik sulu asetik, laktik, malik, formik ve süksinik gibi asitlerde çözünmektedir (Skotak ve diğ. 2011, Ahmed ve diğ. 2014). Kitosan, pH<6'da polikasyoniktir ve proteinler, anyonik polisakkaritler (örn. aljinat ve

karragenan), yağ asitleri, safra asitleri ve fosfolipitler gibi negatif yüklü moleküllerle kolaylıkla etkileşime girebilmektedir (Ahmad ve diğ 2015). Biyobozunurluk, toksik olmama, anti-bakteriyel etki ve biyouyumluluk gibi benzersiz özelliklerinden dolayı, kitosan esaslı biyomedikal malzemeler ilgi çekicidir. Kitosan, hemostazı uyararak, doku yenilenmesini hızlandırdığı için yara iyileşmesine önemli faydalar sağlamaktadır. Biyomedikal araştırmalarda, kullanılacak olan malzemelerin doğal bir ürün olması tercih sebebidir, zira doğal malzemeler sentetik muadillerine göre daha yüksek biyouyumluluğa sahiptir. Lizozim gibi bazı insan enzimleri tarafından metabolize edilebilen kitosan, biyolojik olarak parçalanabilme özelliğine sahiptir. Kitosan, glikozaminoglikanlara yapısal benzerlikler göstermesi ve hidrofilik olması nedeniyle doku mühendisliği iskelesi için oldukça ilgi çekici bir malzemedir. Kitosanın monomerik birimi, N -asetilglukozamin, yara onarımında önemli olan hücre dışı bir makromolekül olan hiyalüronik asitten oluşmaktadır (Keong ve Halim 2009).

2.2.1.1 Kitosanın Özellikleri

Kitosanın temel özelliklerinden biri yoğun inflamasyona neden olmaması veya vücudun bağışıklık tepki sistemini tetiklememesidir. Araştırmalar, farklı moleküler ağırlıklara ve deasetilasyon derecelerine sahip kitosanın, kitosanın kimyasal modifikasyonu ile elde edilen süksinil türevi kitosan ve kitosan nanopartiküllerininkine benzer şekilde düşük düzeyde toksisite sergilediğini göstermiştir (Huang ve diğ. 2004, Chien ve diğ. 2016).

Polimerin katatonik yapısından dolayı kitosan çözeltileri, genellikle bakterisidal ve bakteriyolojik özelliklere sahiptirler. Kitosanın polimer zincirindeki pozitif yükler, bakteri yüzeylerine yapışmakta ve membran duvarının geçirgenliğinde mikrobiyal büyümeyi önleyen değişikliklere neden olmaktadır (Goy ve diğ. 2009).

Düşük deasetilasyon derecesine ve düşük pH'a sahip kitosanların, daha iyi antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu bilinmektedir. Kitosan, gram-pozitif ve gram-negatif bakterilere karşı geniş kapsamlı antimikrobiyal aktiviteye sahiptir. Ancak, kitosanın molekül ağırlığının azaltılması, gram negatif bakterilere karşı antibakteriyel aktiviteyi artırabilmekte ve gram pozitif bakterilere karşı aktiviteyi azaltabilmektedir.

Bununla beraber, kitosan ve türevlerinin bakteriyel hücre duvarı ile etkileşime girerek yüksek bir öldürme oranına sahip olduğu belirlenmiştir. Kitosan ve bakteri hücresi arasındaki bu etkileşim, hücre duvarının hidrofiliğine bağlıdır ve bu, kitosanın memeli hücrelerine karşı daha düşük toksisitesini açıklamaktadır (Kong ve diğ. 2010).

Kitosanın yüzeylere yapışma yeteneği, sahip olduğu önemli özelliklerinden birisidir. Bu özellik, yalnızca yararlı moleküllerin mukozal yollardan iletilmesine yönelik yeni yaklaşımlar üretmekle kalmaz, aynı zamanda mukus için afinitesi olmayan moleküllerin adsorbe edilmesine de yardımcı olur. (Yamamoto ve diğ. 2005, Bugnicourt ve Ladavière 2016).

Kitosan, pıhtılaşma ile ilgili çalışmalarda da yaygın olarak kullanılmaktadır. Kitosan, üzerindeki trombosit ve amino grupları arasındaki etkileşimler sayesinde yara iyileşme hızını arttırmaktadır. Kitosanın hemostatik özellikleri yara iyileşmesinde kullanılabilir. Yara pansumanı için kullanılan kitosan, kemoatraksiyon, makrofajların ve nötrofillerin aktivasyonu, granülasyon dokusunun ve yeniden epitelizasyonun hızlandırılması, sınırlı skar oluşumu ve daralması, analjezik özellikler, hemostaz ve içsel antibakteriyel özellikler gibi çeşitli avantajlara sahiptir (Okamoto ve diğ. 2003).

Son araştırmalar, kitosan ve türevlerinin hem *in vitro* hem de *in vivo* modeller kullanılarak antitümör aktivitelere sahip olduğunu da göstermiştir. Kitosan türevlerinin antitümör etkisi, sitolitik T-lenfositlerin olgunlaşması ve bu hücrelerin tümör dokusuna girmesiyle (infiltrasyonu) sonuçlanan interlökin (IL)-1 ve 2 salgılanmasından meydana gelen artıştan kaynaklanmaktadır (Tokoro ve diğ. 1988).

Antioksidanların sağlık üzerinde faydalı etkileri olduğu bilinmektedir. Antioksidanlar, vücudun reaktif oksijen radikal molekülleri tarafından membran lipitlerinin, proteinlerinin ve DNA'nın yok edilmesini önlemektedirler (Ngo ve Kim 2014). Çalışmalar, kitosan ve türevlerinin *in vitro* aktif oksijen serbest radikallerini temizleme yeteneğine sahip olduğunu göstermektedir. Serbest radikallerin ortadan kaldırılmasında; düşük ağırlıklı kitosan moleküllerinin, yüksek ağırlıklı kitosan moleküllerine göre çeşitli avantajlara sahip olduğu belirlenmiştir. Yapılan bir çalışmada, kitosanın antioksidan aktivite mekanizmasının, serbest radikallerin

kitosan üzerindeki amino ve karboksil grupları tarafından stabilizasyonu yoluyla olabileceğini rapor etmiştir (Park ve diğ. 2003, Younes ve Rinaudo 2015).

Biyolojik organizmalardaki kitosan, molekülü depolimerize etmek için biyoenzimler tarafından katalize edilebilmektedir. Bozunma ürünleri, insan vücudu için toksik olmayan N -asetil glukoz ve glukozamindir. Ayrıca, bozunma ara maddelerinin vücutta birikmediği ve immünojeniteye sahip olmadığı bilinmektedir (Xu ve diğ. 1996).

Kitosan, elektrostatik etkileşimler aracılığıyla nükleik asitlere bağlanma yeteneğine sahiptir ve bu özelliği sayesinde, kitosan-DNA kompleksi hücreye endositoz yoluyla alınmadan önce hücreye girebilmektedir. Kitosan hem kapsüllenmiş DNA'nın lizozomal kaçışında hem de membran adezyonunda etkili bir rol oynayarak verimli hücre transfeksiyonunu desteklemektedir. Hibrit DNA-kitosan sistemleri, kompleksler ve nanosferler oluşturarak bir dizi avantaja sahiptir. Bu avantajlar arasında, serum nükleaz bozulmasına karşı yüksek koruma, poliplekslerin liyofilizasyonu ile uzun süreli depolama için aktivitede karşılaştırılabilir bir kayıp, diğer biyoaktif ajanların çoklu plazmitlerle birlikte kapsüllenmesi, lizozomdan kaçışın artırılması ve kompleksin bozulmasını azaltmak için lizozomotropik ajanların dahil edilmesi, ayrıca hedefleme için ligandların kitosan-DNA komplekslerine konjugasyonu bulunmaktadır (Kumar ve diğ. 2004, Dash ve diğ 2011).

2.2.1.2 Kitosan Kullanım Alanları

Kitosan bazlı yara pansumanları, hemostatik, biyolojik olarak parçalanabilir ve antibakteriyel özellikler gibi çeşitli benzersiz özelliklere sahip olmalarıyla, yara iyileşmesini desteklemekte önemli bir rol oynamaktadırlar. Kitosanın antibakteriyel etkisi, *Escherichia coli* veya *Staphylococcus aureus* gibi çeşitli patojenlere karşı düşük konsantrasyonlarda bile gözlemlenmiştir. Kitosanın sahip olduğu bu etkinlik, jeller, filmler veya nanopartiküller gibi çeşitli formülasyon türlerinde kullanılabilir (Janvikul ve diğ. 2006, Mizuno ve diğ. 2003). Kitosanın, klinik vakalarda yara iyileşmesini hızlandırma yeteneğini doğrulayan bir dizi araştırma mevcuttur. Açık yaralarda, kitosanın derinin iz bırakmadan kendini yenilemesine katkı sağladığı gözlemlenmiştir. Doku kültüründe, kitosanın yara iyileşmesinde doku

büyümesini ve farklılaşmasını teşvik ettiği, aynı zamanda fibroplazileri inhibe ettiği düşünülmektedir. Kitosan, yara iyileşme sürecinde makrofaj fonksiyonlarını düzenleyerek kollajenaz gibi çeşitli enzimlerin, interlökinler ve tümör nekroz faktörü gibi sitokinlerin salgılanmasını modüle etmektedir. Sonuç olarak kitosan, tıbbi ve veterinerlik alanlarında yara iyileşmesini hızlandırıcı olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Ishihara ve diğ. 2001, Jayakumar ve diğ. 2011).

Şiddetli kanamaların kontrolü için kullanılan hemostatik pansumanlar hem askeri hem sivil senaryolarda yaşanan ciddi yaralanmalardan kaynaklanan kanamaların durdurulmasında büyük önem taşımaktadırlar. Yapılan araştırmalara göre kitosan, hemostatik bandajlar gibi çeşitli yara iyileştirme uygulamalarında kullanılabilen gibi hemostatik bir ajan olarak da etki gösterebilmektedir (Fischer ve diğ. 2007, Prashanth ve Tharanathan 2007). Kitosan ile temas eden kanın hızla pıhtılaşması ve kitosan tarafından tetiklenen hemostatik mekanizmanın, klasik kan pıhtılaşmasından bağımsız olarak işlediği birçok çalışma tarafından tespit edilmiştir. Kitosan tabakasının, tamamlayıcı sistemin alternatif yolunu güçlü bir şekilde aktive ettiği, asetilasyonun ise bu etkiyi ortaya çıkardığı gösterilmiştir (Baldrick 2010, Klokkevold ve diğ. 1999). Kitosandaki pozitif yüklü gruplar ile kırmızı kan hücresi zarları üzerindeki negatif yüklü müraminik asit kalıntıları arasındaki iyonik çekim, kitosanın pıhtılaştırıcı aktivitesinin temelini oluşturmaktadır. Kitosanın hemostatik etkileri, trombosit ve eritrosit agregasyonlarıyla bağlantılıdır ve bu konuda yapılan çalışmalar ile etki mekanizması daha iyi anlaşılmaktadır. Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), 2002 yılında Irak ve Afganistan'daki birliklere dağıtılmak üzere geliştirilen, kitosan bazlı bir ürünü onaylamıştır. Araştırmalara göre, kitosan pansumanlarının, standart gazlı bezler ile karşılaştırıldığında, gelişmiş hemostaz sağladığı ve bu sayede kan kaybını ve mortaliteyi önemli ölçüde azalttığı tespit edilmiştir. Bu nedenle, ChitoSAM, Celox, Chitoflex ve HemCon gibi ticari kitosan bazlı ürünler piyasadaki yerlerini almışlardır. Kitosan ve türevleri üzerindeki araştırmalar ve çalışmalar, hemostatik avantajları nedeniyle devam etmektedir (Littlejohn ve diğ. 2011).

Kitosan, özellikle deri ve kemik doku mühendisliğinde biyo-iskele olarak kullanıldığı zaman birçok avantaja sahiptir. Kitosanların en çekici özelliklerinden birisi, enflamatuar reaksiyonlara veya toksik bozunmalara neden olmadan

bozunabilmesidir ve bu özellikleri nedeni ile iskele malzemesi olarak önemli bir rol oynamaktadır. Gözenekli kitosanların, keratinositler, deri fibroblastları ve kemik osteoblastları için bir yapı iskelesi olarak kullanıldığı bilinmektedir (Jayakumar ve diğ. 2010). Kitosan, doku hücrelerinin bağlanması, çoğalmasını ve yaşayabilirliğini destekleyerek, yapısal olarak hücre dışı matrislere benzemektedir. Kitosan yapı iskeletleri, jel, film, sünger, partikül sistemleri gibi birçok farklı formda üretilebilmektedir. Kitosan temelli sistemler, sadece deri ve kemik değil, aynı zamanda karaciğer, kornea, adipoz doku, merkezi sinir sistemi (CNS) ve kan damarı gibi yumuşak dokular için de değerlendirilmiştir (Hsieh ve diğ. 2015).

Diğer polisakarit liflerin, modifiye edilmiş kitosan veya kitosan filmleri, tekstil ürünlerine yeni özellikler kazandırmak amacıyla kullanılmaktadır. Kitosan türevleri sayesinde, tekstil ürünlerinde antistatik ve kir tutmaz özellikler elde edilebilmektedir. Tıbbi tekstil ürünlerinde, kitosan dikişler, iplikler ve lifler içerisinde kullanılarak çeşitli avantajlar sağlamaktadır. Kitosanın, tekstil alanında kullanıldığı bir diğer alan ise, atık su arıtmada boya giderimidir. Ayrıca, pamuğun antimikrobiyal apesinde de kitosan türevleri kullanılmaktadır (Fu ve diğ. 2011).

2.3 Elektrostimülasyon Uygulamaları

Elektrostimülasyon, yara iyileşmesini hızlandırmak ve regeneratif kapasiteyi artırmak amacıyla kontrollü bir şekilde elektrik akımının yara bölgesine uygulanmasına dayanan bir tekniktir (Kloth ve Feedar 1988). Bu yöntemin, yara iyileşme mekanizmalarını etkileme potansiyeli farklı şekilde kendini göstermektedir. İlk olarak hücresel migrasyonu teşvik ederek, yaranın kapanma sürecini hızlandırma potansiyeline sahiptir. Aynı zamanda elektrostimülasyon, vaskülerizasyonu artırarak yara bölgesine daha fazla oksijen ve besin taşıyarak iyileşmeyi desteklemektedir. Elektrostimülasyon uygulamalarında, genellikle düşük voltajlı elektrik akımları kullanılmaktadır ve bu akımlar belirli bir frekansta ve süreklilikte uygulanmaktadır. Bu teknik, non-invaziv olma özelliği, hastanın konforunu artırma yeteneği ve minimum yan etki potansiyeli gibi avantajlar sunmaktadır (Reger ve diğ. 1999).

Elektrostimülasyonunun etkileri, makrofajlar, fibroblastlar, epidermal hücreler, bakteriler ve endotel hücreleri gibi çeşitli hücre tipleri üzerinde *in vitro*

testlere tabi tutularak incelenmiştir. Bu çalışmalar, hücre göçü, çoğalması, oryantasyonu, protein ve DNA sentezinde artış gibi önemli değişikliklerin meydana geldiğini göstermiştir. *In vivo* modellerde ve klinik çalışmalarda elektrostimülasyonun, gelişmiş yara kapanma ve iyileşme oranlarına katkı sağladığı gözlemlenmiştir (Wainapel 1985).

Yara iyileşmesinde, doğru akım (DC), alternatif akım (AC), darbeli akım (PC) ve transkütanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS) olmak üzere dört temel terapötik yaklaşım bulunmaktadır. Her bir terapötik yaklaşımda voltaj, süre, frekans, faz, mod ve nabız türü gibi çeşitli parametreler kontrol edilebilmektedir. DC, sürekli ve basit bir yöntem olup uzun süre ve yüksek genlikte uygulandığında doku tahrişine ve hasarına neden olabilmektedir (Peters ve diğ. 2001). Yapılan çalışmalarda AC ve DC'nin domuz yarası üzerinde iyileşme süresini azalttığı gözlemlenmiştir, ancak DC'nin yara alanını azaltmada daha etkili olduğu, AC'nin ise yara hacmini azaltmada daha etkili olduğu tespit edilmiştir. PC, düşük voltaj, yüksek voltaj, dejeneratif dalga formu ve kısa voltajlı pulsed current (SVPC) kullanımının diyabetik ve kronik ülserler üzerinde olumlu etkiler gösterdiği belirlenmiştir. SVPC cihazları, kısa voltajlı impuls modelleri üretmektedir. SVPC, stimülasyon sırasında vasküler endotelial büyüme faktörünü (VEGF) artırarak, nitrik oksit oluşumunu indüklemektedir. Ancak, çalışmaların kısa sürmesi, SVPC'nin yara iyileşme oranlarını değerlendirmeye yönelik tam bir anlayış sunamamaktadır. Transkütanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS) ise, düşük veya yüksek frekanslı darbeli bir elektrik akımı kullanarak periferik sinirleri uyararak, iyileşmeye yardımcı olabilmektedir. Ancak, TENS'in yara iyileşmesi üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışmalar henüz mevcut değildir (Hunckler ve De Mel 2017).

2.4 Teknik Tekstiller ve Biyomedikal Uygulamaları

Yara iyileşmesi üzerine yapılan çalışmalar, sağlık sektöründe sürekli gelişen bir araştırma ve uygulama alanının bir parçasıdır. Bu alandaki teknik tekstiller, yara bakımında yenilikçi ve etkili çözümler sunma potansiyeli taşımaktadırlar. Geleneksel pansuman malzemelerinin ötesine geçen teknik tekstiller, yara iyileşme sürecini hızlandırmak, enfeksiyon riskini azaltmak ve hastanın konforunu artırmak gibi

önemli avantajlar sunmaktadır (Bansal ve diğ. 2005). Yara iyileşmesine yönelik teknik tekstiller, özel olarak tasarlanmış dokuma, örme veya nonwoven yapılarını içermektedir. Bu yapılar, antibakteriyel özelliklerden nem yönetimine, yara çevresindeki doku korumasından ilaç salınımına kadar çeşitli fonksiyonları yerine getirebilmektedir (Özyazgan ve Savaş 2016).

2.4.1 Spacer Tekstil Özellikleri ve Üretim Teknolojisi

Spacer tekstiller, üç boyutlu bir yapıya sahip olup iki dış yüzey ile bu yüzeyleri birbirine bağlayan bir bağlantı tabakasından meydana gelmektedir. Teknolojik açıdan, son yıllarda teknik tekstiller alanındaki gelişmelerle eş zamanlı olarak ilgi görmüş olsalar da aslında yeni bir konsept değillerdir. Bu yapılar, özellikle farklı uygulama alanlarına yönelik taleplerin artmasıyla birlikte, daha cazip hale gelmiş ve araştırma-geliştirme çalışmaları bu alanda çeşitli özelliklere sahip spacer tekstillerin üretimini mümkün kılmıştır. Spacer tekstiller, özel yapıları nedeniyle konvansiyonel tekstil yapıları tarafından karşılanamayacak spesifik özelliklere sahiptir, bu da onların farklı alanlarda kullanılabilmesine ve çok çeşitli materyallerin üç boyutlu yapıları ile uyumlu hale gelmesine olanak tanımaktadır (Bansal ve diğ. 2005). Dokuma, atkı örme ve çözgülü örme teknikleriyle üretilen spacer tekstiller için çözgülü örme tekniği, en yaygın ve bilinen üretim yöntemidir. Spacer tekstillerin üretim teknolojisi, kullanım alanına bağlı olarak çeşitli tekstil yapılarının üretilmesine olanak tanımaktadır ve bu nedenle spacer tekstiller, kısa bir sürede spor ve koruma giysilerinde kullanılan yapıların yerini almış, kompozitlerde, filtrelerde temel yapı birimi olarak ve medikal alanda kullanılmaya başlamıştır (Heide 2001).

Spacer tekstiller, klasik tekstillerin karşılayamadığı özelliklere, üç boyutlu yapıları sayesinde sahiptir. Bu tekstil yapılarının spesifik özellikleri aşağıdaki gibidir:

- Hava geçirgenliği ve nefes alabilirlik,
- Nem, ısı geçirgenliği ve absorpsiyonu,

- Fizyolojik ve iklimatik konforun üst düzeyde olması,
- Sıkıştırılabilirlik dayanımı,
- Fonksiyonel materyallerle birleştirilebilme olanağı,
- Yüksek yüzey dayanımı,
- Hafif yapı ağırlığı.

Spacer tekstillerin yapısındaki boşluk tabakası, etkili bir hava geçirgenliği ve nefes alabilirlik sağlamaktadır (Fuchs 2003). Bu özellikleri sayesinde, birçok uygulamada köpüklerin yerine geçebilme yeteneğine sahiptirler. Spacer tekstil yapısındaki boşluk tabakası, ısı, nem ve hava taşıma yeteneğine sahiptir ve bu özellikleri nedeni ile sıklıkla medikal uygulamalarda tercih edilmektedirler. Ayrıca, spacer yapısındaki boşluk tabakası, sentetik monofilamentlerin kullanılmasıyla daha da geliştirilebilmektedir. Spacer tekstil yapısındaki boşluk tabakasındaki bağlama ipliklerinin sayısı, spacer tekstil kalınlığı ve bağlama ipliklerinin özellikleri gibi faktörler, bu tekstillerin hava geçirgenliği, ısı ve nem iletimi gibi özelliklerini etkilemektedir (Heide 2003).

Spacer tekstiller, hava, nem ve ısı taşıma özelliklerinin birleşimi sayesinde etkili bir fizyolojik konfor sağlamaktadır. Ayrıca, sıkıştırılabilirlik dayanımı özelliği, bu karakteristiğini daha da güçlendirmektedir. Tüm bu özellikler, spacer tekstillerin iklimatik etkisi yaratmasına olanak tanımaktadır. Bu özellikler, spor giysilerinden yataklara ve medikal uygulamalara kadar geniş bir kullanım alanına sahip olmalarını sağlamaktadır. Sıkıştırılabilirlik dayanımı, spacer tekstillerin temel özelliklerinden biridir ve bu özellik, yapılarındaki bağlama ipliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu dayanım sayesinde, spacer tekstiller baskıya karşı stabil kalabilmekte, sürekli bir yük altında kalmaya uygun hale gelmekte ve kuvvet kaldırıldığında eski kalınlıklarına dönebilmektedirler (Heide 2001).

Spacer tekstiller, özel uygulama alanları için modifiye edilebilmekte ve fonksiyonel bir yapı oluşturabilmektedir. Örneğin, boşluk tabakasına katkı veya dolgu maddesi eklenmesi, son ürüne çok yönlü özellikler kazandırabilmektedir. Ek olarak, antibakteriyel, güç tutuş özelliği veya antistatik özelliklere sahip olması için

multifilament, monofilament veya eğrilmiş iplikler gibi teknik liflerin veya özel materyallerin kullanılmasıyla, spacer tekstiller çeşitli niteliklere sahip hale getirilebilmektedir. Bu esneklik, spacer tekstillerin teknik uygulamalarda çeşitli fonksiyonları karşılamak için ideal bir tercih olabileceğini göstermektedir (Heide 1998).

Spacer tekstiller, çözgülu örme yüzeyleri sayesinde güçlü bir yüzey dayanımına sahiptir. Çözgülu örme yapısı, diğer materyallere kıyasla daha üstün bir stabilite sunmaktadır. Bu özellik, özellikle döşemelik kumaşlar gibi uygulamalarda önemli bir gerekliliktir. Hafif yapıları nedeniyle, spacer tekstiller teknik uygulamalarda avantajlar sunmaktadır. Klasik takviye malzemelerine göre düşük ağırlık sağlamaları, özellikle takviye malzemesi olarak birçok uygulamada tercih edilmelerine olanak tanımaktadır. Spacer tekstiller, yapısında elastan kullanıldığında iyi bir elastik davranış sergileme kapasitesine sahiptir. Sentetik ipliklerin yaygın olarak kullanılması, kolay bakım ve geri dönüştürülebilirlik gibi avantajlar sunmaktadır (Roye ve Stueve 2005).

2.4.2 Spacer Kumaşların Kullanım Alanları

Spacer kumaşlar, çeşitli materyaller ile uyumlu olarak kullanılabilmesi, esnek bir ürün yelpazesine ve üç boyutlu bir yapıya sahip olmaları nedeniyle otomotiv endüstrisinde koltuk döşemeleri ve iç mekân tasarımlarında; spor giyim ve ayakkabı üretiminde, medikal alanda yara destekleyici katman ve ortopedik destek ürünlerinde; ayrıca, mobilya sektöründe yastık ve minder yapımı gibi birçok farklı kullanım alanına uyarlanabilmektedir. Spacer tekstillerin, yeni kullanım alanları bulmalarına yardımcı olan özelliklerinden birisi, farklı tasarım olanaklarına ve geniş bir desen aralığına sahip olmalarıdır. Aplikasyon, kaplama ve laminasyon gibi çeşitli bitim işlemlerinin uygulanmasıyla, bu tekstillerin yapıları özel teknik uygulama alanları için optimize edilebilmektedir. (Fuchs 2003).

Spacer tekstiller, giyim sektöründe çeşitli kullanım alanlarına sahiptir. Örneğin, iç giyim komponentleri olarak sütyenler ve yüzme giysilerinde vatka olarak veya dış giyimlerde izolasyon malzemesi olarak kullanılabilirler. Ayrıca, spor giyimleri, korseler ve ayakkabılar gibi ürünlerde de kullanılmaktadırlar. Spacer

tekstiller, öne çıkan nefes alabilir yapıları, giyim konforu ve yıkama dayanımları ile köpük ve köpük kompozitlerin yerine geçmeye başlamışlardır (Lehmann 1994).

Spacer tekstiller, medikal sektöründe bandaj ve tedavi malzemesi olarak kullanılmaktadır. Hastane yataklarında ve tekerlekli sandalye kaplamalarında yatak yarasını önlemek için özellikle tercih edilmektedirler. Hava geçirgenliği ve ısı-nem transfer özellikleri, deri dostu ve nefes alabilir bir yapı sağlamaktadır. Bu avantajlar sayesinde spacer tekstiller, medikal tekstiller için gerekli olan fizyolojik konforu sağlamaktadır (Armakan 2007).

Spacer tekstiller, koruyucu tekstillerde kullanım için de uygundur. Örneğin, güç tutuşur yataklarda veya güç tutuşur özelliğine sahip giysilerde astar olarak kullanılabilirler. Yüksek ısıya dayanıklı ipliklerin kullanılması veya güç tutuş özellikli bitim işlemlerinin uygulanması, bu tekstillere güçlü bir tutuş özelliği kazandırmaktadır. Spacer tekstillerin otomobil endüstrisindeki önemli bir uygulama alanı da araç içi tekstillerdir. Bu tekstiller, araba koltukları için döşemelerde, kaplama uygulamalarında ve araç içi yer döşemelerinde kullanılabilirler. Özellikle araç koltukları için kullanılan yapılar, sıkıştırılabilme dayanımına ihtiyaç duymaktadır. Ayrıca, kaplama materyali arasında etkili bir hava sirkülasyonu sağlanması da önem taşımaktadır. İstenilen bu önemli iki özellik de spacer tekstiller tarafından karşılanmaktadır (Heide ve diğ. 2005).

2.5 Akıllı Tekstiller ve Biyomedikal Uygulamaları

Akıllı tekstiller, çeşitli yaşam alanlarında benzersiz bir uygulama potansiyeli sunarak dikkat çekmektedir. Özellikle tıp ve sağlık hizmetleri sektöründe, bu tekstillerin kullanımı oldukça geniş bir yelpazeye sahiptir. Bu akıllı tekstil malzemeleri, *in vitro* uygulamalardan günlük aktivitelere kadar bir dizi alanda etkilidir. Dokuma, örme ve nakış gibi geleneksel tekstil üretim teknolojilerine dayanan üretim çözümleri, elektriksel, mekanik, optik, kimyasal, termal veya manyetik uyarılara yanıt veren çeşitli tekstil malzemeleri ve yapılarını içermektedir (Cherenack ve Van Peterson 2012).

Bu teknolojik gelişmeler, litografi, mürekkep püskürtmeli baskı ve yüzey modifikasyonu gibi işleme tekniklerini kullanarak, yüksek performanslı ürünler elde etmeyi mümkün kılmaktadır. Akıllı tekstiller, sensör teknolojilerinin geliştirilmesinden, elektronik ve tekstil bileşenlerinin entegrasyonuna kadar geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir. Örneğin, spor aktiviteleri sırasında kullanılan tekstil elektrotlar, bu konuda yaygın olarak kullanılan akıllı tekstil çözümlerinden sadece bir tanesidir (Catrysse ve diğ. 2007).

Sağlık ve tıp alanında akıllı tekstiller, fizyolojik verilerin kaydedilip iletilmesini sağlayan tekstil sensörlerini içermektedir. Bu sistemler, hastaların hareketliliğini artırarak özellikle uzun süreli biyolojik izleme gerektiğinde daha yüksek düzeyde psiko-fizyolojik konfor sağlamaktadır. Ayrıca, yara iyileşmesi sürecinde kullanılan akıllı tekstiller, iyileşme sürecini izleyebilen ve destekleyebilen özelliklere sahiptirler. Bu şekilde akıllı tekstiller, sağlık hizmetleri alanında önemli bir rol oynayarak modern tıp uygulamalarına yeni olanaklar sunmaktadır (Schwarz ve diğ. 2010).

Genel olarak akıllı tekstil uygulamaları, tıp ve sağlık hizmetleri alanında çeşitli kullanım yelpazesine sahiptir. Cerrahi uygulamalardan kişiselleştirilmiş sağlık hizmetlerine kadar geniş bir alanda kullanılan bu tekstiller, algılama ve harekete geçirme, koruyucu giysiler, ortam destekli yaşam, hastaneler ve ameliyathane için çeşitli çözümler sunmaktadır. Bu uygulamalar, iyileşme sürecini destekleme, güvenliği artırma, hastaların konforunu ve yaşam kalitesini iyileştirme amacını taşımaktadır. Akıllı tekstiller, hastalara dostane bir yaklaşımla hareket kabiliyetini sağlama potansiyeline sahip önemli teknolojik gelişmeler olarak öne çıkmaktadır (Van Langenhove 2007).

2.5.1 Deri Yaralarının Durumunu Takip Eden Akıllı Bandajlar

Kronik yaraların zorlu iyileşme süreçleri, enfeksiyonlara duyarlı hale gelmelerini beraberinde getirmektedir. Bu nedenle, kronik yaraların durumunu bilmek, iyileşme sürecini etkin bir şekilde yönetmek için hayati bir öneme sahiptir. Mevcut kronik pansumanlar, terapötik ajanları en fazla pasif bir şekilde ileterek ve genellikle yara örtüsü görevi görmektedir. Ancak kronik yaraların dinamik özelliği,

mevcut pansumanların yeterli olmadığı durumları ortaya çıkarmaktadır. Bu durum, iyileşmesi zor olan yaraların tedavisi için yeni bir pansuman sınıfına olan ihtiyacı belirtmektedir (Bates 2020).

Akıllı yara pansumanlarının geliştirilmesi, yara bakımında kaydedilen önemli ilerlemelerin temelini oluşturmuştur. Bu pansumanlar, yaraların çevresel uyarılara yanıt verme yeteneği ile öne çıkmaktadır. Özellikle, bakteriyel enfeksiyonun erken tespiti amacıyla geliştirilen akıllı yara pansumanları, elektrospun nanofiber ağlarını, hidrojelleri ve bunların kompozit formlarını içermektedir. Bu materyaller, pH, sıcaklık, salgılanan enzimler ve toksinlere karşı duyarlıdır ve bakteriyel enfeksiyon belirteçlerini tespit edebilme özelliğine sahiptirler (Schultz ve diğ. 2019).

Akıllı pansumanların evriminde bir sonraki adım, ilaçların kontrollü salınımını gerçekleştirebilen ilaç dağıtım sistemlerinin bu uyarılara duyarlı pansumanlara entegrasyonunu içermektedir. Mikroelektronik teknolojinin yara pansuman substratlarıyla entegrasyonu, "akıllı cilt bandajları" olarak adlandırılan yeni bir pansuman türünün ortaya çıkmasına öncülük etmiştir. Bu akıllı bandajlar, kapsüllenmiş terapötik moleküllerin yara bölgesine salınmasını talep edebilme özelliğine sahiptirler. Sensörlerin ve aktüatör teknolojilerinin pansuman içerisine entegrasyonu, pansumanın değiştirilmesine gerek kalmadan yara durumunun gerçek zamanlı olarak izlenmesine yönelik yeni yaklaşımlar sunmaktadır. Pansumanın içerisine gömülü esnek mikrosensörler sayesinde, eski pansumanla ölçülemeyen pH, sıcaklık, nem seviyesi, oksijen konsantrasyonu gibi çeşitli yara parametreleri artık ölçülebilir hale gelmiştir (Ribeiro ve Flores-Sahagun 2020).

Terapötik molekülleri eş zamanlı olarak analiz edebilen ve yara bölgesine otomatik veya yarı otomatik bir şekilde iletebilen akıllı bandajların geliştirilmesi, yara yönetiminin sonuçlarını önemli ölçüde geliştirebileceği düşünülmektedir. Akıllı bandajlar, sadece yara iyileşme sürecini izlemek ve optimize etmekle kalmayıp aynı zamanda klinik sonuçları da büyük ölçüde değiştirebilmektedir. Bu bağlamda, pansuman biyosensörleri tarafından belirlenen spesifik yara parametrelerinin önemi ve etkisi detaylı bir şekilde incelenecektir. (Remoué ve diğ. 2020).

Enfekte akut yaralar, tam kat deri yanıkları ve kronik ülserler, farklı özelliklere sahip çeşitli ortamlarda bulunmaktadır ve her biri özel bir pansuman

yaklaşımı gerektirmektedir. Kronik yaraların dinamik ortamı, iyileşme sürecini etkileyen belirli molekülleri içermektedir. Yapılan klinik çalışmalar, yara iyileşmesinde önemli bir rol oynayan birçok belirleyici faktörü tanımlamaktadır. Bu faktörler arasında; yara ortamındaki pH, sıcaklık, nem ve oksijen seviyeleri bulunmaktadır. Yara eksüdasının ölçülmesi, yara iyileşme sürecinin aşamalarını belirlemede kullanılabilir (Shi ve diğ. 2020).

2.5.2 Oksijen Algılayan Akıllı Bandajlar

Kronik yaraların olumsuz semptomlarından biri olan akut hipoksi, yara ortamındaki neovaskülarizasyon sürecini kesintiye uğratarak yara oksijenasyonunun yetersiz olmasına neden olmaktadır. Bu bağlamda, yara ortamındaki oksijen konsantrasyonunun sürekli izlenmesi büyük öneme sahiptir. Mostafalu ve arkadaşları, yara oksijenasyonunun sürekli izlenmesini sağlayan 3D baskılı akıllı, esnek bir cilt bandajı geliştirmiş ve bununla birlikte kablosuz veri iletim sistemini tek bir pakette entegre etmişlerdir. Oksijen konsantrasyonu, esnek bir parilen C substratı üzerine entegre edilen özel bir mikrosensör aracılığıyla ölçülmüştür (Mostafalu ve diğ. 2015).

Ochoa ve arkadaşları ise, düşük maliyetli, kâğıt bazlı, akıllı ve esnek bir yara bandajı geliştirmişlerdir. Bu çalışmada, pansumanın temel tabakası olarak parşömen kâğıdı kullanılarak yapısal esneklik, seçici moleküller, sıvı filtreleme ve yapışkanlık özellikleri sağlanmıştır. Kâğıt bazlı pansumanların, yaradan geçen veya geçmeyen viral veya patojenik moleküllere izin vererek, sulu solüsyonların yara bölgesine girişini kontrol ederek doğal cilt dokusuna benzer bir işlevselliğe sahip olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada, oksijen moleküllerinin eş zamanlı algılanması ve iletilmesi için kâğıt pansumanların üzerlerine, fosforesan oksijene duyarlı mürekkep içeren agaroz bazlı H₂O₂ salan jel basılmıştır. *In vitro* çalışmalar, bu substratın 5-26 ppm aralığında oksijeni algılama potansiyeline sahip olduğunu göstermiş ve bu özellikleriyle klinik uygulamalar için umut verici bir akıllı yara pansuman türü olarak değerlendirilmesine olanak tanımıştır (Ochoa ve diğ. 2020).

2.5.3 İlaç Dağıtım Potansiyeli Olan Pansumanlar

Son dönemde, deri yenilenmesinde rol oynayan biyolojik faktörlerin veya ilaçların anlaşılmasına yönelik önemli bir çaba gösterilmiştir. Yara pansumanlarına terapötik moleküllerin entegrasyonu, yara bölgesine düzenleyici biyoaktif moleküllerin sağlanması yoluyla iyileşme sürecini etkilemeye yönelik pratik bir stratejidir. Bu strateji, terapötik moleküllerin pansumanlardan yara bölgesine etkili bir şekilde iletilebilmesi için farklı stratejiler kullanmaktadır (Karahaliloglu ve diğ. 2017).

Son yıllarda, hidrojel kullanılarak oluşturulan akıllı esnek deri yamaları, yeni nesil yara pansuman prototipleri olarak büyük ilgi görmektedir. Chen ve arkadaşları, diyabetik ülser tedavisi için kullanılabilen, enjekte edilebilen, antibakteriyel ve anjiyojenik özelliklere sahip bir koordinatif hidrojel geliştirmiştir. Diyabetik ayak ülserlerinin heterojen yapısına uygun olarak tasarlanan bu türde pansumanlar, diyabetik yara iyileşme sürecini desteklemek için umut verici adaylar olarak kabul görmektedir (Chen ve diğ. 2019).

2.5.4 Nem Kontrol Pansumanları

Yara mikro ortamında, nemli bir çevrenin sağlanması, yara iyileşme sürecini desteklemek için temel bir parametre olarak vurgulanmaktadır. Günümüzde kullanılan pansumanlar, yara ortamını nemli tutmanın yanı sıra, yara eksüdasını etkili bir şekilde kontrol etme yeteneğine sahiptirler. Ancak, yara bölgesindeki nem seviyelerini değerlendirmek için mevcut pansumanları açmak, hastalar için invazif bir değerlendirme yöntemi olarak kalmaktadır. Bu ihtiyaca yönelik olarak Milne ve arkadaşları, Ohmedics (Ohmedics Ltd, Glasgow, Birleşik Krallık) tarafından ticarileştirilmiş bir nem sensörü entegre edilmiş Hydrofiber bazlı giyilebilir bir yara pansumanı geliştirmiştir. Bu çalışma, iyileşen bölgede tahrişe veya daha fazla hasara neden olmadan yara ortamının nem seviyesini invaziv olmayan bir şekilde izlemek için küçük elektronik algılama sistemlerinin ileri *in vivo* çalışmalar için potansiyelini önermektedir (Milne ve diğ. 2016).

2.5.5 Antibakteriyel Özelliğe Sahip Pansumanlar

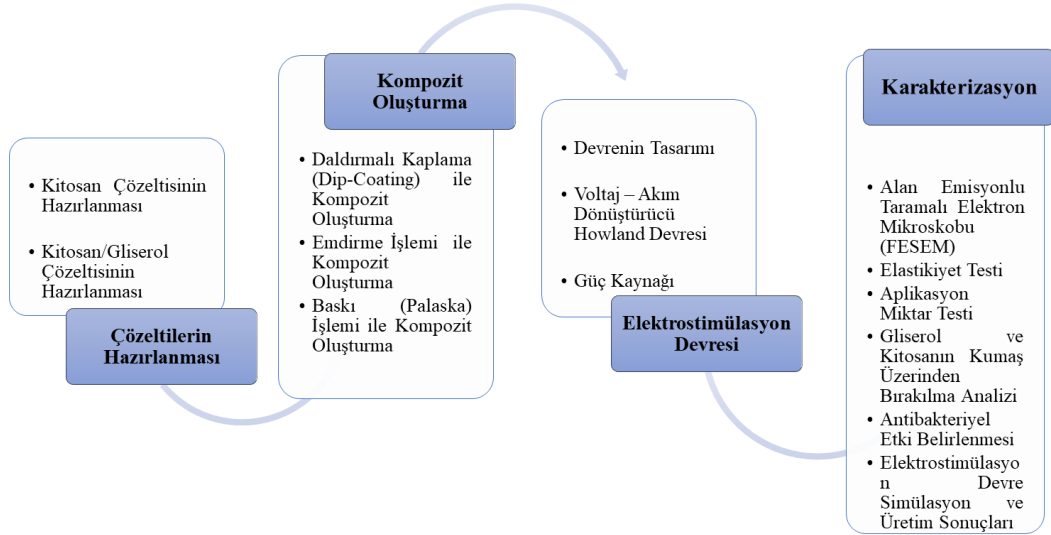
Yara pansumanlarının temel hedefi, yaranın nemini korumak ve bakteriyel enfeksiyonu önlemektir. Bakteriyel biyofilm oluşumu, enfeksiyon sonucu yara iyileşmesinin gecikmesinde ana etkenlerden birisi olarak kabul edilmektedir. Mevcut pansumanlar, antibakteriyel aktiviteye sahip olup, geçici bir koşul sağlayarak biyofilm oluşumunu engelleyebilmektedir. Yara iyileşme sürecini daha etkili kılmak amacıyla, yeni bir yara pansuman sınıfı geliştirme çabaları devam etmektedir. Bu yeni akıllı pansumanlar, fiziksel (pH, ışık, sıcaklık) ve biyokimyasal (enzimler, bakteri salgıları) yanıtlara duyarlı olup, yara koşullarını gerçek zamanlı olarak izleyip analiz edebilme yeteneğine sahiptir (Bal-Öztürk ve diğ. 2021).

Yara pansumanlarının geliştirilmesine olanak sağlayan elektrospinning teknolojisi, nanolifli ağların üretiminde yüksek potansiyele sahiptir. Bu teknoloji, terapötik molekülleri yükleyebilen ve kontrollü bir şekilde salınımını sağlayabilen yara pansumanlarının geliştirilmesine katkıda bulunmaktadır. Doku mühendisliği uygulamaları için, ilaç yüklü nanolif kullanımı, bu teknolojinin geniş bir alanda uygulanabilirliğini göstermektedir. Antimikrobiyal etkenlere duyarlı nanolif içeren yara pansumanları, çevredeki değişimlere veya spesifik uyarıcılara, örneğin sıcaklık, pH seviyesi veya enfeksiyon gibi koşullara tepki verebilme yetenekleri ile öne çıkmaktadır. Bu pansumanlar, yarada meydana gelen çevresel değişikliklere uygun olarak antimikrobiyal maddeleri serbest bırakabilir, böylece iyileşme sürecini hızlandırabilir ve enfeksiyon riskini azaltabilir. Son yıllarda bu tür pansumanlar, basit, etkili ve üretimi kolay bir yara pansuman malzemesi olarak büyük ilgi görmektedir (Miguel ve diğ. 2018).

Rivero ve arkadaşları, ciddi cilt yanıkları veya kronik yaralara yönelik olarak nitrofurazon yüklü pH'a duyarlı Eudragit S100 (ES100) nanofiber membranlar içeren akıllı nanofiber bazlı antibakteriyel pansumanlar geliştirmiştir (Rivero ve diğ. 2020). Bu yenilikçi yaklaşımlar, kompozit nanofiber bazlı yara pansumanlarının üretiminde çeşitliliği artırmakta ve çeşitli uygulamalara yönelik umut verici biyomateryallerin geliştirilmesine olanak tanımaktadır (Nudelman ve diğ. 2019).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma kapsamında gerçekleştirilecek işlemlerin akış şeması Şekil 3.1’de gösterilmektedir.



Şekil 3. 1: Çalışmanın akış şeması

3.1 Gereç

Çalışma kapsamında kullanılmak üzere, PA ve PES spacer kumaşlar Gamateks Tekstil San. ve Tic. A.Ş (Denizli, Türkiye) firmasından temin edilmiştir. Kitosan çözeltilerinin oluşturulması aşamasında, kitosan (düşük molekül ağırlık = 50 kDa ve yüksek deasetilasyon derecesi = 95%) tozu ve sulu asetik asit (% 90 v/v) kullanılmıştır. Kitosan/glisero1 çözeltisinin hazırlanması kapsamında, diğer malzemelere ek olarak gliserol (% 99,5) kullanılmıştır. Elektrostimülasyon devre tasarımında, Atmega328 çipli (Microchip Technology, ABD) arduino kartı ve MCP4725 Dijital Analog Dönüştürücü (DAC) kullanılmıştır. Howland devresi tasarımı için LM741 Op-Amp kullanılmıştır. Hem Howland devresi hem de mikrodenetleyiciyi beslemek için, ayarlanabilir voltaj yükseltici kart MT36082 kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan spacerların özellikleri şu şekildedir; Poliester spacer kumaş gramajı: 420 g/m², Poliamid spacer kumaş gramajı: 330 g/m², Zemin yüzeyde kullanılan iplik numaraları: 75/36 Denye Tekstürel PES ve 70/68 Denye Tekstürel PA 6.6, Bağlantı yüzeyi iplik numaraları: 20 Denye Monofilent Poliester ve 50 Denye Monofilament Poliamid kullanılmıştır. Kumaş üretimleri, 28 makine inceliğine ve 30 inç makine çapına sahip Mayer marka yuvarlak örme makinesinde gerçekleştirilmiştir.

3.2 Yöntem

3.2.1 Çözeltilerin Hazırlanması

3.2.1.1 Kitosan Çözeltisinin Hazırlanması

İlk olarak, 2 g kitosan tartılmış ve 100 mL % 1'lik (v/v) sulu asetik asit ile tamamlanarak beher içerisinde % 2 (w/v) kitosan çözeltileri hazırlanmıştır. Beher içerisinde bulunan kitosan çözeltilerinin üzeri alüminyum folyo ile kapatılarak parafilm ile sarılmıştır. Hazırlanan çözeltiler, manyetik karıştırıcıda 300 rpm ve 65 °C'de tamamen çözülene kadar yaklaşık 5 saat karıştırılmıştır. Bu işlem sonucunda, % 2 (w/v) kitosan çözeltisi elde edilmiştir. Şekil 3.2'de % 2'lik kitosan çözeltisi verilmiştir.



Şekil 3. 2: % 2'lik kitosan çözeltisi

3.2.1.2 Kitosan/Gliserol Çözeltisinin Hazırlanması

Kitosan/gliserol çözeltilerinin hazırlanması kapsamında, ilk olarak 2 g kitosan tartılarak, 100 mL % 1 (v/v) sulu asetik asit ile tamamlanmış ve beher içerisinde % 2 (w/v) kitosan çözeltileri hazırlanmıştır. Beher içerisinde bulunan kitosan çözeltilerinin üzeri alüminyum folyo ile kapatılarak parafilm ile sarılmıştır. Hazırlanan çözeltiler, manyetik karıştırıcıda 300 rpm ve 65 °C’de tamamen çözülene kadar yaklaşık 5 saat karıştırılmıştır. Sonrasında çözelti soğumaya bırakılmıştır. Gliserol oranı % 10 (v/v) olacak şekilde 10 ml gliserol ve 90 ml kitosan çözeltisi karıştırılmaya bırakılmıştır. Bu işlem sonucunda, % 2 (w/v) kitosan/gliserol çözeltisi elde edilmiştir. Şekil 3.3’te % 2’lik kitosan/gliserol çözeltisi verilmiştir.



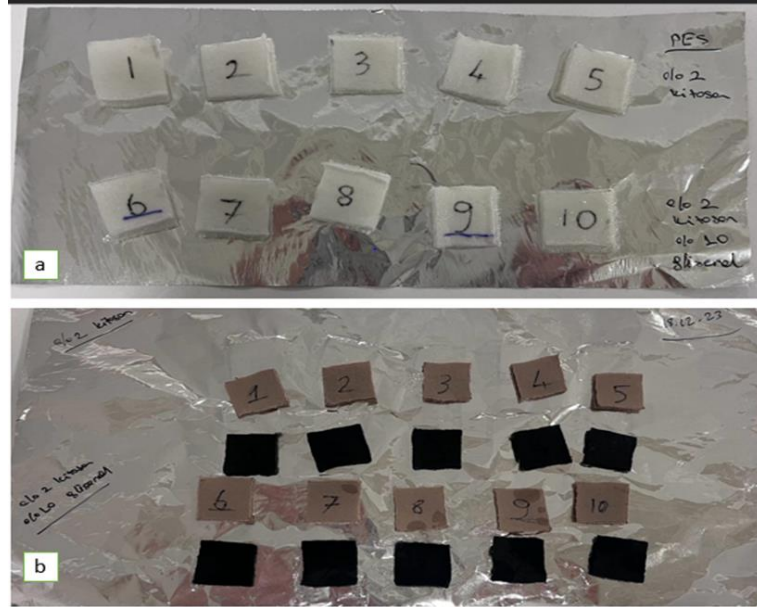
Şekil 3. 3: %2’lik kitosan/gliserol çözeltisi

3.2.2 Kompozit Oluşturma

3.2.2.1 Daldırmalı Kaplama (Dip-Coating) ile Kompozit Oluşturma

Kitosan çözeltisinin polyamid (PA) ve polyester (PES) spacer kumaşlar ile kompozit oluşturulabilmesi amacı ile, laboratuvar ortamında daldırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, ilk olarak hazırlanan kitosan çözeltileri petri kabına dökülmüştür. Daha sonra PA ve PES spacer kumaşlar 2 x 2 cm² boyutlarında kesilmiştir. Kesilen bu kumaşlar, petri kabında bulunan kitosan çözeltisinin içerisinde 2 dakika boyunca bırakılmıştır. Sonrasında, alınan kitosan PA ve PES

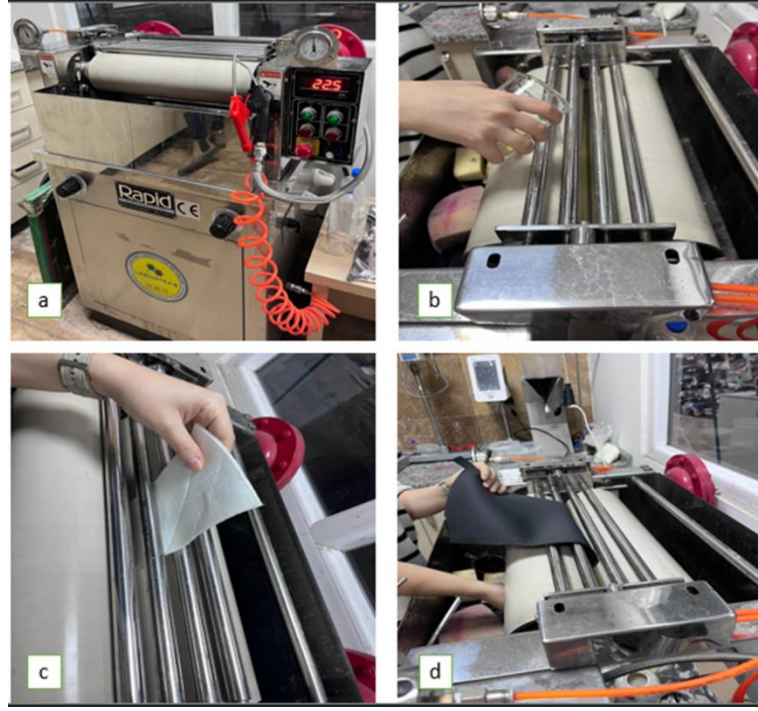
spacer kumaşlar kurumaya bırakılmıştır. Bu işlem aynı şekilde kitosan/gliserol çözeltisi için de tekrarlanmıştır. Şekil 3.4'te elde edilen kitosan ve kitosan/gliserol spacer kumaş örnekleri verilmiştir.



Şekil 3. 4: Elde edilen kitosan ve kitosan/gliserol spacer kumaş örnekleri; a) kitosan ve kitosan/gliserol daldırma işlemi PES spacer kumaşlar, b) kitosan ve kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaşlar

3.2.2.2 Emdirme İşlemi ile Kompozit Oluşturma

Kitosan ve kitosan/gliserol çözeltilerinin, PES ve PA spacer kumaşlara emdirilmesi için Pad-Batch makinesi kullanılmıştır. İlk olarak, PES ve PA spacer kumaşlar 10 x 20 cm² ve 20 x 20 cm² boyutlarında kesilmiştir. Kesilen kumaşlar, kitosan çözeltisinin bulunduğu tekneye yerleştirildikten sonra çözeltiyi emmeye başlamışlardır. Bu esnada spacer kumaşlar, sıkma silindirlerinin basıncına maruz kalarak iki rulo arasından geçirilmiştir. Bu geçiş sürecinde, kumaşların kitosan çözeltisini emmesi sağlanmış ve sıkma silindirleri kumaşı sıkıştırması sayesinde homojen bir dağılım elde edilmiştir. İşlem sonrasında kumaşlar kurumaya bırakılmıştır. Bu işlem aynı şekilde kitosan/gliserol çözeltisi için de tekrarlanmıştır. Şekil 3.5'te gerçekleştirilen emdirme işlemi verilmiştir.



Şekil 3. 5: Emdirme işlemi; a) Pad-Batch makinesi, b) Pad-Batch makinesi tekne ve sıkma merdaneleri, c) kitosan ve kitosan/glisero1 PES spacer kumaşlar emdirme işlemi, d) kitosan ve kitosan/glisero1 PA spacer kumaş emdirme işlemi

3.2.2.3 Baskı İşlemi ile Kompozit Oluşturma

Kitosan ve kitosan/glisero1 çözeltilerinin, PES ve PA spacer kumaşlara applike edilmesi için baskı yöntemi kullanılmıştır. İlk olarak, PES ve PA spacer kumaşlar 10 x 20 cm² ve 20 x 20 cm² boyutlarında kesilmiştir. Kesilen kumaşlar, baskı işleminin yapıldığı zemine yerleştirildikten sonra, üzerlerine düz şablonlar ile kitosan/glisero1 basılmıştır. Manyetik rakle ile hazırlanan çözelti kumaşa aktarılmıştır.

Kitosan çözeltisi, şablon içerisine dökülerek manyetik çubuk rakleler ile baskı işlemi gerçekleştirilmiştir. Ancak bu işlemin, yüzeysel bir aplikasyon olması nedeniyle uygulanan miktar düşük olmuştur. İşlem sonrasında kumaşlar kurumaya bırakılmıştır. Aynı işlem, kitosan/glisero1 çözeltisi için de tekrarlanmıştır. Şekil 3.6'da gerçekleştirilen baskı işlemi verilmiştir.



Şekil 3. 6: Baskı işlemi; a) İşlemden kullanılan PES ve PA spacer kumaşlar, b) Spacerın baskı düzeneğine yerleştirilmesi, c) Hazırlanan çözeltinin yerleştirilmesi, d) Spacer kumaş üzerine baskı işleminin gerçekleştirilmesi

3.2.3 Elektrostimülasyon Devresi

3.2.3.1 Devrenin Tasarımı

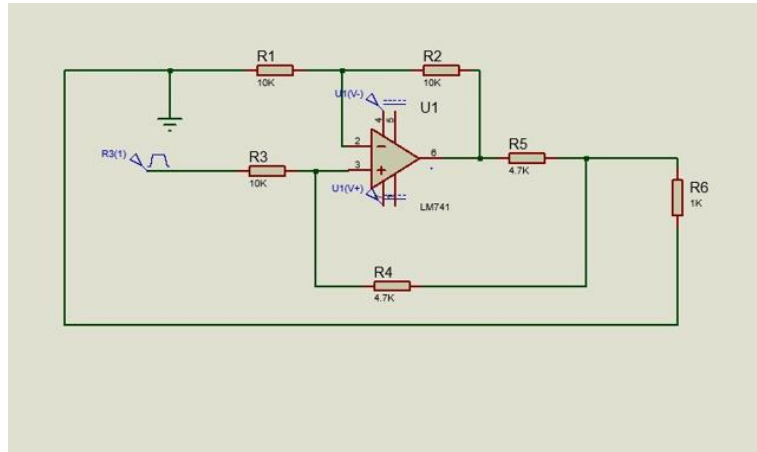
Elektrostimülasyon tasarımı farklı bloklardan oluşmuştur. Stimülasyon devresi; kontrol bölümü, Dijital Analog Dönüştürücü (DAC), çıkış bölümü, elektrotlar ve güç kaynağı (batarya) içermektedir. Kontrol bölümü ise, Atmega mikrodenetleyiciden oluşmaktadır ve düşük genlikli elektrik darbe dizisi üretmekten sorumludur. Dijital Analog Dönüştürücü (DAC), mikrodenetleyiciden gelen dijital sinyalleri analog sinyale dönüştürmek amacıyla kullanılmıştır. Çıkış aşaması, üretilen düşük genlikli darbeleri güvenli bir şekilde, uyarılacak dokulara enerji aktarma görevine sahiptir. Çıkış bölümü, işlevsel yükseltici (LM741) içeren ve voltajdan akıma dönüştürücü Howland devresinden esinlenilerek tasarlanmıştır. Bu mikrodenetleyiciden gelen voltaj sinyali, dokuya uygulanacak akıma dönüştürülmektedir.

3.2.3.2 Voltaj – Akım Dönüştürücü Howland Devresi

Howland devresi, literatürde Howland Current Pump olarak ifade edilmektedir. Tek konfigürasyonlu Howland yapısında, bir adet işlevsel yükselteç (Op Amp) bulunmaktadır. Negatif ve pozitif geri beslemeler bu yapı üzerindedir. Akım, geri besleme dirençleri olan R_1 ve R_2 üzerinden yükseltecin eksi sinyal girişine geçerken, bir diğer geri besleme dirençleri olan R_3 ve R_{4A} üzerinden de akım geçerek yükseltecin pozitif ve negatif doğru akım beslemeleri arasındaki farkı değiştirmektedir. Bu sayede çıkış akımını sabit kalmaktadır. Howland yapısında çıkış akımını kısaca aşağıdaki formül ile ayarlanmaktadır (3.1):

$$I_{out} = \frac{V_{in} \times R_2}{R_4 \times R_1} \quad (3.1)$$

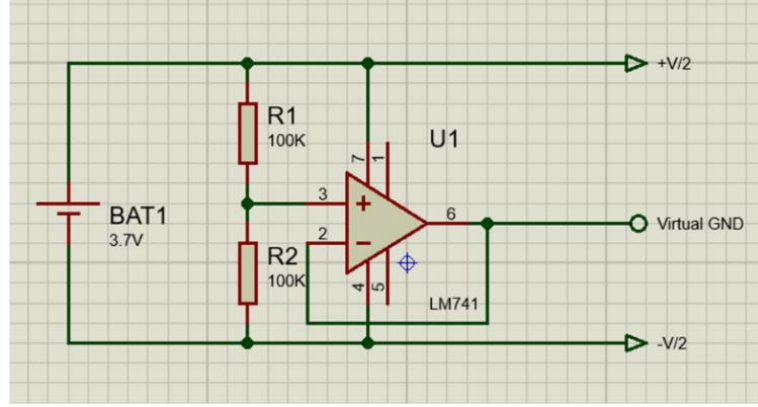
Yukardaki formüle göre $R_1 = R_2 = R_3 = 10 \text{ k}\Omega$, $R_{4A} = R_{4B} = 4.7 \text{ k}\Omega$, $V_{in} = 5 \text{ V}$ olarak seçilmiştir. 5 V uygulanması halinde $I_{out} = 1 \text{ mA}$ olmaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda, Howland devresi tasarımı için bir adet LM741 yükseltici, 3 adet $10 \text{ k}\Omega$ ve 2 adet $4.7 \text{ k}\Omega$ direnç kullanılmıştır. Howland devresi şekil 3.7’ de verilmiştir.



Şekil 3. 7: Howland Devresi

Yükselteç sembolünde +V ve -V uçları, besleme kaynağının bağlandığı uçlardır. Bir OP-AMP ‘a, $\pm 5 \text{ V}$, $\pm 12 \text{ V}$, $\pm 15 \text{ V}$, $\pm 18 \text{ V}$ gibi besleme voltajı verilebilmektedir. Yükselticinin AC sinyal yükseltmesinde tek güç kaynağının kullanılması yeterlidir. Yükselteçler genellikle simetrik kaynaktan beslenmektedir. Şekil 3.7’ de bir yükselticinin simetrik kaynaktan beslenmesi görülmektedir, örneğin bir OP-AMP devresi olarak 741 entegresi kullanılacaksa, entegrenin 7 nolu ucuna

pozitif besleme, 4 nolu ucuna ise negatif besleme uygulanır. Bir pilden pozitif ve negatif besleme sağlamak için aşağıdaki devre kullanılmıştır.



Şekil 3. 8: Negatif voltaj için çift çıkışlı besleme devresi

Dijital-analog dönüştürücü (DAC), dijital verileri (genellikle Binary) analog sinyale (akım veya voltaj) dönüştüren bir devredir. Bir DAC'ın önemli özelliklerinden biri çözünürlüğüdür ve bit sayısı veya adım büyüklüğü ile tanımlanmaktadır. Elektrostimülasyon devresinde, MCP4725 DAC kullanılmıştır. MCP4725 IC, (0 ila 5V) çıkış analog voltajları üretmek için kullanılan 12-Bit Dijital-Analog Dönüştürücü Modülüdür. I2C iletişimi kullanılarak kontrol edilmektedir. Bu IC'nin 12 Bit çözünürlüğüne sahiptir ve referans voltajına göre voltaj çıkışı sağlamak için giriş olarak (0 ila 4096) kullanılmaktadır. Maksimum referans voltajı 5V'tur. Çıkış voltajı (3.2);

$$\text{Çıkış Voltajı} = \frac{\text{Referans Voltajı}}{\text{Çözünürlük}} \times \text{Dijital Değer} \quad (3.2)$$

İle hesaplanabilmektedir.

3.2.3.3 Güç Kaynağı

Tasarlanan devre 3.7 V'luk lipo pil ile çalışmaktadır. Hem Howland devresi hem de mikrogenetleyiciyi çalıştırmak için 2 adet ayarlanabilir voltaj yükseltici kart MT36082 kullanılmıştır. Ayarlanabilir Voltaj Yükseltici Kart MT36082-24V arasındaki giriş gerilimlerini yükseltmede kullanılan bir boost converter modülüdür. Üzerindeki trimpot sayesinde, çıkış gerilimi istenilen seviyeye ayarlanabilmektedir. Çıkış gerilimi girişten yüksek olacak şekilde ayarlanmıştır. Howland devresi için

gerilim 24 V'a kadar yükseltilmiştir. Mikrodenetleyici için gerilim 5 V'a kadar yükseltilmiştir.

3.2.4 Karakterizasyon

3.2.4.1 Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM)

Hazırlanan spacer kumaşların yüzey görüntüleri, Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (Field Emission Scanning Electron Microscopes, FESEM) ile elde edilmiştir. Her bir kumaş numunesinin yüzeyi, iletken altın-paladyum ile kaplanmıştır. Tüm FESEM görüntüleri 3 kV'ta ve 100x, 250x, 500x ve 1000x büyütme oranları ile alınmıştır. Kumaşların ortalama lif çapları FESEM' den alınan görüntüler kullanılarak Image J programı ile hesaplanmıştır. Ayrıca, Enerji Dağılımı Spektrometresi (Energy Dispersive Spectrometry, EDS) analizi kullanılarak kumaş örneklerinin elementel içerikleri belirlenmiş ve bollukları tahmin edilmiştir.

3.2.4.2 Elastikiyet Testi

Hazırlanan spacer kumaşların elastikiyet test analizleri, ISO 20932-1:2018 elasticity of fabrics standartına göre değerlendirilmiştir. İşlem, % 65 nem ve 24 °C oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Her bir kumaş numunesinin boyu 20 cm olacak şekilde değerlendirmeye alınmıştır. Kumaşlar, arası 10 cm olacak şekilde ayarlanan esneme testi cihazının ara kollarına yerleştirilmiştir. Yerleştirilen kumaşlara, 2 Newton (N) kuvvet uygulanarak uzamaya bırakılmış ve ardından kuvvet kaldırılmıştır. Bu işlem beş tekrar şeklinde gerçekleştirilmiştir. Beşinci tekrar sırasında kumaş, 1 dakika boyunca kuvvete maruz bırakılmış ve bir dakikanın dolmasının ardından kuvvet kaldırılmıştır. Bu işlem sonrasında, kumaş zemine bırakılmış ve bir dakika sonrasında ölçümü alınmıştır. Kumaşlarda meydana gelen ilk uzama ile kalıcı uzamanın, normal uzama yüzdesine göre değerlendirmeler yapılmıştır.

3.2.4.3 Aplikasyon Miktar Testi

PES ve PA spacer kumaşların, kitosan ve kitosan/glisero1 çözeltilerini applike ettiği miktarı belirleyebilmek amacı ile şişme ve ağırlık kazanımı yüzdeleri değerlendirilmeye alınmıştır. PES ve PA spacer kumaşların şişme ve ağırlık yüzdeleri, 2 dakika boyunca çözeltilerde bekletilmeleri ve ardından kurutularak tartılmaları ile hesaplanmıştır. İlk aşamada 2 x 2 cm² boyutunda hazırlanan spacer kumaşlar tartılmış ve not edilmiştir. Diğer aşamada, spacer kumaş örnekleri 2 dakika boyunca kitosan ve kitosan/glisero1 çözeltilerinde bekletilmış ve ardından çıkartılarak tartılmıştır. Son aşamada ise spacer kumaşlar, oda sıcaklığında 24 saat boyunca kurumaya bırakılmış ve tekrar ağırlıkları tartılmıştır. Şişme yüzdesi denklem (3.3), ağırlık kaybı denklem (3.4)'e göre hesaplanmıştır.

$$\text{Şişme Yüzdesi}(\%) = \frac{M-M_s}{M_s} \times 100 \quad (3.3)$$

ve

$$\text{Ağırlık Kaybı}(\%) = \frac{M_i-M_s}{M_i} \times 100 \quad (3.4)$$

M_i: İlk ağırlık, M: Şişmiş ağırlık, M_s: Kuru ağırlık

3.2.4.4 Glisero1 ve Kitosanın Kumaş Üzerinden Bırakılma Analizi

Çözelti içerikli PES ve PA spacer kumaşların, kitosan ve kitosan/glisero1 çözeltilerini bıraktığı miktarı ölçebilmek amacı ile şişme ve ağırlık kaybı yüzdeleri değerlendirilmeye alınmıştır. PES ve PA spacer kumaşların şişme ve ağırlık yüzdeleri, sırası ile 30 dk, 60 dk, 90 dk ve 120 dk olmak üzere distile suda bekletilmeleri ve ardından kurutularak tartılmaları ile hesaplanmıştır. İlk aşamada 2 x 2 cm² boyutlarında hazırlanan kitosan ve kitosan/glisero1 çözeltilerini içeren PES ve PA spacer kumaşlar tartılmış ve not edilmiştir. Diğer aşamada, dört adet spacer kumaş örneği sırası ile 30 dk, 60 dk, 90 dk ve 120 dk olmak üzere farklı zaman aralıklarında distile suda bekletilmış ve ardından çıkarılarak tartılmıştır. Son aşamada ise, spacer kumaşlar oda sıcaklığında 24 saat boyunca kurumaya bırakılmış ve tekrar

ağırlıkları tartılmıştır. Şişme yüzdesi denklem (3.5), ağırlık kaybı denklem (3.6)'ya göre hesaplanmıştır.

$$\text{Şişme Yüzdesi(\%)} = \frac{M-M_s}{M_s} \times 100 \quad (3.5)$$

ve

$$\text{Ağırlık Kaybı (\%)} = \frac{M_i-M_s}{M_i} \times 100 \quad (3.6)$$

Mi: İlk ağırlık, M: Şişmiş ağırlık, Ms: Kuru ağırlık

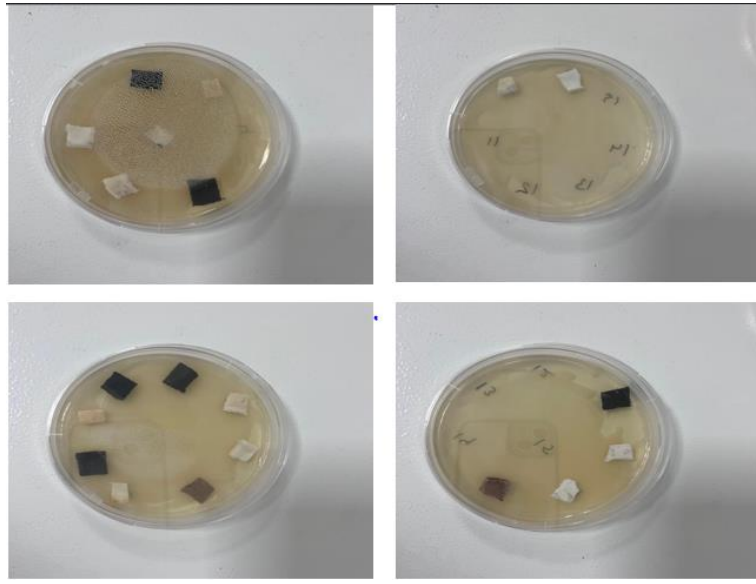
3.2.4.5 Antibakteriyel Etki Belirlenmesi

Çalışma kapsamında hazırlanan PES ve PA spacer kumaşlardan bazı örnekler seçilmiş ve antimikrobiyal etkisi belirlenmiştir.

Hazırlanan spacer kumaşların antimikrobiyal testleri, ISO 20645:2004 (Tekstil Kumaşlar- Antibakteriyel Aktivitenin Belirlenmesi- Agar Difüzyon Plaka Testi) kapsamında değerlendirilmiştir. Mueller Hinton Agarın, 38 gramı 1 litre distile suda çözdürülmüş ve ardından 121 °C'de otoklavlanarak sterilize edilmiştir. Antibakteriyel etki deneylerinde kullanılan, *Escherichia coli* ve *Pseudomonas aeruginosa* bakteri şuşları hazırlanarak, 100 µL Mueller Hinton Agar yüzeyine aktarılmış ve drigalski spatülü ile yayılmıştır. Bu kapsamda hazırlanan PES ve PA spacer kumaş örnekleri, Şekil 3.8'de gösterildiği gibi (25±5mm çaplı) yüzeye konulmuş ve ardından 37°C'de 24 saat inkübe edilmiştir.

Tablo 3. 1: Antimikrobiyal testinde kullanılan bakteri türleri

Bakteri Suşu	Gram Türü	ATCC NO
<i>Escherichia coli</i>	Gram negatif	11228
<i>Pseudomonas aeruginosa</i>	Gram negatif	27853



Şekil 3. 9: Spacer kumaşların bakterileri içeren Hinton Agar yüzeyine yerleştirilmesi

4. BULGULAR

4.1 Morfolojik Analiz Sonuçları

Tasarlanan kumaş örneklerinin yüzey morfolojilerinin FESEM ile görüntülenmesi, lif çap dağılımları ve EDS analizleri aşağıdaki bölümlerde ayrıntılı bir şekilde tartışılmıştır. Görüntülerde elde edilen ortalama lif çapları tablo olarak verilmiştir.

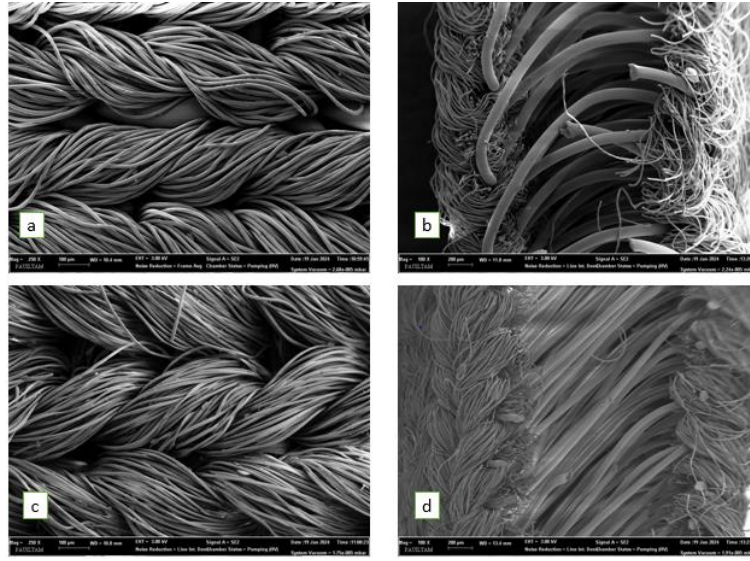
4.1.1 İşlem Görmemiş Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları

İşlem görmemiş boş spacer kumaşların görüntü analizleri Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ile yapılmıştır. Hazırlanan kumaşların yüzey morfolojileri Şekil 4.1'de ve EDS spektrumları Şekil 4.2'de verilmiştir.

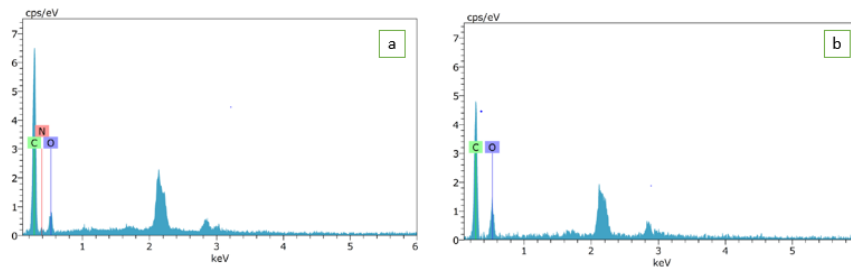
İşlem görmemiş boş spacer kumaşların, FESEM görüntüleri değerlendirildiğinde, polyamid (PA) ve polyester (PES) spacer kumaşlarının yüzey düzgünlüğü, pürüzsüzlüğü ve ipliklerin düzenli dağıldığı açıkça gözlenmektedir. PA ve PES spacer kumaşların ara kesitleri Şekil 4.1-b ve Şekil 4.1-d'de verilmiştir. Açıkça görüldüğü üzere, ara kesit görüntülerinde PA spacer kumaşın lif aralıklarının daha seyrek, PES spacer kumaş aralıklarının ise daha sık olduğu tespit edilmiştir. Bu durumun üretim farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir. PA spacer kumaş için, ara kesit 1305,848 μm iken PES spacer kumaş için ara kesit 1331,962 μm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.2).

PA ve PES spacer kumaşların moleküler formüllerine bakıldığında; PA spacer kumaş karbon (C), oksijen (O), azot (N) ve hidrojen (H) elementlerini içerirken, PES spacer kumaş C, O ve H elementlerini içermektedir. Tablo 4.1'den görüldüğü üzere, spacer kumaşların içerdiği elementlerin yüzdesel oranları EDS spektrumlarına göre verilmiştir.

Spacer kumaşlarına ait EDS spektrumları Şekil 4.2’de verilmiştir. EDS spektrumları değerlendirildiğinde, PA spacer kumaşın içeriğinde C, O ve N elementleri gözlemlenirken, PES spacer kumaşta sadece C ve O elementleri gözlemlenmiştir. PES spacer kumaşta, N elementinin görülmemesinin sebebi kumaşın moleküler yapısında bulunmamasından kaynaklanmaktadır. H elementinin, her iki spacer kumaşta gözlemlenmemesinin nedeni ise EDS spektrumunda hidrojen elementinin ölçülememesinden kaynaklanmaktadır. Dolayısıyla kumaş tanımlaması diğer elementler üzerinden yapılmaktadır.



Şekil 4. 1: Spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a)250x büyütme oranı ile PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile PES spacer kumaş, c) 100x büyütme oranı ile PA spacer kumaş ara kesit, d) 100x büyütme oranı ile PES spacer kumaş ara kesit



Şekil 4. 2: Spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) PA spacer kumaş spektrumu, b) PES spacer kumaş spektrumu

Tablo 4. 1: Spacer kumaşlara ait EDS değerleri

Numune	% C	% N	% O
İşlem görmemiş PA spacer kumaş	59,85	16,10	24,05
İşlem görmemiş PES spacer kumaş	62,51	00,00	37,49

İşlem görmemiş boş spacer kumaşların, FESEM görüntülerinden rastgele 15 lifin çapları ölçülmüştür. Ardından liflerin çap ortalaması hesaplanmıştır. Bu işlem bütün örnekler için uygulanmıştır. İşlem görmemiş boş spacer kumaş nanoliflerin ortalama çapları sırayla; işlem görmemiş PA spacer kumaş için 12,136 μm iken işlem görmemiş PES spacer kumaş için 10,464 μm olarak ölçülmüştür. Ölçülen nanoliflerin çapları ve ortalama çapları Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4. 2: İşlem görmemiş boş spacer kumaşların ara kesit ortalama çapları

Örnek	Minimum Çap (μm)	Maximum Çap (μm)	Ortalama Çap (μm)
PA spacer kumaş ara kesit	1214,360	1364,730	1305,848
PES spacer kumaş ara kesit	1261,984	1459,325	1331,962

Tablo 4. 3: İşlem görmemiş boş spacer kumaş liflerinin ortalama çapları

Örnek	Minimum Çap (μm)	Maximum Çap (μm)	Ortalama Çap (μm)
Boş PA spacer kumaş	10,340	14,190	12,136
Boş PES spacer kumaş	7,473	12,882	10,464

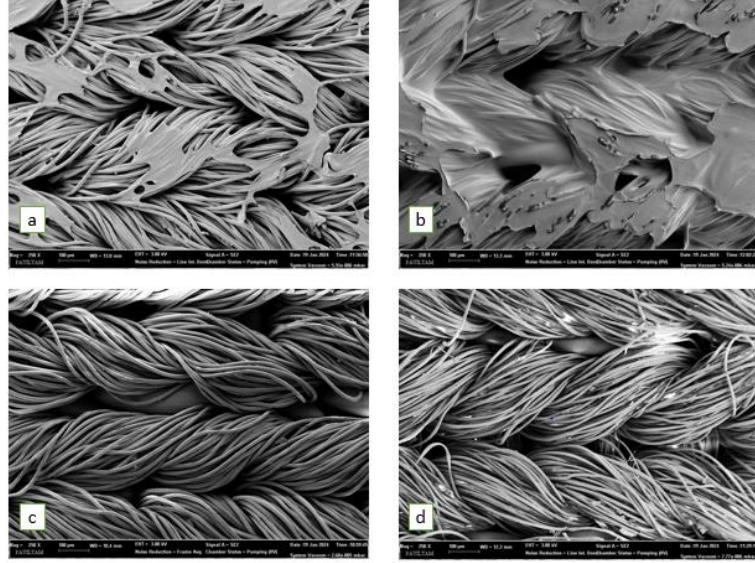
4.1.2 Kitosan Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları

Emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan spacer kumaşların yüzey morfolojisi analizleri, Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ile yapılmıştır. Hazırlanan kumaşların yüzey morfolojileri Şekil 4.3'te ve EDS spektrumları Şekil 4.4'te verilmiştir.

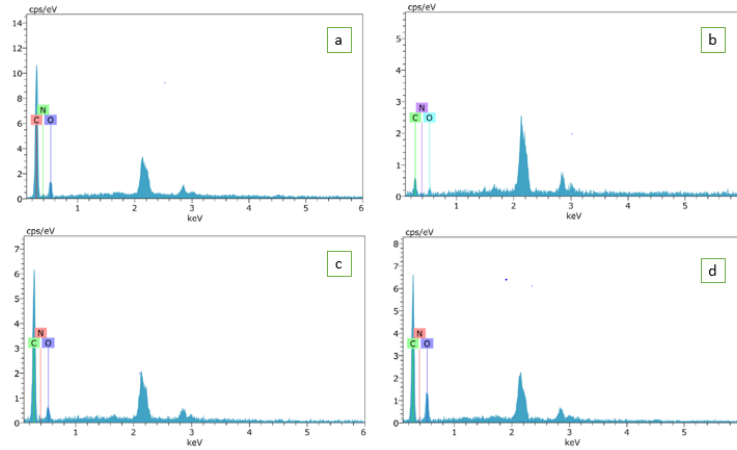
FESEM görüntülerinin incelenmesi sonucunda, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile PA ve PES spacer kumaşların üzerinde kitosan tabakasının oluştuğu tespit edilmiştir. Daldırma işlemi ile spacer kumaşlar üzerine aktarılan kitosan tabakası Şekil 4.3 (a) ve Şekil 4.3 (b)'de açıkça görülmektedir. Şekil 4.4'te daldırma işlemi uygulanan spacer kumaşların EDS spektrumları

verilmiştir. Spacer kumaşlara ait EDS analiz sonuçları Tablo 4.4'te verilmiştir. Boş PA ve PES spacer kumaşlar, kitosan daldırma işlemi uygulanmış spacer kumaşlar ile karşılaştırılmıştır. Kitosan daldırma işlemi uygulanmış PA spacer kumaş ile boş spacer kumaş karşılaştırıldığında, C ve O elementlerinin oranının arttığı, N elementinin yüzdelik oranının ise azaldığı gözlenmiştir. Ortaya çıkan bu elementel oran farkı, kitosanın moleküler yapısındaki C, O, N ve H elementlerinden kaynaklanmaktadır. Boş PES spacer kumaş ve kitosan kaplı spacer kumaş karşılaştırıldığında ise, N ve O elementlerinde artış gözlemlenirken C elementinde azalma gözlemlenmiştir.

Emdirme işlemi ile hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların yüzey morfoloji analizlerinde ise, kumaş üzerinde herhangi bir kitosan tabakası gözlemlenmemiştir. PA spacer kumaşların emdirme işlemi sonrası, EDS analizine bakıldığında C elementinde artış, N ve O elementlerinde ise yaklaşık % 1'lik bir azalma tespit edilmiştir. PES spacer kumaş EDS spektrumunu değerlendirildiğinde ise, C ve O elementlerinde azalma gözlemlenirken, N elementi varlığı tespit edilmiştir. İşlem görmemiş boş PES spacer kumaşın moleküler yapısında N elementi olmamasına rağmen, kitosan kaplı PES spacer kumaşta gözlemlenen N elementinin, kitosan kaynaklı olduğu düşünülmektedir ve kumaş üzerindeki kitosanın varlığı kendi yapısında bulunan N elementinden tespit edilmiştir. Bu durum, emdirme işleminin spacer kumaşlar üzerinde tabaka oluşturmaktan ziyade, liflerin kitosan çözeltisini emdiğini göstermektedir. Spacer kumaş liflerinin kitosan çözeltisini emmesi, emdirme işlemi sırasında kumaşların sıkma merdanelerinin basıncı altında iki rulo arasından geçerken kitosan çözeltisinin kumaş tarafından emilmesi ve bu süreçte ruloların uyguladığı basıncın homojen bir dağılım sağlamasıyla açıklanabilmektedir.



Şekil 4. 3: Kitosan spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a) 250x büyütme oranı ile kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş, c) 250x büyütme oranı ile kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş, d) 250x büyütme oranı ile kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş



Şekil 4. 4: Kitosan spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş spektrumu, b) kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş spektrumu, c) kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş spektrumu, d) kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş spektrumu

Tablo 4. 4: Kitosan spacer kumaşlara ait EDS değerleri

Numune	% C	% N	% O
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	62,60	12,27	25,13
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	51,86	8,45	39,69
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	62,53	14,62	22,84
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	57,76	8,53	33,71

Kitosan daldırma ve emdirme işlemi uygulanan spacer kumaşların FESEM görüntülerinden rastgele 15 lifin çapları ölçülmüş ve ardından liflerin çap ortalaması hesaplanmıştır. Bu işlem bütün örnekler için uygulanmıştır. Kitosan daldırma ve emdirme işlemi uygulanan spacer kumaş nanoliflerin ortalama çapları sırayla; kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş için 12,786 μm , kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş için 11,383 μm , kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş için 12,326 μm ve kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş için 10,966 μm olarak hesaplanmıştır. Ölçülen nanoliflerin çapları ve ortalama çapları Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4. 5: Kitosan spacer kumaş liflerinin ortalama çapları

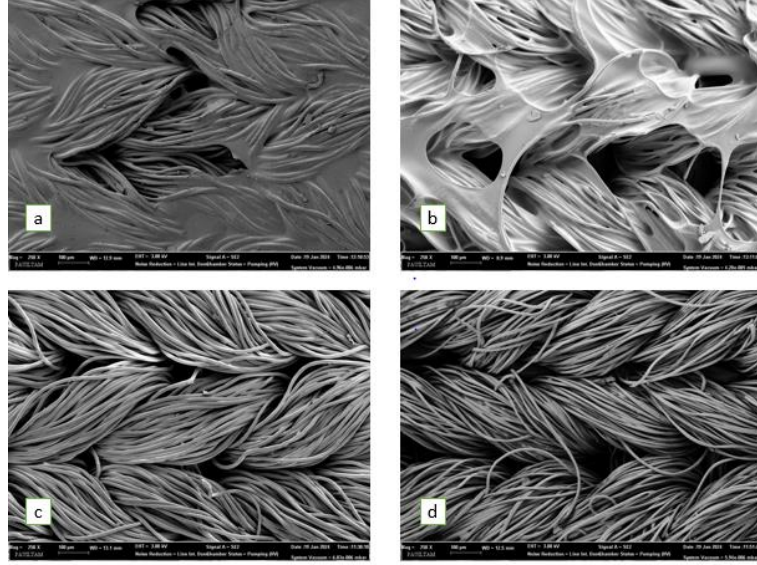
Numune	Minimum Çap (μm)	Maximum Çap (μm)	Ortalama Çap (μm)
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	10,060	15,023	12,786
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	8,979	13,028	11,383
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	11,682	13,133	12,326
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	7,536	14,543	10,966

İşlem görmemiş spacer kumaşlar ile, kitosan daldırma ve emdirme işlemi uygulanmış spacer kumaşların ortalama lif çapları karşılaştırılmıştır. İşlem görmemiş boş PA spacer kumaşlar ile karşılaştırıldığında, kitosan daldırma işlemi uygulanan PA örneklerinin, emdirme işlemi uygulanan PA örneklere göre, lif çaplarının daha fazla artış gösterdiği tespit edilmiştir. PES spacer kumaşlarda da benzer bir durum gözlemlenmiş; daldırma işlemi uygulanan örneklerde, emdirme işlemi uygulananlara kıyasla lif çaplarında daha belirgin bir artış kaydedilmiştir. Bu bulgular, daldırma işleminin lif çapı artışında daha etkili olduğunu ancak kumaş içerisinde homojen bir dağılım sağlamadığını göstermektedir. PES ve PA spacer kumaşlar karşılaştırıldığında ise, PES spacer kumaşların her iki işlemde de PA kumaşlara göre lif çaplarında daha fazla artış gösterdiği tespit edilmiştir. Bu durumun, PES kumaşların PA kumaşlara kıyasla daha yüksek emiciliğe sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

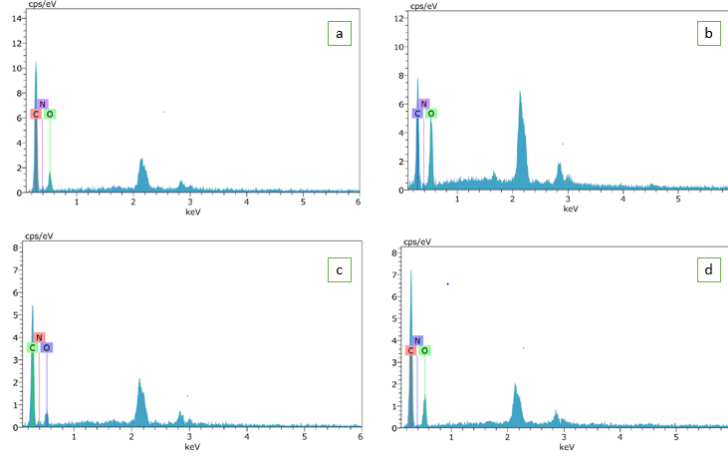
4.1.3 Kitosan /Gliserol Spacer Kumaşların FESEM Analiz Sonuçları

Emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan /gliserol spacer kumaşların yüzey morfolojisi analizleri Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ile yapılmıştır. Hazırlanan kumaşların yüzey morfolojileri Şekil 4.5'te ve EDS spektrumları Şekil 4.6'da verilmiştir.

FESEM görüntüleri karşılaştırıldığında, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile PA ve PES spacer kumaşların üzerlerinde kitosan/gliserol tabakasının varlığı tespit edilmiştir. Bu tabakanın kitosan/gliserol çözeltisine ait olduğu, EDS spektrumundan elde edilen verilere göre belirlenmiştir. Tablo 4.6'da kitosan/gliserol spacer kumaşlara ait EDS analiz sonuçları verilmiştir. Daldırma ve emdirme işlemleri uygulanan PA spacer kumaş değerleri, işlem görmemiş PA spacer kumaş değerleri ile karşılaştırıldığında, C ve N elementlerinde azalma meydana gelirken O elementinde artış gözlemlenmiştir. Daldırma ve emdirme işlemleri uygulanan PES spacer kumaş değerleri, işlem görmemiş PES spacer kumaş değerleri ile karşılaştırıldığında ise, C ve O elementlerinde azalma gözlemlenirken N elementinde artış tespit edilmiştir. İşlem görmemiş boş PES spacer kumaşın içeriğinde N elementi olmamasına rağmen, emdirme ve daldırma işlemi uygulanarak oluşturulan kitosan/gliserol PES spacer kumaşlar içerisinde gözlemlenen N elementinin kitosan kaynaklı olduğu belirlenmiştir ve kumaşlar üzerindeki kitosan varlığı teyit edilmiştir. Kumaşlar üzerindeki gliserolün varlığı ise, tüm örneklerde gözlemlenen C elementinin azalmasıyla O elementinin artış göstermesi ile doğrulanmıştır. Daldırma işlemi ile üretilen tüm spacer kumaşlar üzerinde kitosan/gliserol tabakası net bir şekilde gözlenmektedir. Emdirme işlemi ile hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların yüzey morfoloji analizlerinde ise, kumaş üzerinde herhangi bir kitosan/gliserol tabakası gözlenmemektedir. Bu durum emdirme işleminin spacer kumaşlar üzerinde tabaka oluşturmasından ziyade, liflerin kitosan/gliserol çözeltisini emdiğini açıklamaktadır.



Şekil 4. 5: Kitosan/gliseroI spacer kumaşlara ait FESEM görüntüleri.; a) 250x büyütme oranı ile kitosan/gliseroI daldırma işlemi PA spacer kumaş, b) 250x büyütme oranı ile kitosan/gliseroI daldırma işlemi PES spacer kumaş, c) 250x büyütme oranı ile kitosan/gliseroI emdirme işlemi PA spacer kumaş, d) 250x büyütme oranı ile kitosan/gliseroI emdirme işlemi PES spacer kumaş



Şekil 4. 6: Kitosan/gliseroI spacer kumaşlara ait EDS spektrumu; a) kitosan/gliseroI daldırma işlemi PA spacer kumaş spektrumu, b) kitosan/gliseroI daldırma işlemi PES spacer kumaş spektrumu, c) kitosan/gliseroI emdirme işlemi PA spacer kumaş spektrumu, d) kitosan/gliseroI emdirme işlemi PES spacer kumaş spektrumu

Tablo 4. 6: Kitosan/gliseroI spacer kumaşlara ait EDS değerleri

Numune	% C	% N	% O
Kitosan/gliseroI daldırma işlemi PA spacer kumaş	59,13	13,44	27,44
Kitosan/gliseroI daldırma işlemi PES spacer kumaş	50,61	8,30	41,09
Kitosan/gliseroI emdirme işlemi PA spacer kumaş	58,75	15,58	25,67
Kitosan/gliseroI emdirme işlemi PES spacer kumaş	59,91	6,45	33,65

Kitosan/gliserol daldırma ve emdirme işlemi uygulanan spacer kumaşların FESEM görüntülerinden rastgele 15 lifin çapları ölçülmüştür. Ardından liflerin çap ortalaması hesaplanmıştır. Bu işlem bütün örnekler için uygulanmıştır. Kitosan/gliserol daldırma ve emdirme işlemi uygulanan spacer kumaş nanoliflerin ortalama çapları sırayla; kitosan/gliserol daldırma işlemi ile üretilen PA spacer kumaş için 12,817 μm , PES spacer kumaş için 10,885 μm , kitosan/gliserol emdirme işlemi ile üretilen PA spacer kumaş için 12,914 μm , PES spacer kumaş için ise 10,690 μm olarak ölçülmüştür. Ölçülen nanoliflerin çapları ve ortalama çapları Tablo 4.7'de verilmiştir.

Tablo 4. 7: Kitosan/gliserol spacer kumaş liflerinin ortalama çapları

Numune	Minimum Çap (μm)	Maximum Çap (μm)	Ortalama Çap (μm)
Kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaş	7,975	15,794	12,817
Kitosan/gliserol daldırma işlemi PES spacer kumaş	8,325	14,283	10,885
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaş	10,296	15,014	12,914
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaş	8,053	14,313	10,690

İşlem görmemiş spacer kumaşlar ile, kitosan/gliserol daldırma ve emdirme işlemi uygulanan spacer kumaşların ortalama lif çapları karşılaştırılmıştır. Kitosan/gliserol daldırma ve emdirme işlemleri sonucunda, PA spacer kumaşın ortalama lif çapları değerlendirildiğinde, daldırma işlemi uygulanan kumaşta, emdirme işlemi uygulanan kumaşa kıyasla daha fazla lif çapı artışı gözlemlenmiştir. Bu değerlendirme PES spacer kumaş için yapıldığında ise, benzer şekilde daldırma işlemi uygulanan kumaşta, emdirme işlemi uygulanan kumaşa göre lif çaplarında daha fazla artış olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, kumaşlar üzerinde daldırma işleminin daha etkili bir lif çapı artışına sebebiyet verdiğini doğrulamaktadır. Fakat bu işlem kumaş içerisinde homojen bir dağılım göstermemektedir.

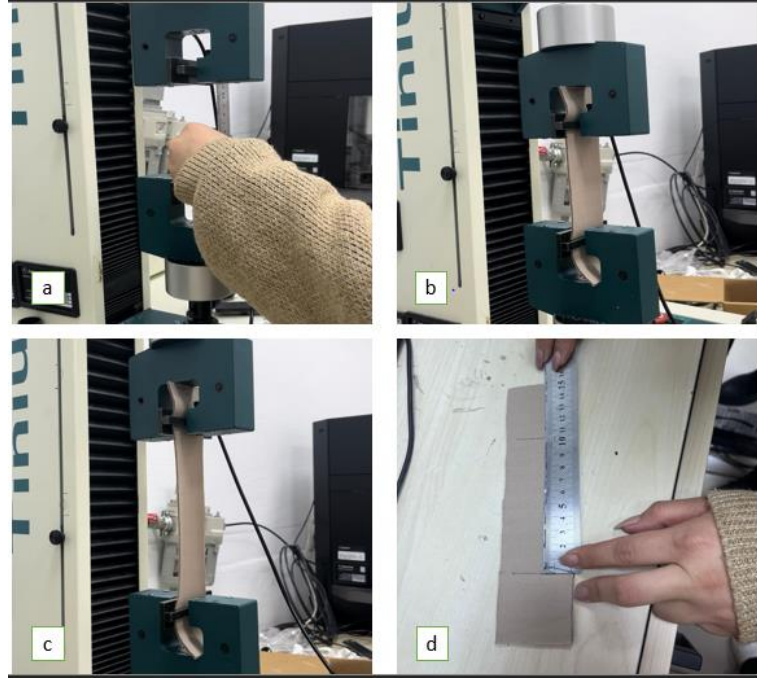
4.2 Elastikiyet Test Sonuçları

İşlem görmemiş boş spacer kumaşların elastikiyet testi analizleri ISO 20932-1:2018 elasticity of fabrics standartına göre değerlendirilmiştir. Test edilen işlem görmemiş boş spacer kumaşların esneme değerleri Tablo 4.8’de ve yapılan işlemin görüntüleri ise Şekil 4.7’de verilmiştir.

Elastikiyet testinde, aynı koşullar altında hazırlanan kumaşların birbirlerinden farklı sonuçlar verdiği belirlenmiştir. PA spacer kumaşın, PES spacer kumaşa göre boyuna esneme oranının daha yüksek oranlarda olduğu tespit edilmiştir. Ortaya çıkan bu farkın, spacer kumaş üretiminde kullanılan ipliklerin numaralarının ve örgü şekillerinin farklı olmasından dolayı kaynaklandığı düşünülmektedir. 1. dakikadaki uzama oranları karşılaştırıldığında, PES spacer kumaşın PA spacer kumaşa göre daha fazla uzama gösterdiği belirlenmiştir. 30. dakikadaki uzama oranlarına bakıldığında ise, PA spacer kumaşta 1,24 cm ve PES spacer kumaşta 2,75 cm uzama görülmüştür. Uzama değerlerinin, çok yüksek değerlere sahip olmamasından dolayı kumaşların yapısında herhangi bir bozulma gözlemlenmemiştir.

Tablo 4. 8: İşlem görmemiş boş spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri

Numune	Boyuna Esneme	1. Dakikadaki Uzama	30. Dakikadaki Uzama
İşlem görmemiş boş PA spacer kumaş	% 72,5	% 2,8	% 1,24
İşlem görmemiş boş PES spacer kumaş	% 64,7	% 4,9	% 2,75



Şekil 4. 7: Spacer kumaşlar üzerinde elastikiyet testlerinin gerçekleştirilmesi.; a)esneme testi cihazında ara kol mesafesinin ayarlanması, b) test aşamasında minimum kuvvetin uygulanması, c) test aşamasında maksimum kuvvetin uygulanması, d) gerçekleştirilen elastikiyet testinin sonucunda kumaşlarda uzamanın hesaplanması

Benzer şekilde, baskı ve emdirme işlemi ile hazırlanan kitosan ve kitosan/gliserol içeren spacer kumaşların elastikiyet testi analizleri de ISO 20932-1:2018 elasticity of fabrics standartına göre değerlendirilmiştir. Kitosan içerikli spacer kumaşların esneme değerleri Tablo 4.9’da verilmiştir.

İşlem görmemiş spacer kumaşlar ve kitosan içerikli spacer kumaşlar karşılaştırıldığında, kitosan polimerinin spacer kumaşlar üzerinde etkisi olduğu tespit edilmiştir. İşlem görmemiş PA spacer kumaşın elastikiyet % 72,5 iken, kitosan baskı işlemi uygulanan spacer kumaşın elastikiyet % 67,3 ve kitosan emdirme işlemi uygulanan spacer kumaşın elastikiyet % 64,9 olarak belirlenmiştir. Kitosanın, PA spacer kumaşlar üzerinde elastikiyetinde azalmaya sebebiyet tespit edilmiştir. İşlem görmemiş PES spacer kumaşlar ile kitosan baskı ve emdirme işlemi uygulanan PES spacer kumaşlar karşılaştırıldığında ise, PA spacer kumaşlarda olduğu gibi, kitosanın PES spacer kumaşlar üzerinde de elastikiyetinde azalma yarattığı tespit edilmiştir.

Elastikiyet testlerinde, baskı ve emdirme işlemlerinin, kitosan içerikli kumaşlar üzerinde etkisi değerlendirildiğinde, emdirme işleminin baskı işlemine göre kumaşlar üzerinde esneme oranlarında daha fazla azalmaya sebep olduğu tespit

edilmiştir. Ortaya çıkan bu farkın, emdirme işleminde kitosanın spacer kumaşların her bir yüzeyine ve liflerine kadar emdirilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Buna karşılık, bu olayın baskı işleminde yüzeysel olarak gerçekleşmesi ve bazı noktalarda kitosanın yeterince emdirilememesinin, spacer kumaş üzerinde herhangi bir değişiklik yaratamamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Tüm kitosan spacer kumaş örnekleri karşılaştırıldığında ise, 30. dakikadaki uzama değerleri göz önüne alındığı zaman, belirgin bir değişiklik gözlemlenmediği için tüm kumaşların testi geçtiği tespit edilmiştir.

Tablo 4. 9: Kitosan spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri

Numune	Boyuna Esneme	1. Dakikadaki Uzama	30. Dakikadaki Uzama
Kitosan baskı işlemi PA spacer kumaş	% 67,3	% 2,8	% 1,37
Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş	% 57,1	% 4,9	% 2,98
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	% 64,9	% 4,9	% 1,15
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	% 52,9	% 4,7	% 3,14

Son olarak, hazırlanan kitosan/gliserol spacer kumaşların esneme değerleri Tablo 4.10'da verilmiştir. Kitosan spacer kumaşlar ve kitosan/gliserol spacer kumaşlar karşılaştırıldığında, gliserolün spacer kumaşlar üzerinde kitosana göre daha etkili olduğu tespit edilmiştir. Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaşın elastikiyet % 57,1 iken, kitosan/gliserol baskı işlemi PES spacer kumaşın elastikiyet % 59,9 ve kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaşın elastikiyet % 52,9 iken, kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaşın elastikiyet % 55,6 olarak belirlenmiştir. Gliserolün PES spacer kumaşlar üzerinde daha yüksek bir esneme oranı yarattığı açıkça görülmektedir. Bu durumun nedeninin, gliserolün iplik ve kumaşları yumuşatması, şişme kabiliyetini ve emilim özelliğini artırması, ayrıca plastikleştirici etkisi ile esnek bir yapı sağlamasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Kitosan PA spacer kumaşlar ile kitosan/gliserol PA spacer kumaşlar karşılaştırıldığında ise, PES spacer kumaşlarda olduğu gibi, gliserolün PA spacer kumaşlar üzerinde de elastikiyetinde artışa sebebiyet verdiği tespit edilmiştir. Kitosan spacer kumaşlar ve kitosan/gliserol spacer kumaşların 30. dakikadaki uzama değerleri karşılaştırıldığında, gliserol içeren kumaş örneklerindeki 30. dakikadaki uzama değerlerinin kitosan spacer kumaşların 30. dakikadaki uzama değerlerinden

daha az olduğu tespit edilmiştir. Bunun durumun, gliserol eklenen kumaşların esnek bir yapı kazanması ve kumaşların elastikiyet testi sonrasında eski haline dönmesini kolaylaştırmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Tablo 4. 10: Kitosan/gliserol spacer kumaşlara ait elastikiyet değerleri

Numune	Boyuna Esneme	1. Dakikadaki Uzama	30. Dakikadaki Uzama
Kitosan/gliserol baskı işlemi PA spacer kumaş	% 60,8	% 3,9	% 1,17
Kitosan/gliserol baskı işlemi PES spacer kumaş	% 59,9	% 4,9	% 2,81
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaş	% 68,5	% 5,9	% 1,08
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaş	% 55,6	% 3,9	% 3,11

Çalışma kapsamında elastikiyet testi sonrası elde edilen deneysel sonuçlar karşılaştırıldığında, kitosan polimeri ve gliserolün, kumaşların yapısında bozulmaya sebep olmadığı tespit edilirken, dayanıklılığın sağlandığı ve mukavemetin korunduğu belirlenmiştir.

4.3 Aplikasyon Miktar Testi Sonuçları

Tasarlanan kumaş örneklerinin şişme özellikleri, 2 dakika boyunca çözümlerde bekletilmeleri ve ardından kurutulup tartılmaları ile hesaplanmıştır. Test edilen daldırma işlemi spacer kumaşlara ait şişme oranları değerleri Tablo 4.11’de ve daldırma işlemi spacer kumaşlara ait ağırlık kazanımı değerleri Tablo 4.12’de verilmiştir.

Çalışma kapsamında, daldırma, emdirme ve baskı işlemleri ile hazırlanan kumaşların birbirlerinden farklı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Kitosan daldırma işlemi, spacer kumaşlar ve kitosan/gliserol daldırma işlemi spacer kumaşların şişme oranları ortalamaları karşılaştırıldığında, kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaşların şişme ortalaması oranı % 461 iken, kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaşların şişme ortalaması oranı % 399, kitosan/gliserol daldırma işlemi PES spacer kumaşların şişme ortalaması oranı % 274 ve son olarak kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaşların şişme ortalaması oranı % 168 olarak hesaplanmıştır. PES spacer kumaşın PA spacer kumaşa göre, şişme oranlarında daha

yüksek değerlere sahip olduğu gözlenmiştir. Bu değişkenliğin, PES ve PA spacer kumaş üretiminde kullanılan iplik numaralarının ve örgü şekillerinin farklı olmasından kaynaklandığı ve bu nedenle çözeltiyi çekebilme kapasitelerinde de farklılıklar ortaya çıkmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Kitosan daldırma işlemi spacer kumaşlar ve kitosan/glisero1 daldırma işlemi spacer kumaşların ağırlık kazanımı oranları karşılaştırıldığında, gliserolün spacer kumaşlar üzerinde daha etkili olduğu tespit edilmiştir. Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 13 iken, Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 51, ve Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 19 iken, kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 87 olarak hesaplanmıştır. Gliserolün, PES ve PA spacer kumaşlar üzerinde çözeltiyi çekebilme kapasitelerinde belirgin bir artış yarattığı tespit edilmiştir.

Tablo 4. 11: Daldırma işlemi spacer kumaşlara ait şişme oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları Ortalaması	Standart Sapma
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	% 399	0,57
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	% 461	0,55
Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaş	% 168	0,35
Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaş	% 274	0,17

Tablo 4. 12: Daldırma işlemi spacer kumaşlara ait ağırlık kazanımı değerleri

Örnek	Ağırlık Kazanımı Ortalaması	Standart Sapma
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	% 13	0,025
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	% 19	0,006
Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PA spacer kumaş	% 51	0,104
Kitosan/glisero1 daldırma işlemi PES spacer kumaş	% 87	0,049

Emdirme işlemi ile üretilen spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri Tablo 4.13'te verilmiştir. Emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan ve kitosan/gliserol spacer kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranları karşılaştırıldığında, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile hazırlanan kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranları değerlerinin, emdirme işlemi ile hazırlanan spacer kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranlarına göre daha yüksek oranlarda olduğu tespit edilmiştir. Ortaya çıkan bu farkın, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile hazırlanan kumaşlar 2 dakika boyunca çözeltilerde bekletilirken, emdirme işleminde kumaşların daha kısa sürede sıkma merdanelerinden geçmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kitosan emdirme işlemi spacer kumaşlar ve kitosan/gliserol emdirme işlemi spacer kumaşların ağırlık kazanımı oranları karşılaştırıldığında, gliserolün spacer kumaşlar üzerinde etkisi olduğu tespit edilmiştir. Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 1 iken, kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 9, ve kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 1 iken, kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaşların ağırlık kazanımı ortalaması oranı % 9 olarak hesaplanmıştır. Gliserolün, ıslatıcı görevi gördüğü için alınan çözelti miktarlarını artırmış.

Tablo 4. 13: Emdirme işlemi spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kazanımı
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	% 61	% 1
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	% 59	% 1
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaş	% 52	% 9
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaş	% 55	% 9

Baskı işlemi ile üretilen spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri Tablo 4.14'de verilmiştir. Baskı işlemi ile hazırlanan kitosan ve kitosan/gliserol spacer kumaşlar ile emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan ve kitosan/gliserol spacer kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranları karşılaştırıldığında, baskı işlemi ile hazırlanan kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranları değerlerinin, emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan spacer kumaşların ağırlık kazanımı ve şişme oranlarına göre daha düşük ve düzensiz oranlara sahip

olduğu tespit edilmiştir. Bunun durumun, baskı işleminin diğer işlemlere kıyasla daha yüzeysel olması ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Tablo 4. 14: Baskı işlemi spacer kumaşlara ait şişme ve ağırlık kazanımı değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kazanımı
Kitosan baskı işlemi PA spacer kumaş	% 0	% 4
Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş	% 6	% 1
Kitosan/gliserol baskı işlemi PA spacer kumaş	% 12	% 0
Kitosan/gliserol baskı işlemi PES spacer kumaş	% 22	% 2

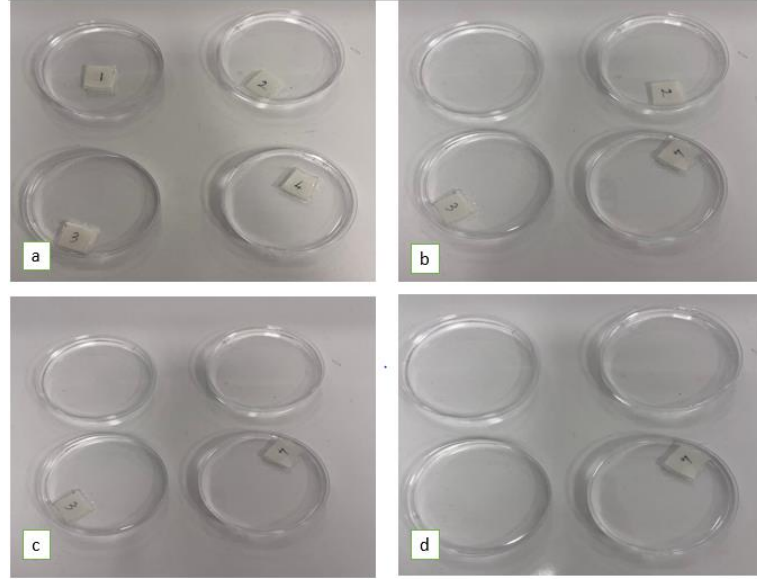
Çalışmadaki tüm ağırlık ve şişme deneysel sonuçları birlikte karşılaştırıldığında ise, gliserolün kumaşların yapısında herhangi bir bozulmaya neden olmadığı gözlemlenmiştir. Gliserolün PA ve PES spacer kumaşlar üzerinde şişme kabiliyetini ve emilim özelliğini artırarak, aynı zamanda kumaşa plastisite kazandırarak, esnek bir yapı elde edilmesine olanak tanıdığı belirlenmiştir.

4.4 Gliserol ve Kitosanın Kumaş Üzerinden Bırakılma Analiz Sonuçları

Tasarlanan kumaş örneklerinin ağırlık kayıpları, kumaşların ilk ağırlıklarının ve ardından sırası ile 30 dk, 60 dk, 90 dk ve 120 dk olmak üzere farklı zaman aralıklarında distile suya bırakılarak kuru ağırlıklarının ölçülerek değerlendirilmesi esasına dayanmaktadır. Çalışma kapsamında distile su tercih edilmiştir. Bunun nedeni ise, spacer kumaşların yüksek emiciliği nedeniyle yapay eksüda hazırlanması ve ardında kullanıldığında, spacerın bu çözeltiyi tamamen emerek herhangi bir bırakılma gözlenmeyeceğinden dolayı tercih edilmemiştir. Kitosan ve kitosan/gliserol daldırma işlemi ile oluşturulan PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri Tablo 4.15 ve Tablo 4.16’da verilmiştir. Yapılan işlemin görüntüleri ise Şekil 4.8 ve Şekil 4.9’da gösterilmiştir.

Bırakılma testinde, daldırma ve emdirme işlemleri ile hazırlanan kumaşların birbirlerinden farklı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Kitosan PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri incelendiğinde, 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman değerlerinde ağırlık kaybının olmadığı ve kitosanın distile suya bırakılması ardından bırakılmaya uğramadığı tespit edilmiştir.

Bunun sebebinin, kitosanın oldukça hidrofobik yapıda olmasından ve suda veya çoğu organik çözücünde çözünmemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Kumar 2000). Kitosan spacer kumaşlarda, kitosanın suya karşı tam kararlılığından dolayı ağırlık kaybı olmadığı belirlenmiştir. Bununla beraber suda bekletilen kitosan spacer kumaşlar, sert ve elastik olmayan bir şekilde yapılarını korumaya devam etmiştir.



Şekil 4. 8: Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan PES spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan PES spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan PES spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan PES spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi.

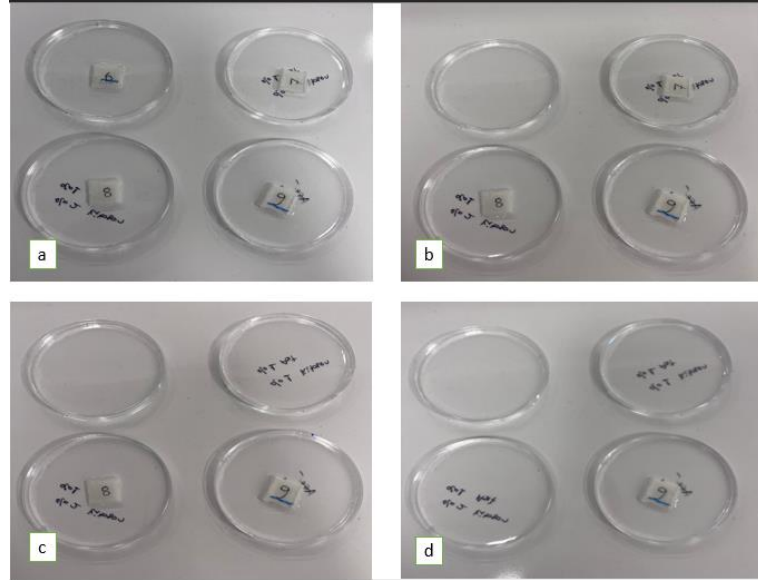
Tablo 4. 15: Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş 30 dk	% 194	% 0
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş 60 dk	% 115	% 0
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş 90 dk	% 305	% 0
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş 120 dk	% 174	% 0

Kitosan PES spacer kumaşlar ve kitosan/glisero l PES spacer kumaşların 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman değerlerindeki ağırlık kaybı oranları karşılaştırıldığında, gliserolün spacer kumaşlar üzerinde etkisi olduğu tespit edilmiştir. Kitosan PES spacer kumaşın 30. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 0 iken, kitosan/glisero l PES spacer kumaşların 30. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 35, kitosan PES spacer kumaşın 60. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 0 iken, kitosan/glisero l PES spacer kumaşların 60. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 36,

kitosan PES spacer kumaşın 90. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 0 iken, kitosan/glisero1 PES spacer kumaşların 90. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 37, ve kitosan PES spacer kumaşın 120. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 0 iken, kitosan/glisero1 PES spacer kumaşların 120. dakikadaki ağırlık kaybı oranı ise % 33 olarak hesaplanmıştır. Bu durumun, gliserolün kitosanın bırakılmasına yardımcı olmasından kaynaklandığı düşünölmektedir.

Kitosan/glisero1 spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri incelendiğinde, 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman değerlerinde ağırlık kaybının yüksek olduğu ve spacer kumaşların bekletilme sürelerinin artmasıyla ağırlık kaybı oranlarında gözle görö1ür yüksek bir değişim oranı olmadığı tespit edilmiştir.



Şekil 4. 9: Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan/glisero1 PES spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan/glisero1 PES spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan/glisero1 PES spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan/glisero1 PES spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi

Tablo 4. 16: Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaş 30 dk	% 134	% 35
Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaş 60 dk	% 147	% 36
Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaş 90 dk	% 145	% 37
Kitosan/glisero1 daldırma işleml PES spacer kumaş 120 dk	% 293	% 33

Kitosan ve kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri Tablo 4.17 ve Tablo 4.18’de verilmiştir. Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri incelendiğinde, 30. dakika da ve 60. dakikadaki zaman değerlerinde ağırlık kaybının olmadığı ve kitosanın distile suya bırakılması ardından bırakılmaya uğramadığı tespit edilmiştir. 90. dakika da ve 120. dakikadaki zaman aralıklarındaki ağırlık kaybı değerlendirildiğinde ise, yaklaşık % 1’lik bir ağırlık kaybı belirlenmiştir. Bırakılma işleminin bu derece az olmasının sebebinin ise, kitosanın oldukça hidrofobik yapıda olmasından ve suda veya çoğu organik çözücüde çözünmemesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (Kumar 2000). Bununla beraber suda bekletilen kitosan spacer kumaşlar, sert ve elastik olmayan bir şekilde yapılarını korumaya devam ettiği tespit edilmiştir.

Tablo 4. 17: Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş 30 dk	% 126	% 0
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş 60 dk	% 97	% 0
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş 90 dk	% 104	% 1
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş 120 dk	% 116	% 1

Kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaşların 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman değerlerindeki ağırlık kaybı oranları değerlendirildiğinde, gliserolün spacer kumaşların bırakılma oranları üzerinde etkisi olduğu tespit edilmiştir. Kitosan/gliserol PA spacer kumaşların 30. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 25, kitosan/gliserol PA spacer kumaşların 60. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 28, kitosan/gliserol PA spacer kumaşların 90. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 22, ve kitosan/gliserol PA spacer kumaşların 120. dakikadaki ağırlık kaybı oranı ise % 20 olarak hesaplanmıştır. Bu durumun, gliserolün kitosanın bırakılmasına yardımcı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri incelendiğinde, 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk’da olmak üzere tüm zaman değerlerinde ağırlık kaybının yüksek olduğu ve spacer kumaşların bekletilme sürelerinin artmasıyla ağırlık kaybı oranlarında belirgin bir değişim oranı olmadığı tespit edilmiştir.

Tablo 4. 18: Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PA spacer kumaş 30 dk	% 94	% 25
Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PA spacer kumaş 60 dk	% 110	% 28
Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PA spacer kumaş 90 dk	% 135	% 22
Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PA spacer kumaş 120 dk	% 112	% 20

Kitosan ve kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PES ve PA spacer kumaşlara ait tüm bırakılma oranları değerleri karşılaştırıldığında, kitosan daldırma işlemleri spacer kumaşların bırakılma değerlerinin kumaş fark etmeksizin düşük ya da hiç olmadığı belirlenmiş olup, bunun sebebinin ise, kitosanın hidrofobik yapıda olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Kitosan/glisero1 daldırma işlemleri PES ve PA spacer kumaşların tüm bırakılma oranları değerleri karşılaştırıldığında ise, PES spacer kumaşların PA spacer kumaşlara göre daha yüksek bırakılma oranları olduğu gözlemlenmiştir. Bunun durumun, kumaşların yapısından ve üretim farklılığından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Kitosan ve kitosan/glisero1 emdirme işlemleri PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri Tablo 4.19 ve Tablo 4.20’de ve kitosan ve kitosan/glisero1 emdirme işlemleri PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri Tablo 4.21 ve Tablo 4.22’de verilmiştir. Yapılan işlemin görüntüleri ise Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 19: Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaş 30 dk	% 124	% 1
Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaş 60 dk	% 94	% 1
Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaş 90 dk	% 87	% 1
Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaş 120 dk	% 92	% 1

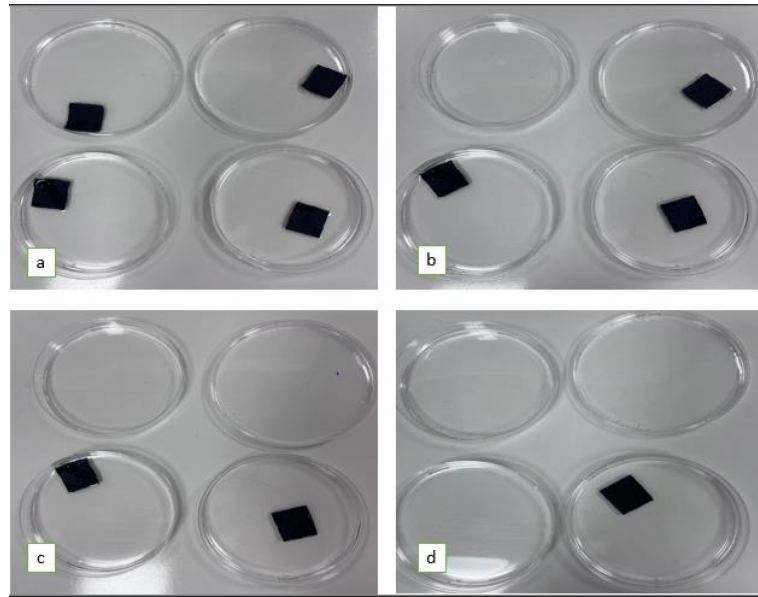
Bırakılma testinde aynı koşullar altında hazırlanan kumaşların birbirlerinden farklı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Kitosan emdirme işlemleri PES spacer kumaşlara ve kitosan emdirme işlemleri PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri incelendiğinde, 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman aralıklarında ağırlık kayıplarının yaklaşık % 1’lik oranda olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebinin, kitosan ve kitosan/glisero1 daldırma işlemleri spacer kumaşlarda

olduğu gibi, kitosanın oldukça hidrofobik yapıda olmasından kaynaklandığı düşünölmektedir.

Tablo 4. 20: Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değeri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaş 30 dk	% 85	% 7
Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaş 60 dk	% 71	% 7
Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaş 90 dk	% 62	% 7
Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaş 120 dk	% 80	% 7

Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaşların ve kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PA spacer kumaşların bırakılma oranları değeri incelendiğinde, kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PES spacer kumaşların 30. dk, 60. dk, 90. dk ve 120. dk da olmak üzere tüm zaman aralıklarındaki ağırlık kayıplarının yaklaşık % 7 civarında olduğu tespit edilmiştir. Kitosan/gliseroI emdirme işlemleri PA spacer kumaşların bırakılma oranları değeri incelendiğinde ise, 30. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 6, kitosan/gliseroI PA spacer kumaşların 60. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 9, kitosan/gliseroI PA spacer kumaşların 90. dakikadaki ağırlık kaybı oranı % 7, ve kitosan/gliseroI PA spacer kumaşların 120. dakikadaki ağırlık kaybı oranı ise % 7 olarak hesaplanmıştır. Bu durumda, gliseroIün kitosanın bırakılmasına yardımcı olduğu düşünölmektedir.

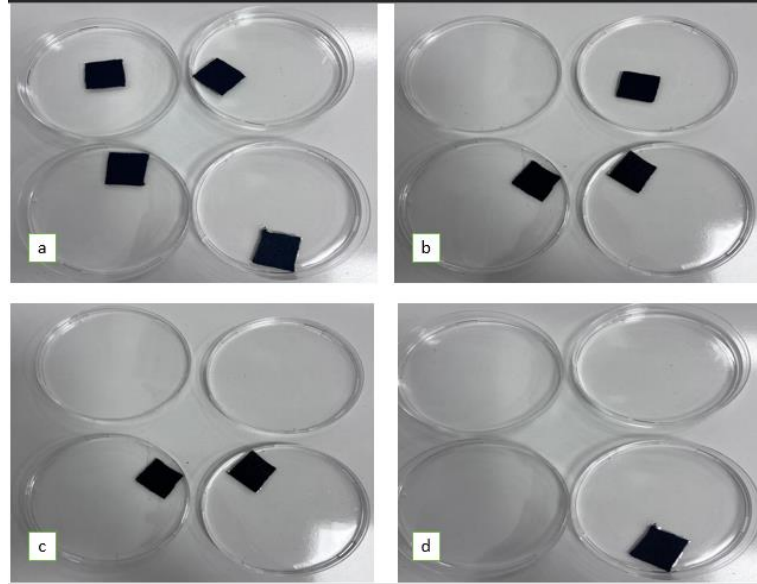


Şekil 4. 10: Kitosan emdirme işlemleri PA spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan PA spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b)

Kitosan PA spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan PA spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan PA spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi

Tablo 4. 21: Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş 30 dk	% 110	% 1
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş 60 dk	% 128	% 1
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş 90 dk	% 83	% 1
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş 120 dk	% 83	% 1



Şekil 4. 11: Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaşlar üzerinde belirli aralıklarla bırakılma testlerinin gerçekleştirilmesi.; a) Kitosan/glisero PA spacer kumaşın 30 dk boyunca suda bekletilmesi, b) Kitosan/glisero PA spacer kumaşın 60 dk boyunca suda bekletilmesi, c) Kitosan/glisero PA spacer kumaşın 90 dk boyunca suda bekletilmesi, d) Kitosan/glisero PA spacer kumaşın 120 dk boyunca suda bekletilmesi

Tablo 4. 22: Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaşlara ait bırakılma oranları değerleri

Numune	Şişme Oranları	Ağırlık Kaybı
Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaş 30 dk	% 110	% 6
Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaş 60 dk	% 104	% 9
Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaş 90 dk	% 95	% 7
Kitosan/glisero emdirme işlemi PA spacer kumaş 120 dk	% 102	% 7

4.5 Antibakteriyel Test Sonuçları

Antimikrobiyal etki sonuçları, test standartlarına uygun bir şekilde değerlendirilmeye alınmıştır. Bu kapsamda, spacer kumaşların altında üreme olmaması, 0-1 mm arasında bir inhibisyon bölgesi ile 1 mm'den büyük bölgelerin oluşması, antimikrobiyal etkinin varlığı olarak değerlendirilmiştir. Mikroorganizma gelişiminin zayıf olması ve baskılanmış bir yapı göstermesi sınırlı etki olarak kabul edilirken, tam tersi durumlar etki olmadığı olarak değerlendirilmiştir. *Escherichia coli*' ye ait antimikrobiyal değerlendirmeler Tablo 4.23'te ve *Pseudomonas aeruginosa*' ya ait antimikrobiyal değerlendirmeler Tablo 4.24'te verilmiştir.

Tablo 4. 23: *Escherichia coli* antimikrobiyal test sonuçları

Kumaş Örnekleri	İnhibisyon bölgesi (mm) ortalama değeri	Üreme (Numunenin altındaki besleyici ortamda bakteri üremesi)	Açıklama	Değerlendirme
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/glisierol emdirme işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	>1	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'yi aşmaktadır ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/glisierol emdirme işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/glisierol daldırma işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/glisierol daldırma işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş	Negatif	Orta	İnhibisyon bölgesi yok, kontrol ile karşılaştırıldığında büyüme yarı yarıya azalmıştır	Yetersiz etki

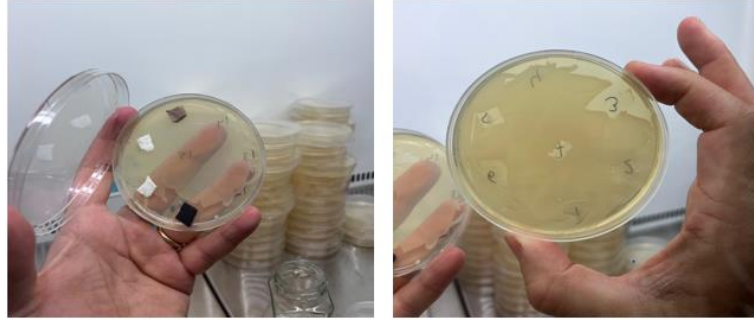
Kitosan/gliserol baskı işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
--	---	-----	---------------------------------	----------

Değerlendirme kapsamında, elde edilen PES ve PA spacer kumaşların çoğu *Escherichia coli*' ye karşı antimikrobiyal etki göstermiştir. Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş örneğinde 5 mm zon gözlemlenmiştir. Ancak, kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş yeterli bir antimikrobiyal etki göstermemiştir.

Tablo 4. 24: *Pseudomonas aeruginosa* antimikrobiyal test sonuçları

Kumaş Örnekleri	İnhibisyon bölgesi (mm) ortalama değeri	Üreme (Numunenin altındaki besleyici ortamda bakteri üremesi)	Açıklama	Değerlendirme
Kitosan emdirme işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaş	>1	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'yi aşmaktadır ve üreme yok	İyi etki
Kitosan emdirme işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/gliserol emdirme işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan daldırma işlemi PES spacer kumaş	1	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'ye kadar ve üreme yok	İyi etki
Kitosan/gliserol daldırma işlemi PES spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş	Negatif	Az	İnhibisyon bölgesi yok, sadece bazı sınırlı koloniler, büyüme neredeyse tamamen baskılanmıştır	Sınırlı etki
Kitosan/gliserol daldırma işlemi PA spacer kumaş	0	Yok	İnhibisyon bölgesi ve üreme yok	İyi etki
Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş	Negatif	Orta	İnhibisyon bölgesi yok, kontrol ile karşılaştırıldığında büyüme yarı yarıya azalmıştır	Yetersiz etki
Kitosan/gliserol baskı işlemi PES spacer kumaş	1	Yok	İnhibisyon bölgesi 1 mm'ye kadar ve üreme yok	İyi etki

Değerlendirme kapsamında, elde edilen PES ve PA spacer kumaşların çoğu *Pseudomonas aeruginosa*'ye karşı antimikrobiyal etki göstermiştir. Kitosan/gliserol emdirme işlemi PES spacer kumaş örneğinde, 2 mm'lik bir bölge gözlemlenmiştir. Ancak, Kitosan baskı işlemi PES spacer kumaş yeterli bir antimikrobiyal etki göstermemiştir. Kitosan daldırma işlemi PA spacer kumaş ise sınırlı etki göstermiştir.

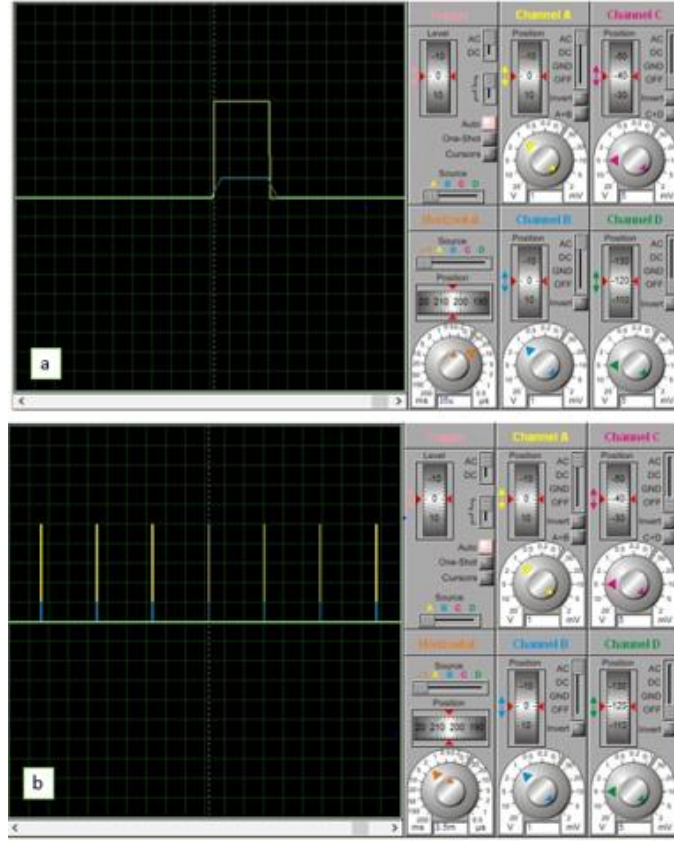


Şekil 4. 12: Spacer kumaşların oluşturduğu İnhibisyon bölgesi değerlendirmeleri

4.6 Elektrostimülasyon Devre Simülasyon ve Üretim Sonuçları

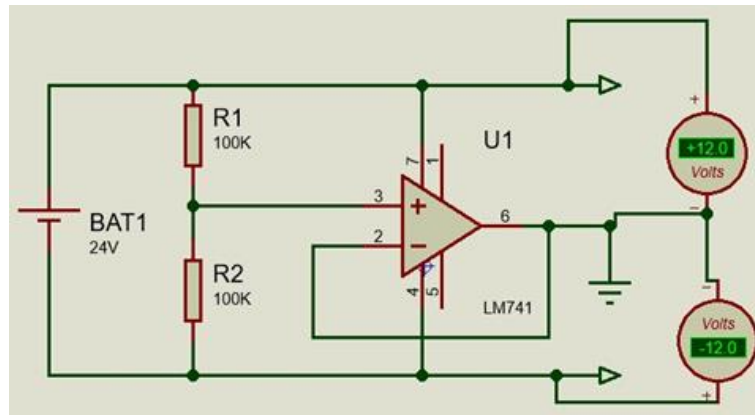
4.6.1 Elektrostimülasyon Devre Simülasyonu

Çalışma kapsamında kullanılan devre, Proteus ISIS devre simülasyon programında analiz edilmiştir. Bu programda yapılan analizler sonucunda, başlangıçta hesaplanan çıkış sinyaline ait frekans ve gerilim değerleri ölçülmüş ve çıkış sinyalinin dalga formu incelenmiştir. Çalışma kapsamında kullanılan Howland devresinin girişine, 100 Hz frekansında monofazik kareli bir sinyal verilmiştir. Simülasyon sonuçlarında, çıkış sinyalinin frekansında herhangi bir değişiklik olmadığı (Şekil 4.13-a, Şekil 4.13-b) ve 100 Hz olduğu gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, sinyalin dalga formu monofazik kare dalga şeklinde olduğu gözlemlenmiştir. Simülasyon kapsamında devre çıkışına bağlanan yük 100 ohm bir direnç olduğundan, çıkış sinyalin voltajının 1 V ve çıkış akımının 1 mA olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4. 13: Simülasyon kapsamında devre ölçümleri.; a) Giriş ve çıkış sinyallerinin kare formu gösterimi, b) Giriş ve çıkış sinyallerinin gösterimi

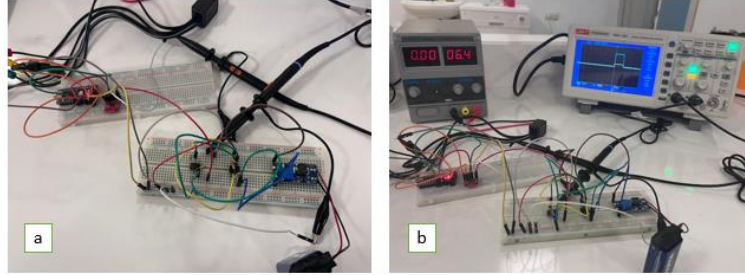
Yükselteçlerin besleme devresi tasarımında LM7401 operasyon yükseltici ve 2 adet 100 k Ω dirençleri kullanmıştır. Simülasyon sonucunda, devrenin çıkışında ± 12 V elde edildiği gözlemlenmiştir. Şekil4.14'te negatif voltaj için, çift çıkışlı besleme devresi simülasyonu verilmiştir.



Şekil 4. 14: Negatif voltaj için çift çıkışlı besleme devresi simülasyonu

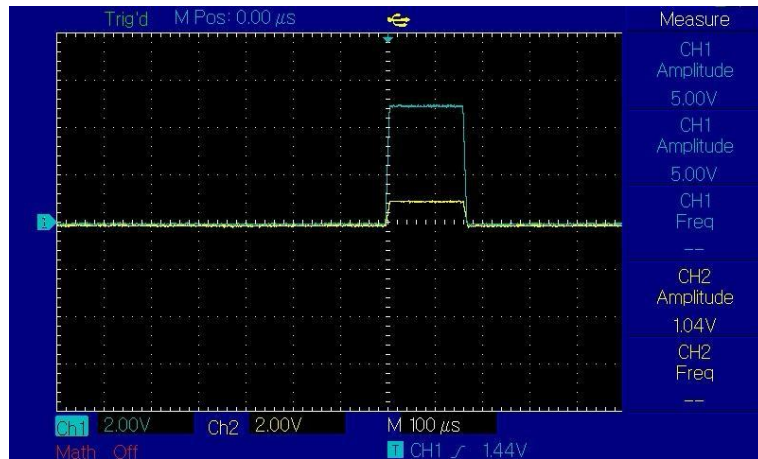
4.6.2 Elektrostimülasyon Devre Prototipi

Devrenin simülasyonları yapıldıktan sonra, prototipleme aşamasına geçilmiştir. Üretimi yapılan devre kartının, kısa devre kontrolleri multimetre yardımı ile yapılmıştır. Bu işlem sonucunda elde edilen prototip, osiloskop ve multimetre kullanılarak test edilmiştir. Alınan sonuçlar, hesaplamalar ve simülasyon çıktıları ile karşılaştırılmıştır. Şekil 4.15'te prototiplenen devre ve değerlendirme aşaması verilmiştir.

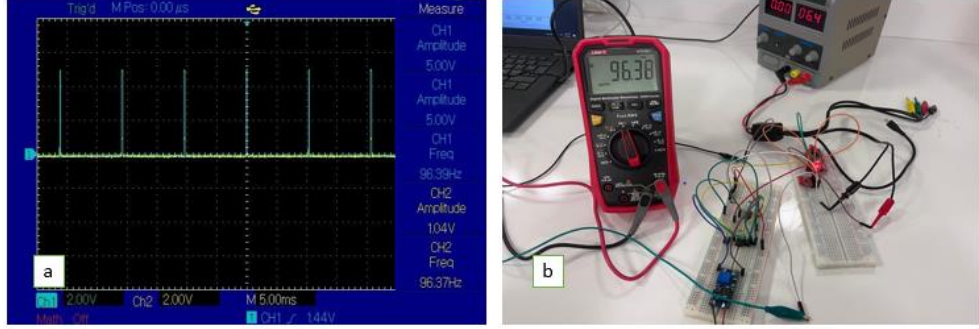


Şekil 4. 15: Howland devresi.; a) prototiplenen devre, b) osiloskop ve multimetre ile değerlendirme aşaması

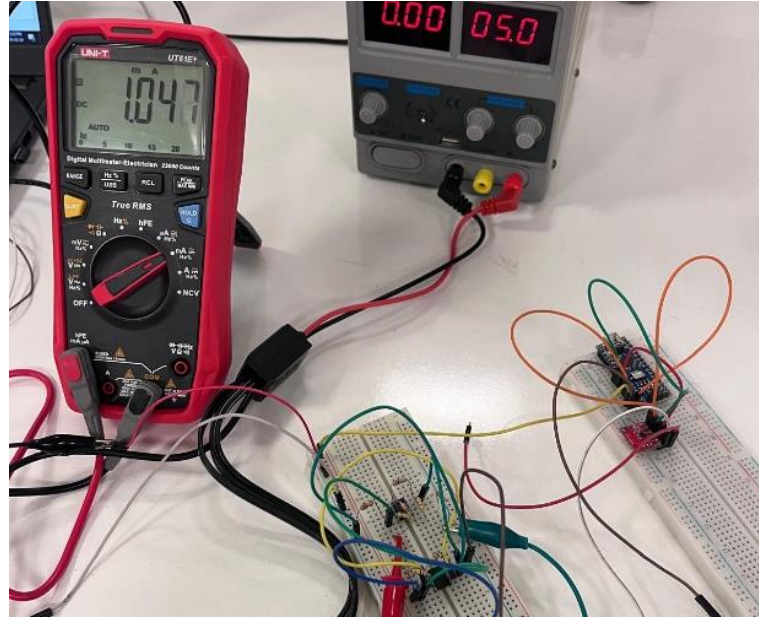
Şekil 4.16'da verildiği üzere, Howland devresi çıkışında 96.38 Hz frekansında monofazik kare dalgalı bir sinyal elde edildiği gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, kontrol bölümünden (Mikrodenetleyici + DAC) gelen giriş sinyalin genliği 5 V olarak ölçülmüştür. Howland devresi çıkışından çıkan sinyalin genliği ise 1 V olarak ölçülmüştür. Şekil 4.17'de çıkış sinyalinin osiloskop ve multimetre ile frekans ölçümü değerleri gösterilmiştir. Howland devresi girişine 5 V uygulandığında, çıkışından istenen şekilde 1 mA çıkış akımı ölçülmüştür. Şekil 4.18'de multimetre ile çıkış akımı ölçümü verilmiştir.



Şekil 4. 16: Howland devresinin giriş ve çıkış sinyallerin formu incelenmesi

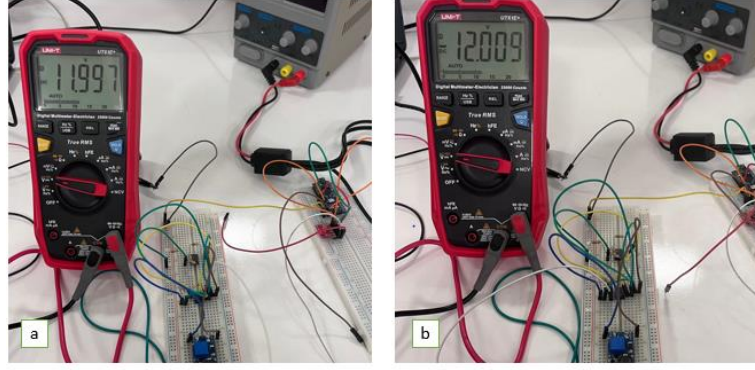


Şekil 4. 17: Çıkış sinyalinin frekans ölçümü; a) Osiloskop ile çıkış sinyalin frekans ölçümü, b) Multimetre ile çıkış sinyalin frekans ölçümü



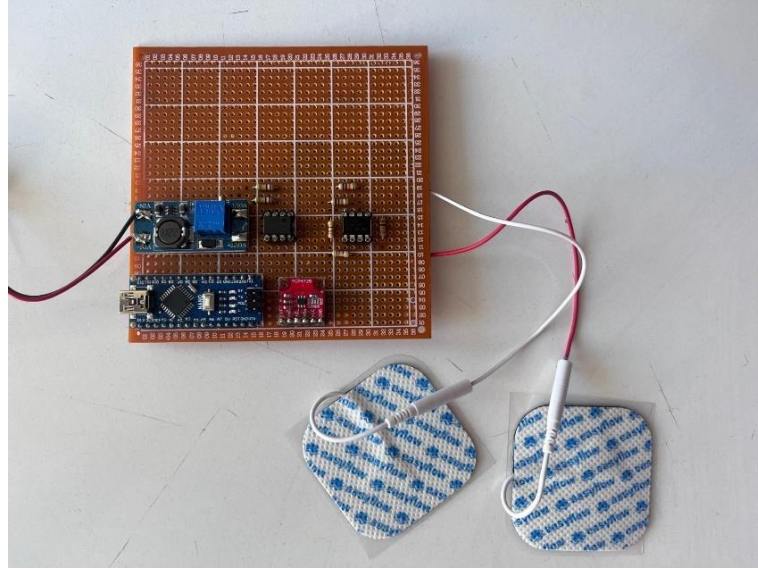
Şekil 4. 18: Çıkış akımı ölçümü

Howland devresinin beslemesi için gereken gücü sağlayan güç devresi üzerinde kontrol işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda negatif voltaj için çift çıkışlı besleme devresinin çıkış voltajı istenen şekilde ± 12 V olarak ölçülmüştür. Şekil 4.19’da çıkış voltajının ölçüm değerleri verilmiştir.



Şekil 4. 19: Çıkış voltajının ölçümü; a) Pozitif çıkış ölçümü, b) Negatif çıkış ölçümü

Kontrol işleminin ardından tasarımında referans olarak alınan elektronik komponentlerin devre kartı üzerine lehimleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Lehimlenen devre şekil 4.20’de verilmiştir.



Şekil 4. 20: Devre prototipinin yapılması

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın temel amacı, deri çevresinde sağlıklı mikro iklimin korunmasını ve basınç ülseri gelişimini azaltmayı hedefleyen bir yara örtüsü sistemi geliştirmektir. Bu hedef doğrultusunda; kitosan ve gliserol ile kaplanmış spacer kumaş ve elektrostimülasyon cihazı bir araya getirilmiştir.

Son yıllarda araştırmacılar, basınç ülserinin önlenmesi için vücut sıcaklığını düzenleme, nem kontrolü sağlama, sürtünmeyi azaltma gibi özelliklere sahip fonksiyonel kumaşların geliştirilmesine odaklanmışlardır. Ayrıca geliştirilecek olan bu kumaşların antibakteriyel özelliklere sahip olması ve cilt teması halinde konfor ve yumuşaklık sağlaması da kritik bir öneme sahiptir (Sweeney vd. 2012).

Mehmood ve diğ. (2024), antibakteriyel performans sağlaması amacıyla, kitosan ve gümüş nanopartikül kullanılarak pamuk, naylon ve pamuk/naylon olmak üzere üç farklı kumaşı modifiye etmişlerdir. Kitosanın kumaşlara entegrasyonu daldırma işlemi ile gerçekleştirilmiştir. SEM görüntülerine bakıldığında kitosanın varlığı, her bir kumaş üzerinde net bir şekilde gözlemlenen tabaka ile tespit edilmiştir. Benzer şekilde, bu yüksek lisans çalışmasında, tarafımızca hazırlanan örnekler üzerinde kitosanın varlığı FESEM görüntüleri ile tespit edilmiştir.

Eyi (2019), yaptığı çalışmada boyalı denim kumaşlara borik asit, boraks, nano-SiO₂ ve CTAP kimyasallarını içeren apre çözeltileri ile bitim işlemi uygulamıştır. Kumaş numunelerine önce, laboratuvar tipi emdirme makinesinde, % 70 sıkma ile apre çözeltileri emdirilmiş, sonra da laboratuvar tipi termostatlı kurutucuda 100 °C'de kurutulmuştur. SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, apresiz denim kumaş lifleri üzerinde apre tabakası olmadığı belirlenmiştir. Ticari apre ile işlem görmüş kumaş numuneleri yüzeyinde bir apre tabakası gözlemlenmiştir. Apre çözeltisi, lifleri şeffaf ve ince bir kimyasal tabaka ile sarmış ve bağlanmıştır.

Çalışma kapsamında çeşitli işlemlerle hazırlanan PA ve PES spacer kumaş örneklerinin yüzey morfoloji analizleri Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FESEM) ile yapılmıştır. EDS analizleri ve görüntülerde elde edilen

ortalama lif çapları hesaplanmıştır. İşlem görmemiş boş spacer kumaşların FESEM görüntüleri incelendiğinde, polyamid (PA) ve polyester (PES) spacer kumaş yüzeylerinin düzenli olduğu, pürüzsüz ve ipliklerin düzenli bir şekilde dağıldığı açıkça görülmektedir. Ek olarak, emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan spacer kumaşların FESEM görüntüleri karşılaştırıldığında, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile PA ve PES spacer kumaşların üzerlerindeki kitosan tabakasının varlığı tespit edilmiştir. Emdirme işlemi ile hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların yüzey morfoloji analizlerinde ise, kumaş üzerinde herhangi bir kitosan tabakası gözlemlenmemiştir. Ancak, yapılan EDS analizleri değerlendirildiğinde boş PES spacer kumaşın moleküler yapısında N elementi olmamasına rağmen, kitosan kaplı PES spacer kumaşta N elementi varlığı tespit edilmiştir. Tespit edilen N elementinin varlığı kitosanın yapısından kaynaklanmaktadır. Bu durum emdirme işleminin, spacer kumaşlar üzerinde tabaka oluşturmaktan ziyade kumaş liflerinin kitosanları emmesi şeklinde açıklamaktadır. Spacer kumaş liflerinin kitosan çözeltisini emmesi, emdirme işlemi sırasında kumaşların sıkma merdanelerinin basıncı altında iki rulo arasından geçerken kitosan çözeltisinin kumaş tarafından emilmesi ve bu süreçte ruloların uyguladığı basıncın homojen bir dağılım sağlamasıyla açıklanabilmektedir.

Emdirme ve daldırma işlemi ile hazırlanan kitosan/glisero1 spacer kumaşların FESEM görüntüleri karşılaştırıldığında, laboratuvar ortamında yapılan daldırma işlemi ile PA ve PES spacer kumaşların üzerlerindeki tabaka varlığı tespit edilmiştir. Bu tabakanın kitosan/glisero1 çözeltisine ait olduğu, EDS analizleri ile desteklenmiştir. Kitosanın varlığı aynı şekilde kendi yapısında bulunan N elementinden tespit edilmiştir. Glisero1ün varlığı ise, tüm örneklerin EDS analizlerinin karşılaştırılması ile glisero1 eklenen kitosan çözeltilerinde C elementinin azalarak O elementinin artış göstermesi ile belirlenmiştir. Spacer kumaşlar üzerinde daldırma işlemi ile kitosan tabakası net bir şekilde gözlenmektedir. Emdirme işlemi ile hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların yüzey morfoloji analizlerinde ise, kumaş üzerinde herhangi bir kitosan/glisero1 tabakası gözlenmemektedir. Bu durumun, emdirme işleminden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Spacer kumaşlar, farklı katmanlarda farklı iplik türleriyle üretildiğinde termal konfor oluşturabilmekte ve insan vücut sıcaklığını düzenleyebilmektedir (Onal ve

Yildirim 2012). Bu kumaşlar, yüksek su emiciliğine sahiptir ve emici sargılar olarak kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada, tıbbi uygulamalarda emicilik için ara kumaşların kullanımını araştırmıştır. Spacer kumaşların emiciliği ve sıvı yayılımı test edilmiş ve merkezi spacer bölgesinde fitil içeren spacer kumaşın en iyi emiciliğe ve yayılma üzerinde kontrole sahip olduğunu bulmuşlardır (Davies ve Williams 2009). Bir başka çalışmada, yüksek gözenekliliğe sahip, örme yapıların düşük gözenekliliğe sahip olanlardan daha fazla su emdiğini bulmuştur (Dias ve Delkumburewatte 2010). Benzer başka bir çalışmada, çözümlü örme ara kumaşların gelişmiş yara örtüleri için emici katmanın yerine kullanılabilirliğini bildirmişlerdir (Tong vd. 2015). Spacer kumaşlar özellikle yüksek sıvı emilimine sahip yara örtüleri için tasarlanmış ve üretilmiştir.

Yang ve Hu (2018), sızıntılı yara pansumanlarında uygulanmak üzere, polyester/elastan, PES ve PA iplik kullanılarak farklı kalınlıklarda spacer kumaşlar tasarlamış ve üretmiştir. Bu süper emici, ara kumaşların performansını doğrulamak için pansuman özellikleri test edilmiştir. Her bir kumaş türü için beş adet numune test edilmiştir. Emicilik testi, İngiliz 7959 standardına göre test edilmiştir. Test sırasında, damıtılmış suyun yüzeyine 10 cm x 10 cm (100 cm²) boyutlarında bir numune kullanılmıştır. Numune yavaş yavaş ıslatılarak, iki dakika boyunca suya daldırılmıştır. Sonrasında ise, kuru ağırlıklar ve iki dakika boyunca suya daldırılmış kumaş ağırlıkları değerlendirilmiştir. Test sonucunda belirlenen, PES ve PA ipliklerin yüksek emiciliği, aralayıcı kumaşların yüksek emiciliğinin kanıtlanmasına katkıda bulunmuştur.

Ferrero ve Periolatto (2012), çeşitli elyaf ipliklerinin (yün, pamuk, polyester, Nylon® 6 ve akrilik) izotermal boyanmasında başka katkı maddeleri olmaksızın gliserol ilavesinin etkisini incelemiştir. Yün ipliğine, 40 °C'de % 1 gliserol ilavesinin boya alımı üzerinde olumlu etkisi gözlemlenirken, pamuk ipliği üzerinde % 2 'ye kadar gliserol ilavesinin boya emilimini % 20 'ye kadar arttırdığı belirlenmiştir. Polyester ipliğin, terasil kırmızı ile izotermal boyanması, % 2-2,5 aralığında gliserol ilavesi ile pozitif etki göstermiştir. Nylon 6 iplik ve akrilik iplik ise, yalnızca % 1 gliserol eklenmesiyle boya alımında güçlü bir artış göstermiştir. Bu çalışmada gliserolün boyama işleminin katma değerine önemli ölçüde katkıda bulunabileceğini

doğrulanmıştır. Bu doğrultuda, çalışmamızda gliserol içeren örneklerin sergilediği belirgin emicilik artışı, bu durumun muhtemel sebebi olarak gösterilebilmektedir.

Yukarıda bahsedilen literatür bilgileri ışığında, spacer kumaşların iyi hava ve su buharı geçirgenliğini doğrulamış olup, toksik olmayan, yenilebilir, biyolojik olarak parçalanabilen bir bileşik olan gliserolün, spacer kumaşın şişme kabiliyetini ve emilim özelliğini arttırdığı açıkça belirtilmiştir. Tüm bu pozitif etki mekanizmasından dolayı, gliserol katkısı çalışmamızda tercih edilmiştir.

Çalışma kapsamında, daldırma, emdirme ve baskı işlemleri ile oluşturulan kitosan ve kitosan/gliserol içeren PA ve PES spacer kumaşların şişme ve ağırlık kazanımı özellikleri değerlendirilmiştir. Bu kapsamda kumaşlar, 2 dakika boyunca çözeltilerde bekletilmiş ve ardından kurutularak tartılmıştır. Test sonuçlarına göre, daldırma işlemi ile oluşturulan PES spacer kumaşların, PA spacer kumaşlara göre daha yüksek şişme oranına sahip olduğu tespit edilmiştir. Ortaya çıkan bu farkın, PES ve PA spacer kumaşların üretiminde kullanılan iplik numaraları ve örgü şekillerinin farklı olmasından kaynaklandığı ve bu nedenle çözeltileri çekebilme kapasitelerinde de farklar ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir. Daldırma işleminde kitosan/gliserol ile işlenen kumaşlar, sadece kitosan ile işlenenlere göre daha yüksek ağırlık kazanımı göstermiştir. Gliserolün, PES ve PA spacer kumaşlar üzerinde çözeltiliyi çekebilme kapasitelerinde artış yarattığı tespit edilmiştir. Emdirme işlemi ile oluşturulan spacer kumaşların daldırma işlemine göre daha düşük şişme ve ağırlık kazanımına sahip olduğu belirlenmiştir. Bu durumun, laboratuvar ortamında gerçekleştirilen daldırma işlemi sırasında kumaşların 2 dakika boyunca çözeltilerde bekletilmesi, emdirme işleminde ise kumaşların daha kısa sürede sıkma merdanelerinden geçirilmesi nedeniyle ortaya çıktığı düşünülmektedir. Gliserolün, ıslatıcı görevi gördüğü için kumaşlarda alınan çözeltili miktarını arttırdığı belirlenmiştir. Baskı işlemi ile oluşturulan spacer kumaşlar ise, en düşük ve düzensiz şişme ve ağırlık kazanımı değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir ve baskı işleminin yüzeysel bir işlem olması nedeniyle diğer işlemlerden farklı sonuçlar ortaya çıktığı düşünülmektedir. Bu sonuçlar, literatürde daha önce yapılan başka çalışmalar ile örtüşmektedir.

Li ve diğ. (2018), yaptıkları çalışmada PVA-co-PE nanoliflerini, plastikleştirici gliserol kullanarak, kompozit filmler içinde homojen bir şekilde

dağıtmış ve mekanik özelliklerini değerlendirmek için elastikiyet testlerini yapmışlardır. Gliserolle plastikleştirilmiş, SF filmlerin elastikiyet mukavemetinin nanolif içeriğinin artmasıyla iyileştiğini ve kopma gerilmesinin ise azaldığını rapor etmişlerdir. Nanolif içeriği ve mekanik parametreler arasındaki etkileşim incelendiğinde, mükemmel esneklik ve mukavemet elde etmek için gliserol oranının yüksek ve % 5-10 PVA-co-PE nanolif ilavesinin tercih edildiği sonucuna varılmıştır. Sonuç olarak, gliserolün plastikleştirme işlemi ile, esnek ve sağlam nano takviyeli ipek fibroin bazlı SF filmler elde edilmiştir.

Lu ve diğ. (2010), gliserolün suda çözünürlüğünü, biyouyumluluğunu, diğer biyopolimerlerle birlikte plastikleştirici olarak kullanımını ve ipek film davranışı üzerindeki etkisini değerlendirmek için ipek fibroin çözeltilerine dahil etmişlerdir. Yapılan analizler sonucunda, değişen gliserol içerikleri arasında belirli farklılıklar olduğunu ortaya koymuşlardır. Ayrıca, gliserol içeriğinin % 10'dan % 50'ye (w/w) yükseldiğinde, örneklerin sertliklerinin önemli ölçüde azaldığını belirlemişlerdir. Ancak, gliserolün yüksek oranlarda artışının, örneklerin mekanik özelliklerinde düşüşe ve kalıcı deformasyona neden olabildiğini de rapor etmişlerdir.

Rathinamoorthy ve diğ. (2021), bakteriyel selüloz nonwoven kumaşın gliserol kullanılarak plastikleştirilmesini araştırmıştır. Kurutulmuş bakteriyel selülozun sert, esneklikten yoksun ve kırılabilir olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada, gliserol ile yapılan plastikleştirme kumaşın esnekliğini artırması amaçlanmıştır. Sonuçlar, gliserol konsantrasyonu ve işlem süresinin artmasının çekme mukavemetini azalttığını, kalınlığı ve uzamayı ise artırdığını göstermektedir.

Yapılan bu çalışma kapsamında, çeşitli işlemlerle hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların elastikiyet test edilmiştir. İşlem görmemiş kumaşlardan PA spacer kumaşların, PES spacer kumaşlara göre daha yüksek boyuna esneme oranına sahip olduğu belirlenmiştir. Bu durumun, spacer kumaş üretiminde kullanılan ipliklerin numaralarının ve örgü şekillerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. 30. dakikadaki uzama oranları PA spacer kumaş için, 1,24 cm iken, PES spacer kumaş için ise 2,75 cm olarak ölçülmüştür. Uzama değerlerinin çok yüksek olmamasından dolayı kumaşların yapısında bozulma gözlemlenmemiştir. İşlem görmemiş spacer kumaşlar ve kitosan spacer kumaşlar karşılaştırıldığında, kitosan polimerinin spacer kumaşlar üzerinde elastikiyetinde azalma yarattığı tespit

edilmiştir. Kitosan içerikli kumaşlar üzerinde baskı ve emdirme işlemlerinin elastikiyet testlerine etkisi değerlendirildiğinde, emdirme işleminin baskı işlemine göre kumaşlar üzerinde esneme oranlarında daha fazla azalttığı tespit edilmiştir. Bu durumun, emdirme işleminde kitosanın spacer kumaşların her bir yüzeyine ve liflerine kadar emdirilmesi sağlanırken, baskı işleminin yüzeysel gerçekleşerek, bazı bölgelerde kitosanın yeterince emdirilmesine olanak tanınmaması nedeniyle, spacer yapısında bir değişiklik yaratmaması ile alakalı olduğu düşünülmektedir.

Kitosan/gliserol işlemleri kumaşlar değerlendirildiğinde ise gliserolün, kumaşların esneme oranlarını arttırdığı ve uzama değerlerini azalttığı belirlenmiştir. Gliserol eklenmesi, PA ve PES spacer kumaşların elastikiyetini artırmıştır. Ayrıca, 30. dakikadaki uzama değerlerinde, gliserol içeren kumaşların daha az uzama gösterdiği tespit edilmiştir. Gliserol, ayrıca kumaşların esnekliğini artırarak elastikiyet testi sonrasında, kumaşların eski haline dönmesini de sağlamıştır. Gliserolün, tekstil endüstrisinde kumaşların yumuşatılmasında, şişme kabiliyetini ve esnekliğini artırma konusunda etkili olduğu deneysel olarak doğrulanmıştır. Genel olarak, kitosan ve gliserolün kumaşların yapısında bozulma yaratmadığı ve dayanıklılığı koruduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar literatürde daha önce yapılan araştırmalarla örtüşmektedir.

Hui ve diğ. (2013), yaptığı çalışmada Geleneksel Çin Otları (TCH)-PentaHerbs- kimyasal çapraz bağlama yöntemi kullanarak, kitosan-sodyum aljinat (CSA) karışım ile başarıyla mikrokapsüllemişlerdir. Bu çalışmada, PentaHerbs'ün mikrokapsüllerden kontrollü salım verilerini hesaplamak için PentaHerbs formülündeki çok sayıda bileşen arasından gallik asit seçilmiştir ve ortam olarak yüksek performanslı sıvı kromatografi (HPLC) sistemi kullanılmıştır. HPLC analizi, Hewlett Packard Agilent 1000 serisi HPLC Sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. CSA mikrokapsüllerinden, gallik asidin iki adet simüle edilmiş insan cildi koşulunda (PBS, pH = 5.4 ve 5.0) farklı zaman aralıklarında salım davranışı 144 saat (6 gün) boyunca izlenmiştir. İki salım eğrisi değerlendirildiğinde, gallik asidin CSA mikrokapsüllerinden, ilk 24 saat boyunca daha hızlı bir şekilde salındığı, ancak daha sonra salım oranının düzenli olarak düştüğü ve sabit bir değere ulaştığı belirlenmiştir.

Ristic ve diğ. (2017), yaptığı çalışmada, kitosanı selüloz liflerine bağlanmışlardır. Liflerden ilaç salımı, UV spektrofotometresi kullanılarak

değerlendirilmiştir. Salınan ilacın konsantrasyonu, Beer-Lambert yasası kullanılarak hesaplanmıştır. İlacın neredeyse % 86'sının, 5 dakika sonra salındığı ve 1 saatin sonunda 1 g fiber başına maksimum 4,7 mg ilaç salınımı gözlemlenmiştir.

Çalışma kapsamında çeşitli işlemlerle hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların ağırlık kayıpları, kumaşların ilk ağırlıkları ve sırası ile 30 dk, 60 dk, 90 dk ve 120 dk zaman aralıklarında distile suya bırakılmaları ardından kuru ağırlıklarının ölçülmesi ile değerlendirilmiştir. Bırakılma testi için, yapılan tüm çalışmalar birlikte değerlendirildiğinde, kitosanın hidrofobik yapısından dolayı suda çözemediği için tek kullanılması halinde ağırlık kaybı düşük değerde olduğu tespit edilmiştir. Gliserolün ise, kitosan ile kullanılmasıyla çözeltilerin bırakılmasında artışa neden olduğu belirlenmiştir. PES ve PA spacer kumaşların bırakılma oranları değerlendirildiğinde ise, daldırma işlemiyle gerçekleştirilmiş PES spacer kumaşların, PA spacer kumaşlara göre daha yüksek oranlarda bırakılmaya neden olduğu belirlenmiştir. Bu durumun, daldırma işleminde kumaşların 2 dakika boyunca çözeltilerde bekletilmesinden ve kumaşların yapısının ve üretiminin farklı olmasından dolayı emdiği miktarın da farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Emdirme tekniği ile işlenmiş spacer kumaşların bırakılma oranlarında fark olmadığı da ayrıca tespit edilmiştir. Bunun sebebinin, emdirme işleminde, kumaşların sıkma merdanelerinin basıncına maruz kalarak iki rulo arasında geçerken çözeltilerin emilmesi ve ruloların kumaşı sıkıştırarak homojen bir dağılım elde edilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Abate ve diğ. (2019), yaptıkları çalışmada çevre dostu antimikrobiyal ajanlar olarak sürdürülebilir biyopolimerler (kitosan ve türevlerini) kullanarak antimikrobiyal polyester kumaş geliştirmişlerdir. Örneklerin antimikrobiyal aktiviteleri, gram-negatif *E. coli* (ATCC 25922) bakterisine karşı agar difüzyon plakası standart test yöntemi (ISO 20645:2004 E) kullanılarak değerlendirilmiştir ve *E. coli* (ATCC 25922) bakterilerinin % 75 – 93 oranında azalttığı tespit edilmiştir. Bu, boya ve kitosan/türevlerinin, birbirleri üzerinde herhangi bir olumsuz etkisinin olmadığını ve uyumluluğun bir kanıtı niteliği taşımaktadır.

Mehmood ve diğ. (2024), antibakteriyel performans sağlaması amacıyla kitosan ve gümüş nanopartikül kullanılarak pamuk, naylon ve pamuk/naylon olmak üzere üç farklı kumaş modifiye etmişlerdir. Antibakteriyel aktivite *E. coli* ve *S.*

aureus suşlarına karşı analiz edilmiş ve sonuçlar *E. coli*' ye karşı % 90 ve *S. aureus*' a karşı % 89 bakteriyel inhibisyon göstermiştir.

Yu ve diğ. (2019), yaptığı çalışmada kitosan lifli çözümlü örme kumaşlar üç farklı teknikle üretilmiştir. Kitosan elyafının, ipliklerinin ve kumaşlarının özellikleri test edilmiştir. Oluşturulan üç çeşit kumaşta *E. coli*' ye karşı bakteriyel inhibisyon oranları sırasıyla % 99,99, % 99,75 ve % 99,60 ve *S. aureus*' a karşı bakteriyel inhibisyon oranları ise sırasıyla % 99,99, % 99,97 ve % 99,92 bulunmuştur. Ulusal Standart GB/T 20944.2-2007'ye göre, üç tür saf kitosan kumaşın *E. coli* ve *S. aureus*' a karşı mükemmel antimikrobiyal etkisi rapor edilmiştir.

Literatür değerlendirmesi kapsamında, kitosan genel olarak toksik olmayan, antibakteriyel, antiinflamatuvar, yara iyileştirme özelliği, biyolojik olarak parçalanabilen bir bileşik olmakla birlikte, yeni platform ürünlerine önemli çevresel faydalar sağlamaktadır. Biyo-uyumlu malzeme olan kitosan, yara yüzeyindeki nemliliğin korunarak yara iyileşmesinin hızlanması ve granülasyon dokusunun oluşumunu desteklemesi amacıyla kullanılmasının yanında, yara yüzeyindeki mikroorganizmaların büyümesini önleyerek, yara enfeksiyon riskini de elimine etmesi açısından da önem taşımaktadır.

Çalışma kapsamında çeşitli işlemlerle hazırlanan PA ve PES spacer kumaşların antimikrobiyal test sonuçları standartlara uygun şekilde değerlendirilmiştir. Bu kapsamda, spacer kumaşların altında üreme olmaması, 1-10 mm arasında bir inhibisyon bölgesi oluşması ve 1 mm'den büyük bir bölge oluşması antimikrobiyal etkinin varlığı olarak değerlendirilmiştir. Mikroorganizma gelişiminin zayıf olması ve baskılanmış bir yapı göstermesi sınırlı etki olarak kabul edilirken, aksi durumlar etkisiz olarak değerlendirilmiştir. *Escherichia coli*' ye karşı test edilen PES ve PA spacer kumaşların çoğu, kitosan ve kitosan/gliseroil işlemleri sonrasında iyi antimikrobiyal etki göstermiştir. Kitosan emdirme işlemi uygulanmış PA spacer kumaş örneğinde >1 mm inhibisyon bölgesi gözlemlenmiştir. Ancak, kitosan baskı işlemi uygulanmış PES spacer kumaş yeterli antimikrobiyal etki göstermemiştir. Bu durumun, kumaşlarda kullanılan baskı işleminin kitosanın kumaşa emdirilmesinde yetersiz kalmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. *Pseudomonas aeruginosa*' a karşı test edilen PES ve PA spacer kumaşların çoğu, kitosan ve kitosan/gliseroil işlemleri sonrasında iyi antimikrobiyal etki göstermiştir. Kitosan/gliseroil emdirme

işlemi uygulanmış PES spacer kumaş örneğinde >1 mm inhibisyon bölgesi gözlemlenmiştir. Ancak, kitosan baskı işlemi uygulanmış PES spacer kumaş yeterli antimikrobiyal etki göstermemiştir. Kitosan daldırma işlemi uygulanmış PA spacer kumaş ise sınırlı etki göstermiştir.

Bir elektrostimülasyon cihazının çıkış aşaması, kontrol bölümünden sonra veya elektrotlardan önce yer almaktadır. Bu aşamada, ilgili bölgeyi veya dokuyu uyarabilmek için, yeterli enerjiyi sağlayabilen, gerilim veya akım sinyallerini anahtarlayan bir dizi elektronik bileşenden oluşmaktadır (Souza ve diğ. 2017). Elektrik enerjisi, sabit gerilim veya sabit akım olmak üzere iki modda uygulanabilmektedir. Devredeki bu modun belirlenmesi, çıkış sinyali için uygun bir topolojinin seçilmesi ile sağlanmaktadır (Mottaghi ve Hofmann 2015). Akım, sinyal referansına bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Dolayısıyla, akımın yönüne bağlı olarak uygulanan sinyal, tek fazlı veya çift fazlı olabilmektedir (Souza ve diğ. 2017).

Howland akım devresi, elektrik akımının hassas bir şekilde iletilmesini sağlayan ve yaygın olarak kullanılan bir biyoelektrik devresidir. Biyolojik yükler için alternatif akımın hassas bir şekilde iletilmesi gerektiği uygulamalarda, yük değişiminin gerçekleşmesi ile oluşan Howland devresinin çıkış empedansı, akım iletimindeki doğruluğu etkileyen önemli faktörlerden birisidir (Tucker ve diğ. 2013). Güzeler ve diğ. (2015), insan dokusunun elektriksel özelliklerinden yararlanarak, tıbbi teşhis ve tedavileri iyileştirmek amacıyla programlanabilir, voltaj kontrollü bir akım kaynağı geliştirmişler ve test etmişlerdir. Howland Topolojisine dayanan bu cihaz, yükten bağımsız olarak çalışmakta ve 1 Hz ile 1 MHz arasında frekanslara ve 0 ile 10 mA arasında akımlara sahip sinüzoidal sinyalleri iletebilmektedir. Brunetti ve diğ. (2011), rehabilitasyon robotik alanını geliştirmeyi amaçlayan, Howland devre topolojisini de içeren yeni bir fonksiyonel elektriksel uyarım (FES) sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem, 0 ile 120 mA arasında genliklere ve 250 V maksimum voltaja sahip akım darbeleri üretmekte ve 0 ile 100 Hz arasında ayarlanabilir frekanslar sunmaktadır. Yardımcı ve diğ. (2021), Howland Topolojisini kullanarak, diyabetik yara tedavisi için bir elektro stimülasyon sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem, 0 ile 1 mA arasında genliklere sahip ve 0 ile 100 Hz arasında ayarlanabilir frekanslara sahip akım darbeleri üretebilmektedir.

Tez çalışmasında kullanılan devre, Proteus ISIS devre simülasyon programı kullanılarak analiz edilmiştir. Bu programla ölçülen analizler sonucunda, başlangıçta hesaplanan çıkış sinyalinin frekans ve gerilim değerleri ölçülmüş ve sinyalin dalga formu incelenmiştir. Çalışmada kullanılan Howland devresinin girişine, 100 Hz frekanslı ve tek fazlı kare dalga sinyali uygulanmıştır. Simülasyon sonuçları, çıkış sinyalinin frekansında bir değişiklik olmadığını aynı zamanda 100 Hz’de sabit kaldığını göstermiştir. Ayrıca, sinyalin dalga formunun, tek fazlı kare dalga olduğu belirlenmiştir. Simülasyonda devre çıkışına 100 ohm’luk bir direnç bağlandığından, çıkış sinyal gerilimi 1V ve çıkış akımı 1 mA olarak gözlemlenmiştir. Devre simülasyonları tamamlandıktan sonra prototip oluşturma aşamasına geçilmiştir. Prototiplenen devre kartı, bir multimetre kullanılarak kısa devre açısından kontrol edilmiştir. Geliştirilmiş devrenin mikrodenetleyicideki kullanılan yazılım ile çıkış sinyalinin frekansı 0 – 100 Hz aralığında ayarlanabilir. 100 Hz’lik bir sinyal elde etmek için sinyalin periyodu, 10 ms ve darbe genişliği 10 μ s olacak şekilde ayarlanmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dekübit ülserleri, dünya genelinde yaygın görülen ciddi bir sağlık sorunu olarak bilinmektedir. Özellikle uzun süre yatağa bağımlı kalan hastalar ve yaşlı bireyler arasında dekübit ülserlerine daha sık rastlanmaktadır. Hareket kısıtlılığı, dolaşım bozuklukları ve diyabet gibi risk faktörleri de dekübit ülserlerinin gelişme olasılığını artırmaktadır. Bu yaraların etkileri oldukça ciddi olup, ağrıya neden olabilmekte, enfeksiyon riskini yükseltmekte ve hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde düşürebilmektedir. Dekübit ülserleri hem bireyler hem de sağlık sistemleri için ciddi bir yük teşkil etmektedir. Bu yaraların yönetimi, iyileşme sürecinde hayati bir rol oynamaktadır.

Bu tez çalışması, dekübit ülserlerinin tedavi sürecini hızlandırmak ve oluşumunu azaltmak amacıyla yenilikçi bir yara örtüsü sistemi geliştirmeyi hedeflemiştir. Çalışma kapsamında kitosan ve gliserol ile kaplanmış spacer kumaşların yanı sıra, elektrostimülasyon cihazı kullanılarak iki farklı tedavi yaklaşımı bir araya getirilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre, aplikasyon işlemlerinden olan daldırma ve emdirme işlemleriyle oluşturulan kumaş örneklerinin applike edilen miktarın, baskı işlemi ile üretilen spacer kumaş örneklerine göre daha etkili olduğu belirlenmiştir. Ayrıca kitosan kaplı spacer kumaşlar, güçlü antimikrobiyal etkileriyle enfeksiyon riskini azaltmakta ve yara iyileşmesini desteklediği belirlenmiştir. Gliserol içerikli kumaşların ise, yüksek aplikasyon miktarı ve bırakılma değerleri sayesinde nem ve eksüda yönetiminde üstün performans sergilediği gözlemlenmiştir. Gliserolün, spacer kumaşların şişme kabiliyetini ve emilim özelliklerini artırarak kumaşa esneklik kazandırdığı, böylece yara bölgesine daha uygun bir ortam sağladığı belirlenmiştir. Geliştirilen elektrostimülasyon sistemi, belirli aralıklarla uygulanan akım darbeleri sayesinde yara iyileşme mekanizmasının aktivasyon enerjisini artırarak, iyileşme sürecini hızlandırabileceğini göstermiştir. Bu yeni sistemin, dekübit ülseri tedavisinde daha etkili ve kapsamlı bir yaklaşım sunarak, hastaların yaşam kalitesini artırması ve sağlık sektörüne önemli katkılar sağlaması beklenmektedir.

Bu alışma, kitosan, gliserol ve elektrostimölasyon kombinasyonunun dekübit ülseri tedavisinde kullanılabilirliğini ortaya koyarak, yara yönetimi alanında yenilikçi çözümler sunmaktadır. Bu bağlamda, geliştirilen sistemin, dekübit ülseri tedavisinde ve yönetiminde kullanılabilir olacak etkili bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır. Yapılan değerlendirmeler, gelecekte bu alanda yapılacak daha kapsamlı çalışmalar için temel oluşturacak ve dekübit ülseri tedavisinde yeni yaklaşımların geliştirilmesine katkı sağlayacaktır. Bu bağlamda, geliştirilen yara örtüsü sisteminin klinik uygulamalarda başarılı sonuçlar vereceği ve sağlık sektöründe önemli bir ilerleme kaydedileceği öngörülmektedir.

7. KAYNAKLAR

Abate, M. T., Ferri, A., Guan, J., Chen, G., Ferreira, J. A., and Nierstrasz, V. "Single-step disperse dyeing and antimicrobial functionalization of polyester fabric with chitosan and derivative in supercritical carbon dioxide." *The Journal of Supercritical Fluids*, 147, 231-240, (2019).

Ahmad, M., Ahmed, S., Swami, B. L., and Ikram, S., "Adsorption of heavy metal ions: role of chitosan and cellulose for water treatment." *Langmuir* 79, 109-155, (2015).

Ahmad, M., Ahmed, S., Swami, B. L., and Ikram, S., "Preparation and characterization of antibacterial thiosemicarbazide chitosan as efficient Cu (II) adsorbent." *Carbohydrate polymers* 132, 164-172, (2015).

Ahmed, S., Ahmad, M., and Ikram, S., "Chitosan: a natural antimicrobial agent-a review." *Journal of Applicable Chemistry* 3.2, 493-503, (2014).

Akbari Sâri, Ali, Flemming, K., Cullum, N. A., Wollina, U., and Cochrane Wounds Group. "Therapeutic ultrasound for pressure ulcers." *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2009.4 (1996).

Altındaş, M., "Cilt hastalıkları ve yara bakımı sempozyumu." *İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi sürekli tıp eğitimi etkinlikleri. İstanbul*, 121-126, (2001).

Anthony, D., Reynolds, T., and Russell, L. "An investigation into the use of serum albumin in pressure sore prediction." *Journal of advanced nursing* 32.2, 359-365, (2000).

Armakan, H. D. M., Spacer fabrics. *Textile and Apparel*, 17(4), 224-231, (2007).

Baldrick, P. "The safety of chitosan as a pharmaceutical excipient." *Regulatory toxicology and pharmacology* 56.3, 290-299, (2010).

Bal-Öztürk, A., Özkahraman, B., Özbaş, Z., Yaşayan, G., Tamahkar, E., and Alarçin, E., "Advancements and future directions in the antibacterial wound dressings—A review." *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 109.5, 703-716, (2021).

Bansal, C., et al., "Decubitus ulcers: a review of the literature." *International journal of dermatology*, 44(10), 805-810, (2005).

Bates, M., "The Future of Wound Care." *IEEE pulse* 11.4, 22-25, (2020).

Berlowitz, Dan R., and Spencer Van B. Wilking., "The short-term outcome of pressure sores." *Journal of the American Geriatrics Society* 38.7, 748-752, (1990).

Bozbaş, G. T., and Gürer, G., "Bası yaralarında güncel tedavi yaklaşımları." *Sakarya Tıp Dergisi* 1.4, 118-125, (2011).

Brett, D., "A review of collagen and collagen-based wound dressings." *Wounds* 20.12 (2008): 347-356, (2008).

Broşürü, K. M. T., "Warp knitted spacer fabrics-their production and applications.", 45-48, (1995).

Brunetti, F., Garay, A., Moreno, J. C., and Pons, J. L. "Enhancing functional electrical stimulation for emerging rehabilitation robotics in the framework of hyper project." *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. IEEE, (2011).

Bugnicourt, L., and Ladavière, C., "Interests of chitosan nanoparticles ionically cross-linked with tripolyphosphate for biomedical applications." *Progress in polymer science* 60, 1-17, (2016).

Campbell, C., and Parish, LC. "The decubitus ulcer: facts and controversies." *Clinics in dermatology* 28.5, 527-532, (2010).

Casimiro, C., García-de-Lorenzo, A., and Usán, L. "Prevalence of decubitus ulcer and associated risk factors in an institutionalized Spanish elderly population." *Nutrition*, 18(5), 408-414, (2002).

Catrysse, M., F. Pirotte, and R. Puers., "The use of electronics in medical textiles." *Smart textiles for medicine and healthcare*, 88-104, (2007).

Chen, H., et al. "An injectable self-healing coordinative hydrogel with antibacterial and angiogenic properties for diabetic skin wound repair." *NPG Asia Materials* 11.1, 3, (2019).

Cherenack K. and Van Peterson L., "Smart textiles: Challenges and opportunities." *Journal of Applied Physics* 112.9, (2012).

Chien, R. C., Yen, M. T., and Mau, J. L., "Antimicrobial and antitumor activities of chitosan from shiitake stipes, compared to commercial chitosan from crab shells." *Carbohydrate polymers* 138 (2016): 259-264, (2016).

Czaja, W., Krystynowicz, A., Bielecki, S., and Brown Jr, R. M., "Microbial cellulose—the natural power to heal wounds." *Biomaterials* 27.2, 145-151, (2006).

Dash, M., Chiellini, F., Ottenbrite, R. M., and Chiellini, E., "Chitosan—A versatile semi-synthetic polymer in biomedical applications." *Progress in polymer science* 36.8, 981-1014, (2011).

Davies, A. and Williams, J. "The use of spacer fabrics for absorbent medical applications." *J Fiber Bioeng Inform*, 1(4), 321-30, (2009).

Dias, T. and Delkumburewatte, G. B., "Analysis of water absorbency into knitted spacer structures." *The Journal of The Textile Institute*, 101(2), 143-153, (2010).

Eyi, G. "Pamuk ve elastan karışımı denim kumaşların borik asit, boraks dekahidrat, nano-sio₂, triazin ve fosfor bikeşimleri varlığında güç tutuşurluk özelliklerinin incelenmesi," (2019).

Ferrero, F. and Periolatto, M. "Glycerol in comparison with ethanol in alcohol-assisted dyeing." *Journal of Cleaner Production*, 33, 127-131, (2012).

Fischer, T. H., Bode, A. P., Demcheva, M., and Vournakis, J. N. "Hemostatic properties of glucosamine-based materials." *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 80.1, 167-174, (2007).

Fu, X., Shen, Y., Jiang, X., Huang, D., and Yan, Y. "Chitosan derivatives with dual-antibacterial functional groups for antimicrobial finishing of cotton fabrics." *Carbohydrate Polymers* 85.1, 221-227, (2011).

Fuchs, H. "3-D automotive textiles-a comparative evaluation." *Proceedings. 42nd Dornbirn Man-Made Fibers Congress.*, (2003).

Goy, R. C., Britto, D. D., and Assis, O. B., "A review of the antimicrobial activity of chitosan." *Polímeros* 19, 241-247, (2009).

Güzeler, Anıl Can, and Hamza Feza Carlak. "Voltage Controlled Current Source design for biomedical applications at the frequency range of 1Hz to 1MHz." *Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO)*. IEEE, (2015).

Hamdan, S., et al. "Nanotechnology-driven therapeutic interventions in wound healing: potential uses and applications." *ACS central science* 3.3, 163-175, (2017).

Heide, M. "Spacer fabrics for medical applications." *Klettenwirk-praxis* 4.98, E15-20, (1998).

Heide, M., "Spacer fabrics: trends." *Kettenwirk-praxis* 1, 45-48, (2001).

Heide, M., and U. Moehring. "3D effects: Pressure relief, microclimate, support." *Kettenwirk Praxis* 1, 20-2, (2003).

Heide, M., Moehring, U., Klobes, U., Piehler, E. and Rotsch, C., "Optimization of compressional resilience in spacer fabrics." *Kettenwirk-praxis* 1, 21-22, (2005).

Hsieh, F. Y., Tseng, T. C., and Hsu, S. H. "Self-healing hydrogel for tissue repair in the central nervous system." *Neural Regeneration Research* 10.12, (2015).

Huang, M., Khor, E., and Lim, L. Y., "Uptake and cytotoxicity of chitosan molecules and nanoparticles: effects of molecular weight and degree of deacetylation." *Pharmaceutical research* 21, 344-353, (2004).

Hui, P. C. L., Wang, W. Y., Kan, C. W., Ng, F. S. F., Wat, E., Zhang, V. X., ... and Leung, P. C. "Microencapsulation of traditional Chinese herbs—PentaHerbs extracts and potential application in healthcare textiles." *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 111, 156-161, (2013).

Hunckler, J., and De Mel, A., "A current affair: electrotherapy in wound healing." *Journal of multidisciplinary healthcare*, 179-194, (2017).

Ishihara, M., et al. "Acceleration of wound contraction and healing with a photocrosslinkable chitosan hydrogel." *Wound repair and regeneration* 9.6, 513-521, (2001).

Janvikul, W., Uppanan, P., Thavornnyutikarn, B., Krewraing, J., and Prateepasen, R. "In vitro comparative hemostatic studies of chitin, chitosan, and their derivatives." *Journal of applied polymer science* 102.1, 445-451, (2006).

Jayakumar, R., Menon, D., Manzoor, K., Nair, S. V., and Tamura, H. "Biomedical applications of chitin and chitosan based nanomaterials—A short review." *Carbohydrate polymers* 82.2, 227-232, (2010).

Jayakumar, R., Prabakaran, M., Kumar, P. S., Nair, S. V., and Tamura, H. J. B. A. "Biomaterials based on chitin and chitosan in wound dressing applications." *Biotechnology advances* 29.3, 322-337, (2011).

Jones, V., Grey, J. E., and Harding, K. G., "Wound dressings." *Bmj* 332.7544, 777-780, (2006).

Karahaliloglu, Z., Kilicay, E., and Denkbaz, E. B., "Antibacterial chitosan/silk sericin 3D porous scaffolds as a wound dressing material." *Artificial cells, nanomedicine, and biotechnology* 45.6, 1172-1185, (2017).

Keong, L. C., and Halim, A. S. "In vitro models in biocompatibility assessment for biomedical-grade chitosan derivatives in wound management." *International journal of molecular sciences* 10.3, 1300-1313, (2009).

Klokkevold, P. R., Fukayama, H., Sung, E. C., and Bertolami, C. N. "The effect of chitosan (poly-N-acetyl glucosamine) on lingual hemostasis in heparinized rabbits." *Journal of oral and maxillofacial surgery* 57.1, 49-52, (1999).

Kloth, L. C., and Feedar, J. A. "Acceleration of wound healing with high voltage, monophasic, pulsed current." *Physical Therapy* 68.4, 503-508, (1988).

Kong, M., Chen, X. G., Xing, K., and Park, H. J., "Antimicrobial properties of chitosan and mode of action: a state of the art review." *International journal of food microbiology* 144.1, 51-63, (2010).

Kumar, M. N. R., "A review of chitin and chitosan applications. " *Reactive and functional polymers*, 46(1), 1-27, (2000).

Kumar, M. R., Muzzarelli, R., Muzzarelli, C., Sashiwa, H., and Domb, A. J., "Chitosan chemistry and pharmaceutical perspectives." *Chemical reviews* 104.12, 6017-6084, (2004).

Lehmann, W., "Elastic, moulded spacer fabrics", *Kettenwirk-praxis*, 3, p. 49-50, (1994).

Li, X., Zhang, H., He, L., Chen, Z., Tan, Z., You, R., and Wang, D., "Flexible nanofibers-reinforced silk fibroin films plasticized by glycerol." *Composites Part B: Engineering*, 152, 305-310, (2018).

Littlejohn, L. F., Devlin, J. J., Kircher, S. S., Lueken, R., Melia, M. R., and Johnson, A. S. "Comparison of Celox-A, ChitoFlex, WoundStat, and combat gauze hemostatic agents versus standard gauze dressing in control of hemorrhage in a swine model of penetrating trauma." *Academic Emergency Medicine* 18.4, 340-350, (2011).

Lu, S., Wang, X., Lu, Q., Zhang, X., Kluge, J. A., Uppal, N., ... and Kaplan, D. L., "Insoluble and flexible silk films containing glycerol." *Biomacromolecules*, 11(1), 143-150, (2010).

Mehmood, S., Akhtar, N., Arshad, M., Azhar, U., Ullah, S., Waris, T. S., ... and Yar, M. "A novel methodology for stabilization of silver nanoparticles on cotton, nylon and cotton/nylon fabrics using chitosan and triethyl orthoformate for enhanced and elongated antibacterial performance." *International Journal of Biological Macromolecules*, 267, 129256, (2024).

Mester, E., et al. "Effect of laser rays on wound healing." *The American Journal of Surgery* 122.4, 532-535, (1971).

Miguel, S. P., Figueira, D. R., Simões, D., Ribeiro, M. P., Coutinho, P., Ferreira, P., and Correia, I. J., "Electrospun polymeric nanofibres as wound dressings: A review." *Colloids and surfaces B: Biointerfaces* 169, 60-71, (2018).

Milne, S. D., et al. "A wearable wound moisture sensor as an indicator for wound dressing change: an observational study of wound moisture and status." *International wound journal* 13.6, 1309-1314, (2016).

Mizuno, K., et al. "Effect of chitosan film containing basic fibroblast growth factor on wound healing in genetically diabetic mice." *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian*

Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials 64.1, 177-181, (2003).

Moore, Z., and Cowman, S. "Pressure ulcer prevalence and prevention practices in care of the older person in the Republic of Ireland. " *Journal of Clinical Nursing*, 21(3-4), 362-371, (2012).

Mostafalu, P., et al. "Smart flexible wound dressing with wireless drug delivery." *IEEE biomedical circuits and systems conference (BioCAS)*, (2015).

Mottaghi, S., and Hofmann, U. G."Dynamically adjusted, scalable electrical stimulator for excitable tissue." *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*. IEEE, (2015).

Ngo, D. H., and Kim, S. K., "Antioxidant effects of chitin, chitosan, and their derivatives." *Advances in food and nutrition research* 73, 15-31, (2014).

Nudelman, R., et al. "Jellyfish-based smart wound dressing devices containing in situ synthesized antibacterial nanoparticles." *Advanced Functional Materials* 29.38, 1902783, (2019).

Ochoa, M., et al. "Integrated sensing and delivery of oxygen for next-generation smart wound dressings." *Microsystems & nanoengineering* 6.1, 46, (2020).

Okamoto, Y., Yano, R., Miyatake, K., Tomohiro, I., Shigemasa, Y., and Minami, S., "Effects of chitin and chitosan on blood coagulation." *Carbohydrate Polymers* 53.3, 337-342, (2003).

Onal, L., and Yildirim, M., "Comfort properties of functional three-dimensional knitted spacer fabrics for home-textile applications." *Textile Research Journal*, 82(17), 1751-1764, (2012).

Onigbinde, Ayodele Teslim, et al. "Effect of Ultraviolet radiation (Type B) on decubitus ulcers." (2010).

Ovington, L. G., "Dressings and adjunctive therapies: AHCPR guidelines revisited." *Ostomy/Wound Management* 45.1A Suppl, 94S-106S, (1999).

Özyazgan, V., and Savaş, B. "Deniz Taşıtları İç Mekânlarına Özel Spacer (3d Sandwich) Döşemelik Kumaş Tasarımı." *İstanbul Aydın Üniversitesi Dergisi* 8.31, 43-72, (2016).

Parish, L. C., and Witkowski, J. A. "Controversies about the decubitus ulcer." *Dermatologic clinics* 22.1, 87-91, (2004).

Park, P. J., Je, J. Y., and Kim, S. K., "Free radical scavenging activity of chitooligosaccharides by electron spin resonance spectrometry." *Journal of agricultural and food chemistry* 51.16, 4624-4627, (2003).

Peters, E. J., Lavery, L. A., Armstrong, D. G., and Fleischli, J. G. "Electric stimulation as an adjunct to heal diabetic foot ulcers: a randomized clinical trial." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 82.6, 721-725, (2001).

Prashanth, K. H., and Tharanathan, R. N. "Chitin/chitosan: modifications and their unlimited application potential—an overview." *Trends in food science and technology* 18.3, 117-131, (2007).

Price, R. D., Myers, S., Leigh, I. M., and Navsaria, H. A., "The role of hyaluronic acid in wound healing: assessment of clinical evidence." *American journal of clinical dermatology* 6, 393-402, (2005).

Rathinamoorthy, R., Kiruba, T., Elango, R., and Boopathi, P. "Optimization of Glycerol Treatment for Improved Flexibility of Dried Bacterial Cellulose Nonwoven Fabric." *Journal of Natural Fibers*, 19(14), 8119–8134, (2021).

Reger, S. I., Hyodo, A., Negami, S., Kambic, H. E., and Sahgal, V. "Experimental wound healing with electrical stimulation." *Artificial organs* 23.5, 460-462, (1999).

Rehm, B. H., "Bacterial polymers: biosynthesis, modifications and applications." *Nature Reviews Microbiology* 8.8, 578-592, (2010).

Remoué, N., Bonod, C., Fromy, B., and Sigaud-Roussel, D., "Animal models in chronic wound healing research: for innovations and emerging technologies in wound care." *Innovations and emerging technologies in wound care*, 197-224, (2020).

Ribeiro, A. M., and Flores-Sahagun, T. H. "Application of stimulus-sensitive polymers in wound healing formulation." *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials* 69.15, 979-989, (2020).

Ristić, T., Zabret, A., Zemljič, L. F., and Peršin, Z. "Chitosan nanoparticles as a potential drug delivery system attached to viscose cellulose fibers." *Cellulose*, 24, 739-753, (2017).

Rivero, G., Meuter, M., Pepe, A., Guevara, M. G., Boccaccini, A. R., and Abraham, G. A., "Nanofibrous membranes as smart wound dressings that release antibiotics when an injury is infected." *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects* 587, 124313, (2020).

Roye, A., and J. Stueve. "Gries Th., "Definition for the differentiation of 2D- and 3D-textiles–Part 1: production in one-step-processes". " *Technical Textiles* 48, 15-18, (2005).

Schmidt, M. M., Dornelles, R. C. P., Mello, R. O., Kubota, E. H., Mazutti, M. A., Kempka, A. P., and Demiate, I. M., "Collagen extraction process." *International Food Research Journal* 23.3 (2016): 913, (2016).

Schultz, H. B., Vasani, R. B., Holmes, A. M., Roberts, M. S., and Voelcker, N. H., "Stimulus-responsive antibiotic releasing systems for the treatment of wound infections." *ACS Applied Bio Materials* 2.2, 704-716, (2019).

Schwarz, A., Van Langenhove, L., Guernonprez, P., and Deguillemont, D., "A roadmap on smart textiles." *Textile progress* 42.2, 99-180, (2010).

Sezer, A. D., and Cevher, E., "Biopolymers as wound healing materials: challenges and new strategies." *Biomaterials applications for nanomedicine*, 383-414, (2011).

Shahin, E. S., Dassen, T., and Halfens, R. J. "Pressure ulcer prevalence and incidence in intensive care patients: a literature review. " *Nursing in critical care*, 13(2), 71-79, (2008).

Shea JD. "Pressure Sores Classification and Management." *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007) 112, 89-100, (1975).

Shi, C., et al. "Selection of appropriate wound dressing for various wounds." *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 8, 182, (2020).

Sivrioğlu, K., and Özcan O. Basınç Yaraları. "Oğuz H, Dursun E, Dursun N editörler." *Tıbbi Rehabilitasyon. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri* 711-22, (2004).

Skotak, M., Ragusa, J., Gonzalez, D., and Subramanian, A., "Improved cellular infiltration into nanofibrous electrospun cross-linked gelatin scaffolds templated with micrometer-sized polyethylene glycol fibers." *Biomedical materials* 6.5, 055012, (2011).

Smith, A. M., Moxon, S., and Morris, G. A., "Biopolymers as wound healing materials." *Wound healing biomaterials. Woodhead Publishing*, 261-287, (2016).

Souza, D. C. D., Gaiotto, M. D. C., Nogueira, G. N., Castro, M. C. F. D., and Nohama, P. "Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems." *Research on Biomedical Engineering*, 33, 144-155, (2017).

Sulaeva, I., Henniges, U., Rosenau, T., and Potthast, A., "Bacterial cellulose as a material for wound treatment: Properties and modifications. A review." *Biotechnology advances* 33.8, 1547-1571, (2015).

Sweeney, I. R., Miraftab, M., and Collyer, G., "A critical review of modern and emerging absorbent dressings used to treat exuding wounds". *International Wound Journal*, 9(6), 601-612, (2012).

Thomas, S. "Alginate dressings in surgery and wound management—Part 1." *Journal of wound care* 9.2, 56-60, (2000).

Tokoro, A., Takewaki, N., Suzuki, K. O., Mikami, T., Suzuki, S., and Suzuki, M., "Growth-inhibitory effect of hexa-N-acetylchitohexanase and chitohexanase against Meth-A solid tumor." *Chemical and Pharmaceutical Bulletin* 36.2, 784-790, (1988).

Tong, S. F., Yip, J., Yick, K. L., and Yuen, C. W. M. "Exploring use of warp-knitted spacer fabric as a substitute for the absorbent layer for advanced wound dressing." *Textile Research Journal*, 85(12), 1258-1268, (2015).

Tosun, Z. K., and Bölüktaş, R. P. "Yoğun bakım ünitelerindeki yaşlı hastalarda bası yarası prevalansı ve etkileyen faktörler." *Yoğun Bakım Hemşireliği Dergisi*, 19(2), 43-53, (2015).

Tucker, A. S., Fox, R. M., and Sadleir, R. J., "Biocompatible, high precision, wideband, improved Howland current source with Lead-Lag compensation." *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 7(1), 63–70, (2013).

Van Langenhove, Lieva, ed. "Smart textiles for medicine and healthcare: materials, systems and applications." *Elsevier*, (2007).

Van M., Rob J., Meijer, J. H. and Ribbe, M. W., "The relationship between pressure ulcers and skin blood flow response after a local cold provocation." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 83.1, 40-43, (2002).

Wainapel, S. F. "Electrotherapy for acceleration of wound healing: low intensity direct current." *Arch Phys Med Rehabil* 1985 66, 443-6, (1985).

Witkowski, J. A. and Parish, L. C. "Histopathology of the decubitus ulcer." *Journal of the American Academy of Dermatology* 6.6, 1014-1021, (1982).

Xu, J., McCarthy, S. P., Gross, R. A., and Kaplan, D. L., "Chitosan film acylation and effects on biodegradability." *Macromolecules* 29.10, 3436-3440, (1996).

Yamamoto, H., Kuno, Y., Sugimoto, S., Takeuchi, H., and Kawashima, Y., "Surface-modified PLGA nanosphere with chitosan improved pulmonary

delivery of calcitonin by mucoadhesion and opening of the intercellular tight junctions." *Journal of controlled Release* 102.2, 373-381, (2005).

Yang, Y. and Hu, H., "Application of superabsorbent spacer fabrics as exuding wound dressing." *Polymers*, 10(2), 210, (2018).

Yardımcı, R., Njjar, M. S., & Koluman, A. "Smart Bandage System: A Combination of Chitosan, Nanoparticles and Electric Stimulation." *Research Journal of Biomedical and Biotechnology* 2.1, 29-37. (2021).

Yarkony, Gary M. "Pressure ulcers: a review." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 75.8, 908-917, (1994).

Younes, I., and Rinaudo, M., "Chitin and chitosan preparation from marine sources. Structure, properties and applications." *Marine drugs* 13.3, 1133-1174, (2015).

Yu, S., Ma, P., Cong, H., and Jiang, G. "Preparation and performances of warp-knitted hernia repair mesh fabricated with chitosan fiber." *Polymers*, 11(4), 595, (2019).

EKLER

8. EKLER

EK A

```
#include <Wire.h>

#include <Adafruit_MCP4725.h>

Adafruit_MCP4725 dac;

void setup() {

    dac.begin(0x60);

    Wire.begin();

}

void loop() {

    int i = 4095;

    dac.setVoltage(i, false); // Darbe genliği 5 v olacak Şekilde ayarla

    delayMicroseconds(10); // Darbe genişliği 10 us olacak Şekilde ayarla

    dac.setVoltage(0, false);

    delayMicroseconds(9990);

}
```