



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN
ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ELEKTROSPİN CİHAZI İLE
NANOMALZEME KULLANARAK X
IŞINLARINDAN KORUMA MALZEMESİ
ÜRETİMİ

Fatih CACIK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

11-2022
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Fatih CACIK tarafından hazırlanan “ELEKTROSPİN CİHAZI İLE NANOMALZEME KULLANARAK X IŞINLARINDAN KORUMA MALZEMESİ ÜRETİMİ” adlı tez çalışması .../.../... tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

| Jüri Üyeleri | İmza |
|---|-------|
| Başkan Prof. Dr. Ahmet AVCI | |
| Danışman Prof. Dr. Ahmet AVCI | |
| Üye Doç Dr. Meltem DEMİREL KARS | |
| Üye Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Turan DEMİRCİ | |

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun/.../20.. gün ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. S. Savaş DURDURAN
FBE Müdürü

Bu tez çalışması Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından 211319010 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

İmza

Fatih CACIK

1.11.2022

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROSPİN CİHAZI İLE NANOMALZEME KULLANARAK X İŞINLARINDAN KORUMA MALZEMESİ ÜRETİMİ

Fatih CACIK

**Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Ahmet AVCI
2. Danışman Dr. Öğr. Üyesi Hasan ULUS
2022, 59 Sayfa**

**Jüri
Prof. Dr. Ahmet AVCI
Doç Dr. Meltem DEMİREL KARS
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Turan DEMİRCİ**

İyonlaştırıcı radyasyon içeren tanı cihazlarının temelini x ışını oluşturur. X ışını kullanan tanı yöntemlerinin avantajları dezavantajlarından fazla olduğu için kullanılmaya devam edilmektedir. Ama tıpta bu cihazları kullanan sağlık çalışanları, sürekli x ışınına maruz kalmaktadır. Ayrıca tanısız tedavide uygulamayı yapan sağlık çalışanlarının ve hastanın x ışınlarından korunmaları gerekmektedir. Sağlık çalışanlarını radyolojik anlamda korumak için uluslararası komite tarafından güvenli doz limitleri dikkate alınmaktadır. Sağlık çalışanlarının belirlenen doz limitlerine uyması ve sağlıklarını koruması için kurşun önlükler kullanılmaktadır. Ama kurşun elementinin insan sağlığı ve geri dönüşümden kaynaklı çevresel kirliliğe yol açmasından dolayı kullanımı 2003 yılında Avrupa’da “Tehlikeli Maddelerin Kısıtlanması Direktifi (Restriction of Hazardous Substances Directive “RoHS”)", 2008 de Türkiye’de “Elektrikli ve Elektronik Eşyalarda Bazı Zararlı Maddelerin Kullanımının Sınırlanmasına Dair Yönetmelik (EEE)” ile kısıtlanmıştır. Bu kısıtlamalara ve toksik malzeme olmasına rağmen x ışınına soğurmadaki başarısından dolayı kurşun elementini hala tıpta koruyucu malzeme olarak kullanılmaktadır. Ama son yıllarda kurşunun hem toksik malzeme oluşu hem de kullanıcısı açısından ağır ve kullanışsız oluşundan dolayı bilim adamlarını kurşun içermeyen farklı koruyucu malzeme üretimi üzerinde çalışmaya sevk etmiştir. Bu konu üzerine ülkemizde çok fazla çalışma bulunmamasına rağmen diğer ülkelerde yapılan birçok araştırma ve yöntem bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasında Gd_2O_3 , Bi_2O_3 ve değişik yüzdelerde PbO katkılı Naylon 6-6 nanofiberlerden oluşan kompozitlerin X soğuruculuğu araştırılmıştır. Numunelere 200 mA, 100mSec ve 20 mAs değerlerini sabit tutarak 40 kV, 60kV, 80 kV ve 100 kV doz değerlerinde 100 cm mesafeden ölçümler yapılmıştır.

Yapılan ölçüler sonucunda: tek katmanlı ağırlıkça %10 PbO katkılı kompozit en iyi zayıflatma katsayısına ulaşmıştır. PbO miktarı arttıkça lineer zayıflatma sayısında artış gözlenmemiştir. Bunun sebebi PbO yüzdesi arttıkça fiber matın içerisinde boncuksu yapı miktarı gözlenmiştir. Bu sebepten dolayı gözeneklilik artmıştır. %25 Bi_2O_3 kompozit saf Naylon 6-6 kompozite göre daha iyi bir lineer zayıflatma katsayısına ulaşsa da %10 PbO kompozit kadar iyi seviyeye ulaşamamıştır. Ağırlıkça %25 Gd_2O_3 katkılı kompozit ağırlıkça %25 Bi_2O_3 katkılı kompozite göre daha iyi sonuç verse de ağırlıkça %10 PbO katkılı kompozite göre düşük seviyelerde lineer zayıflatma katsayısına sahip olmuştur.

Birden fazla kompozitlerin üst üste konması ile oluşturulan yeni kombinasyonların hiçbiri yapıştırma yapılmadan sadece üst üste konularak X ışını testleri yapıldığı için tek katmanlı ağırlıkça % 10 PbO katkılı kompozit seviyesinde lineer zayıflatma katsayısına ulaşamamıştır.

Anahtar Kelimeler: Kurşun önlük, radyasyondan korunma, X-ışını, nanofiber, nanoparçacık.

ABSTRACT

MS THESIS

PRODUCTION OF X RAYS PROTECTION METARIALS USİNG NANOMATERIAL WITH ELECTROSPUN DEVİCE

Fatih CACIK

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE IN BIOMEDICAL
ENGINEERING**

**Advisor: Prof. Dr. Ahmet AVCI
2. Advisor: Dr. Öğr. Üyesi Hasan ULUS**

2022, 59 Pages

**Jury
Prof. Dr. Ahmet AVCI
Doç Dr. Meltem DEMİREL KARS
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Turan DEMİRCİ**

X-rays are the basis of diagnostic devices containing ionizing radiation. X-ray diagnostic methods continue to be used because the advantages outweigh the disadvantages. But healthcare workers using these devices in medicine are constantly exposed to x-rays. In addition, healthcare professionals and patients who perform diagnostic treatment should be protected from x-rays. Safe dose limits are taken into consideration by the international committee in order to protect healthcare workers radiologically. Lead aprons are used for this. However, the use of lead element due to the environmental pollution caused by human health and recycling, "Restriction of Hazardous Substances Directive (RoHS)" in Europe in 2003, and in 2008 in Turkey the "Restriction of Some Hazardous Substances in Electrical and Electronic Equipment". Regulation on the Restriction of Use (EEE). Despite these limitations and being a toxic material, lead is still used as a protective material in medicine due to its success in absorbing x-rays. However, in recent years, due to the fact that lead is both a toxic material and heavy and useless for the user, it has prompted scientists to work on the production of different lead-free protective materials. Although there are not many studies on this subject in our country, there are many researches and methods made by other countries.

In this thesis, the X-absorption of composites consisting of nanofibers with Gd_2O_3 , Bi_2O_3 and different percentages of PbO was investigated. By keeping the values of 200 mA, 100mSec and 20 mAs constant, measurements were made on the samples from a distance of 100 cm at dose values of 40 kV, 60 kV, 80 kV and 100 kV.

As a result of the measurements: the single layer 10% PbO by weight added composite reached the best attenuation coefficient. As the amount of PbO increased, no increase in the number of linear attenuation was observed. This is because as the percentage of PbO increased, the amount of bead-like structure was observed in the fiber mat. For this reason, the porosity has increased. Although 25% Bi_2O_3 composite achieved a better linear attenuation coefficient than pure Nylon 6-6 composite, it could not reach a good level as 10% PbO composite. Although 25% Gd_2O_3 composite gave better results than %25 Bi_2O_3 composite, it had lower levels of linear attenuation coefficient compared to PbO composite.

None of the new combinations created by placing more than one composite on top of each other, could not reach the linear attenuation coefficient at the level of single-layer 10% Pb composite, as X-ray tests were performed only by placing them on top of each other.

Keywords: Lead apron, radiation protection, X rays, nanofiber, nanoparticle.



ÖNSÖZ

Yüksek lisans hayatım boyunca benden bilgilerini ve tecrübelerini esirgemeyen, bu tez çalışmasını gerçekleştirirken zorlandığım her aşamada bana bir el uzatan ve çıkar yol gösteren gerek akademik gerekse sosyal hayatı ile kendime örnek aldığım danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ahmet AVCI ya tüm içtenliğimle teşekkür ediyorum.

Yüksel lisans eğitimimde bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım diğer bir akademisyen olan, gerektiğinde hocam gerektiğinde ağabeyim olan, zorlandığım noktalarda desteğini esirgemeyen 2. Danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hasan ULUS hocama canı gönülden teşekkür ediyorum.

X ışını testleri ile ilgili çalışmalarda yardımlarını esirgemeyen, gerekli desteği bize her an sağlayan Meram Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümünde Prof. Dr. Serdar KARAKÖSE ye yardımları için çok teşekkür ediyorum.

Üretilen malzemelerin X ışını testleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde Sayın Prof. Dr. Haluk YÜCEL hocamın izniyle Araştırma Görevlisi İbrahim DEMİREL yardımları ile yapılmıştır. Sayın Prof. Dr. Haluk YÜCEL hocama ve Araştırma Görevlisi İbrahim DEMİREL hocama yardımlarından dolayı çok teşekkür ediyorum.

Necmettin Erbakan Üniversitesi Yüksek Lisan eğitimim boyunca benden desteğini esirgemeyen Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı hocalarıma teşekkür ediyorum.

Laboratuvar çalışmalarında bize destek olan Araştırma Görevlimiz Cansu GÜNEŞ hocama ve bölüm arkadaşlarım Edanur KORKMAZ, Çisem GİLİK, Ahsen ÖKTÖMER ve Mustafa Mert KURDİŞ e teşekkür ediyorum.

Bu tez çalışmasının yürütülmesinde Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinatörlüğüne vermiş oldukları finansal kaynaktan dolayı teşekkür ediyorum.

Çalışmamızın yürütülmesi aşmasında gereken analiz ve testlerin yapılmasında yardımcı olan Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma Merkezine (BİTAM) de ayrıca teşekkür ediyorum.

Beni bu günlere getiren ve arkamda beni her zaman destekleyen annem Mürüvvet CACIK ve babam Ahmet Duran CACIK a sonsuz teşekkür ediyorum ve son olarak manevi anlamda benden desteklerini esirgemeyen arkadaşlarıma teşekkür ediyorum.

Fatih CACIK
KONYA-2022

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-------------|
| ÖZET | iv |
| ABSTRACT..... | v |
| ÖNSÖZ | vii |
| İÇİNDEKİLER | viii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR..... | x |
| 1. GİRİŞ..... | 1 |
| 1.1. X IŞINI TARİHÇESİ VE KEŞFİ | 1 |
| 1.1.1. X IŞINLARININ OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ..... | 1 |
| 1.1.2. X IŞINLARININ KULLANIM ALANLARI | 4 |
| 1.1.3. X IŞINLARININ MEDİKAL GÖRÜNTÜ CİHAZLARINDA KULLANIMI | 4 |
| 1.2. X IŞINLARININ CANLI ÜZERİNE ETKİLERİ | 5 |
| 1.2.1. X IŞINLARININ SOMATİK ETKİLERİ..... | 6 |
| 1.2.2. ERKEN ETKİLER..... | 6 |
| 1.2.3. GEÇ ETKİLER..... | 6 |
| 1.2.4. X IŞINLARININ GENETİK ETKİLERİ | 7 |
| 1.3. TIPTA X IŞININDAN KORUNMA | 9 |
| 1.3.1. PERSONEL VE HASTANIN KORUNMASI | 11 |
| 1.3.2. KURŞUN ÖNLÜK KULLANIMININ DEZAVANTAJLARI | 11 |
| 1.4. NANOMALZEMELER..... | 11 |
| 1.4.1. NANOFİBER LİFLER | 13 |
| 1.4.2. NANOFİBER ÜRETİM YÖNTEMLERİ..... | 14 |
| 1.4.3. ELEKTROSPİN CİHAZI VE NANOFİBER LİF ÜRETİMİ..... | 20 |
| 2. LİTERATÜRDEKİ BENZER ÇALIŞMALAR | 24 |
| 2.1 X IŞININDAN KORUMA AMAÇLI ALINAN BAZI PATENTLER..... | 24 |
| 2.2 X IŞININDAN KORUNMA AMAÇLI YAPILAN BAZI ÇALIŞMALAR | 25 |
| 3. MATERYAL VE YÖNTEM..... | 33 |
| 3.1. Ark-Deşarj Yöntemi ile Kurşun Oksit Nanopartikül Üretimi | 33 |
| 3.2. Elektrospin Yöntemi ile Nanopartikül Katkılı Naylon 6-6 Nanofiber Üretimi ... | 35 |
| 3.2.1. Kullanılan Cihazlar ve Malzemeler | 36 |
| 3.2.2. Çözeltilerin Hazırlanması..... | 37 |
| 3.2.3. Saf Naylon 6-6 Nanofiber Üretimi | 37 |
| 3.2.4. Nanofiberlerden Katmanlı Kompozit Üretilmesi | 38 |
| 3.3. Karakterizasyon Analizleri..... | 40 |
| 3.3.1. FTIR Analizi..... | 40 |
| 3.3.2. SEM Analizi | 40 |

| | |
|--|-----------|
| 3.3.3. TGA Analizi | 41 |
| 3.3.4. XRD Analizi | 41 |
| 3.3.5. Mekanik Dayanım Analizi | 41 |
| 3.4. X Işını Absorbsiyon Testleri | 42 |
| 4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA | 42 |
| 4.1. Nanofiberlerin Karakterizasyon Analizleri Sonuçları | 42 |
| 4.1.1. SEM Analiz Sonuçları..... | 42 |
| 4.1.2. FTIR Analiz Sonuçları | 43 |
| 4.1.3. TGA Analiz Sonuçları..... | 44 |
| 4.1.4. Mekanik Dayanım Analiz Sonuçları..... | 46 |
| 4.2. X Işını Testlerinin Sonuçları | 49 |
| 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER | 56 |
| 5.1 Sonuçlar | 56 |
| 5.2 Öneriler | 58 |
| 6. KAYNAKLAR..... | 59 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

| | |
|------------------------------------|--|
| Ağ | Ağırlıkça |
| BaTiO₃ | Baryum Titanat |
| BaSO₄ | Baryum Sülfat |
| Bi | Bizmut |
| °C | Santigrat derece |
| Bi₂O₃ | Bizmut Oksit |
| Gr | Gram |
| Gd₂O₃ | Gadolinium Oksit |
| keOV | Kiloelektronvolt |
| kV | Kilovolt |
| kVp | Kilo voltaj pik |
| μ | Mü(Lineer zayıflatma katsayısı) |
| mAs | Mili amper saniye |
| ml | Mililitre |
| mGy | Mikro Gray |
| mSec | Milisecond |
| mSv | MiliSievert |
| m/s | Metre/saniye |
| mm | Milimetre |
| mmPb | Milimetre kurşun |
| nm | Nanometre |
| PbO | Kurşun Oksit |
| Rem | Rontgen equivalent man (Radyolojide doz birimi) |
| Rpm | Revolutions per minute (Dakikadaki devir sayısı) |
| WO₃ | Tungsten oksit |

Kısaltmalar

| | |
|--------------|--|
| ALARA | As Low As Reasonable Achievable |
| BİTAM | Bilimsel ve Teknolojik Araştırma ve Uygulama Merkezi |
| CHL | Kloroform |
| DSC | Diferansiyel Taramalı Kalorimetri |
| FA | Formik Asit |
| FT-IR | Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi |
| PLA | Polilaktik Asit |
| PVA | Polivinilalkol |
| PVC | Polivinilklorür |
| PDMS | Polidimetilsiloksan |
| SEM | Sıralı Elektron Mikroskobu |
| TGA | Termogravimetrik Analiz |
| TAEK | Türkiye Atom Enerjisi Kurumu |

1. GİRİŞ

1.1. X IŞINI TARİHÇESİ VE KEŞFİ

Hastalıkların tanı ve tedavisinde oldukça sık kullanılan x ışınları 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Röntgen, katot ışınları ile yaptığı deneyde maddeye nüfuz edebilen ve daha sora görüntü oluşturulabilen x ışınını keşfetti (Kayhan, 2003). X ışının oluşturduğu fotoğraf iz düşümünü keşfeden Röntgen, ilk olarak eşi Anna Bertha Ludwig 'in el röntgenini çekmiştir. Böylece tarihçe çekilen ilk röntgen filmi Wilhelm Conrad Röntgen 'in eşi Anna Bertha Ludwig 'e aittir (Şekil1.1).



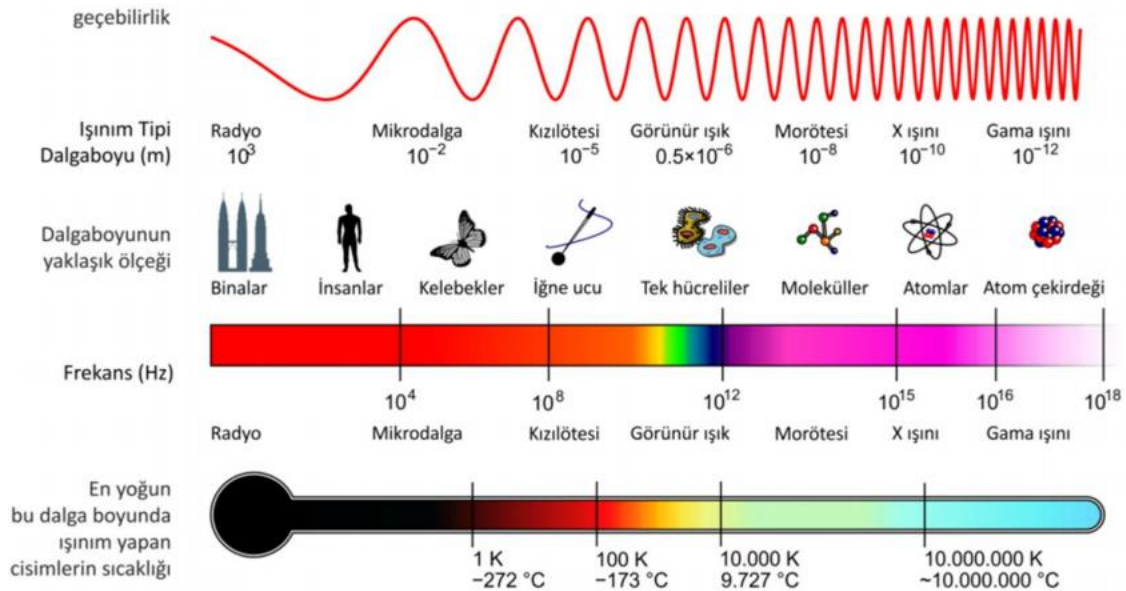
Şekil 1.1. Anna Bertha Ludwig 'in çekilmiş el röntgeni (BioScience & 2019)

Wilhelm Conrad Röntgen 1896 yılında düzenlediği konferans ile X ışınları keşfini tüm dünyaya duyurmuştur. Röntgenden 1 yıl sonra 1895 da Pierre ve Maria Curie tarafından Radyumu bulması, yine aynı yıl (1896) A. Henri Becquerel tarafından uranyumun radyoaktif bir element olduğunu keşfetmesi ve 1919 yılında Rutherford tarafından yapay radyoaktif kaynakların bulunması x ışınları ve radyoaktivitenin keşfi için önemli dönüm noktalarıdır. Maria Curie'nin yapacağı önemli bir deneyden 3 gün önce asistanına verdiği radyum elementini iyi saklamasını istemesi üzerine asistanı, radyumu gömleğinin göğüs cebinde 3 gün boyunca taşır. 3 gün sonunda asistanın göğsünde oluşan yaraların sebebi araştırıldığında radyumun zararlı bir element olduğu da anlaşılır (Demir ve ark., 2008).

1.1.1. X IŞINLARININ OLUŞUMU VE ÖZELLİKLERİ

X ışınları, dalga boyları kısa ve frekansları oldukça yüksektir. X ışınlarının frekansı görünür bölge ışınlarından yaklaşık 1000 kat daha yüksek frekansa sahiptir. Yüksek frekansa sahip olması ışına, karşısındaki maddeye nüfuz etme yeteneği sağlıyor. X ışınları hem tanecik hem de dalga özelliği göstermesinden dolayı çift karakterlidir.

Radyasyona tahribatına maruz kalan hücrede, sıcaklık artışı, fotoelektrik iyonlaşma, hücre genetiğinde değişim veya hücre ölümü gerçekleşebilir (Kayhan, 2003). Şekil 1.2’de farklı dalgalınlara sahip çeşitli elektromanyetik dalgaların spektrumu verilmiştir.



Şekil 1.2. Elektromanyetik Spektrum (BioScience & 2019)

X ışınları iki farklı şekilde oluşabilmektedir. Bunlardan birincisi, atomların doğada herhangi bir uyaran sonucu atomdaki elektronların yer değiştirmesi sonucu atomun ışınım yapmasıyla oluşur. Bunlara ' Karakteristik X Işınları ' denir. İkincisi ise, yapay ortamlarda atomlardan koparılacak elde edilen elektronların, karşıda duran plakaya düşürülüp durdurulması sonucu atomda meydana gelen ışınım. Bunlara da "Frenleme (Bremsstrahlung) tipi X-Işınları" denir (Kayhan, 2003).

1.1.1.1. KARAKTERİSTİK X IŞINLARI

Bu x ışınları, atomların elektronlarının farklı yörüngelerde bulunmasından kaynaklanmaktadır. Atomun bir elektronu herhangi bir uyaran ile yeterli seviyede uyarılırsa elektron bir üst seviyeye geçer. Uyarılma bittikten sonra elektron tekrar kendi yörüngesine geçip kararlı yapıya dönme eğilimindedir. Aldığı enerji ile üst yörüngeye geçen elektron tekrar eski yörüngesine geçerken aldığı enerjiyi ışınım yaparak geri bırakır. Bu ışınım her atom için farklıdır ve atomun özelliklerini taşır yani

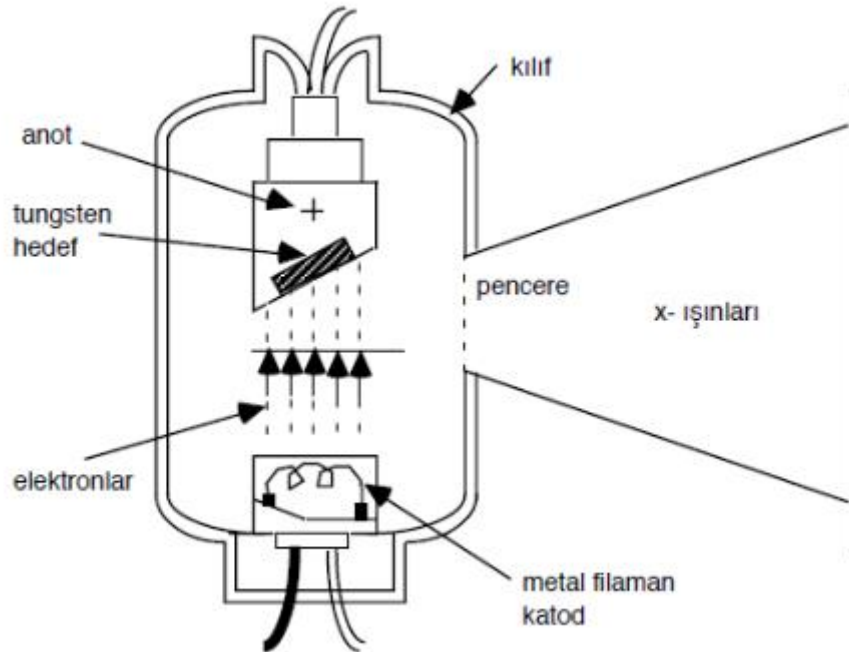
karakteristiktir. Bu tarz ışımlar sonucu oluşan x ışınlarına “Karakteristik X Işınları” denir (Kayhan, 2003).

1.1.1.2.FRENLEME (BREMSSTRAHLUNG) TİPİ X IŞINLARI

Hazırlanan yapay ortamda elde edilen elektronlar hızlandırılarak hedefte bulunan maddenin atomlarına çarpıtılarak durdurulması sonucu x ışını elde edilmesidir. Hızlandırılmış olarak gönderilen elektronlar karşılaştıkları atomun elektronu ile çarpıştığında enerjisini karşısındaki elektrona aktarır ve bu aktarma sonucu bir ışımaya meydana gelir. Ortaya çıkan bu ışımaya “Frenleme (Bremsstrahlung) Tipi X-Işınları” denir. Bu mantıkla x ışını cihazlarında kullanılan x ışını tüpü geliştirilmiştir (Kayhan, 2003).

1.1.1.3.X IŞINI TÜPÜ

X ışını üretim teknikleri arasında en çok frenleme tipi x ışınları kullanılmaktadır. Frenleme tipi x ışınlarını üretebilmek için gerekli olan mekanizmaya 'X Işını Tüpü' denir. Şekil 1.3'te bir x ışını tüpünü şematik gösterimi sunulmuştur.



Şekil 1.3. X Işını tüpü ve iç elemanları (Arslan, 2016).

Katot ve anot uçları arasında katot uçtan koparılan elektronlar, akımın etkisiyle havası alınmış tüpün içinde hızlanarak anot uçta bulunan malzemeye çarparak durdurulur. Bu durma işlemi esnasında çıkan x ışınlar pencere denilen yarıktan geçerek hedefte bulunan malzemeye ulaşır. Katot için genellikle tungsten filamanlar, anot için ise tungstenden elde edilmiş bir hedef malzeme bulunur. Anotta bulunan malzeme açılı olarak yerleştirilir. Böylece elde edilen x ışını hedefe yönlendirilir.

1.1.2. X IŞINLARININ KULLANIM ALANLARI

X ışınları keşfinden bu yana çeşitli alanlarda ve farklı amaçlarda kullanılmıştır. Ama en çok kullanım alanı tıp sektöründe tanı ve tedavi amaçlı olmuştur. Kullanım alanlarından birkaçı şunlardır (Üstündağ ve ark., 2010).

- Tıpta iç organların vb. görüntülenmesinde tanı ve kanserli doku ve organların tedavisinde kullanılmaktadır.
- Maddenin kristal yapısı hakkında bilgi almak amacıyla kullanılır. Karmaşık moleküllü yapıların aydınlatılması içindir ve x ışını difraksiyon (kırınım) özelliğinden yararlanılmaktadır.
- Üretilen malzemenin mükemmelliğinin tespiti veya ele alınan nesnenin iç yapısının görüntülenmesi için kullanılır. Ürünün içeriğinde yabancı madde, hava boşluğu vs. gibi yapıların olup olmadığı bakılır.
- Kimyada ele alınan örnek içindeki eser miktardaki yapıların tayininde kullanılır.
- Fizikte yeni bir elementin keşfedilmesi ve özelliklerinin belirlenmesi için kullanılır.
- Bir malzemenin kaplanmasında, kaplama yapıldıktan kalınlığının belirlenmesi için kullanılır.

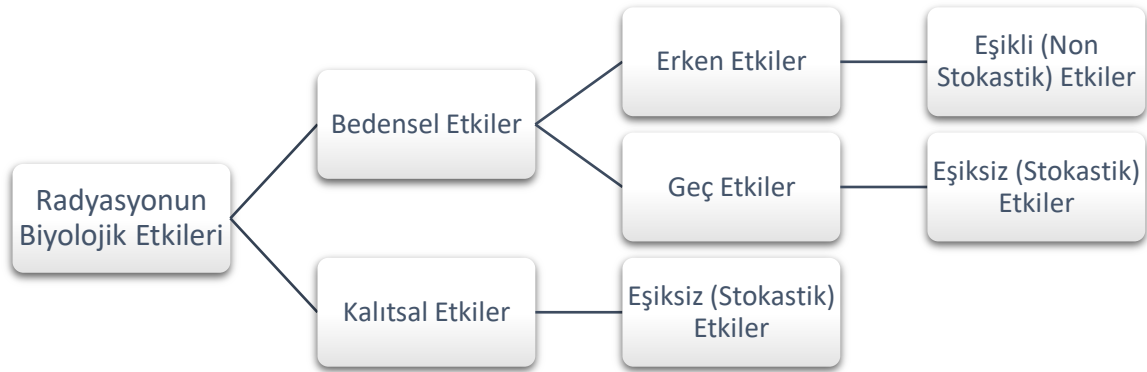
1.1.3. X IŞINLARININ MEDİKAL GÖRÜNTÜ CİHAZLARINDA KULLANIMI

X ışınları aslında bulunduğu ilk yıldan itibaren tıpta kullanılmaya başlanmıştır. Röntgen, x ışınının iz düşümünü keşfettikten aylar sonra eşinin el röntgenini çekmiştir ve bu x ışınının tıpta kullanıldığı ilk röntgen filmidir. Daha sonra Röntgen yaptığı bir sunum esnasında seyirciler arasında bulunan bir profesörün el röntgenini de çekmiştir ve bu da x ışınının tıpta kullanılan ikinci röntgen filmidir. X ışınının keşfinden kısa süre sonra savaşların başlamasıyla röntgen kullanımı ve geliştirilmesi de oldukça hız kazanmıştır. Ülkemizde de ilk kez 1896 yılında Esat Fevzi Bey tarafından savaşta el

bileğine şarapnel saplanan bir askerin ameliyatı öncesi kullanılmıştır. 1904 yılında Bizmut ile ilk sindirim sistemi görüntüleme tetkikleri elde edilmiştir. 1910 yılında ise Bizmut yerine Baryum sülfat kullanılmaya başlanılmıştır. 1915 yılında ilk Tomografi fikri ortaya atılmıştır ama kullanılması 1930'lu yılları bulmuştur. Bu temel bilgiler ışığında x ışını belli organ ve dokuları görüntüleyecek şekilde özelleştirilmiş ve günümüzde x ışını tıpta birçok cihazda kullanılır hale gelmiştir. Anjiyografi ile damar yapıları görüntülenmekte, mamografi ile göğüs görüntüleri elde edilmekte, floroskopi cihazı ile ameliyatlarda anlık görüntü elde edilmektedir (Demir ve ark., 2008)(Ulu & Polatöz, 2008).

1.2. X IŞINLARININ CANLI ÜZERİNE ETKİLERİ

X ışınlarının zararları çok uzun yıllardır bilinmektedir. Tabii elimizde olan bilgiler direkt canlıları x ışınına maruz bırakılarak yapılan deneylerden değil, genel olarak ya savaş dönemlerinde x ışınlarına maruz kalmış kişilerden ya da istemsizce ışına maruz kalmış kişiler üzerinde yapılan araştırmalardan edinilmiş. Bu edinilen bilgiler sayesinde ışınların canlılar üzerinde kalıtsal (genetik) ve bedensel(somatik) etkileri keşfedilmiş. X ışınına maruz kalma süresine bağlı olarak “Erken Etkiler” ve “Geç Etkiler” olmak üzere ikiye ayrılır (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).



Şekil 1.4. Radyasyonun Etkilerinin sınıflandırılması (Çetin, 2011).

Radyasyonun olumsuz etkilerinin ortaya çıkmasında önemli iki faktör vardır

- Işının gücü
- Işına maruz kalınma süresi

Bu iki maddeye bakıldığında maruz kalınan ışının gücü daha önemliymiş gibi görünse de ışına maruz kalınma süreside bir o kadar önemlidir. Çünkü güçlü bir ışına çok kısa bir süre maruz kalındığında ışın canlıya zarar vermeyebilir veya canlı o zararı

iyileştirebilir ama canlıya düşük dozlarda ve düşük enerjiye sahip ışın uzun süre verilirse canlı üzerine etkisi çok daha tehlikeli sonuçlar ortaya çıkarabilir (Çetin, 2011)(Çelik, 2012).

İnsan vücudundaki her organın x ışınına tepkisi veya dayanıklılığı aynı değildir. Genellikle sürekli üreyen veya aktif olan hücreler üzerine etkisi daha fazladır. Üreme organlarındaki hücreler veya kemik iliğindeki hücreler buna en iyi örnektir. Ama en bariz etkisini deri ve kıllarda gözlemleriz. Deri yanıkları, iyileşmeyen yaralar ve saç dökülmesi en bariz belirtilerdir (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).

1.2.1. X IŞINLARININ SOMATİK ETKİLERİ

Somatik etkiler canlının kendi ömrü boyunca ortaya çıkan etkilerdir. Canlıda ortaya çıkan somatik etkinin ortaya çıkmasında birçok etkene bağlıdır ama bunların en önemlileri;

- Maruz kalınan radyasyon dozu
- Maruz kalınan süre
- X ışınının nüfuz ettiği alanın büyüklüğü.

Bu üç maddeye göre somatik etkinin ortaya çıkış süresi farklılık gösterir (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).

1.2.2. ERKEN ETKİLER

Canlının vücudunun belli bir bölgesi veya tamamının kısa bir süre içinde büyük dozda x ışınına maruz kalmasıyla ortaya çıkan etkilerdir. Diğer bir adı da “Akut Işınlanma”dır Ortaya çıkış süresi canlıya veya dokuya göre değişmektedir. Canlıda ortaya çıkacak etki de değişmekle beraber ani ölüme kadar gidebilmektedir. En belirgin etkiler canlıda en hassas hücreler olan üreme hücreleridir. Eğer 1Sv(100 rem) doza sahip ışın bir erkeğin üzerine etki ederse erkeklerde sperm, kadınlarda yumurta üretim sayısında maruz kalımdan birkaç saat sonra azalma meydana gelir ve 4 Sv ve üzeri ışınlamalarda kısırlık kaçınılmazdır. Üreme hücreleri ve sürekli bölünen hücreler dışındaki hücreler bu hücrelere göre çok az da olsa daha dayanıklıdır ve bu hücrelerde doza bağlı olmakla birlikte etkinin ortaya çıkış süresi birkaç haftayı bulabilmektedir (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).

1.2.3 GEÇ ETKİLER

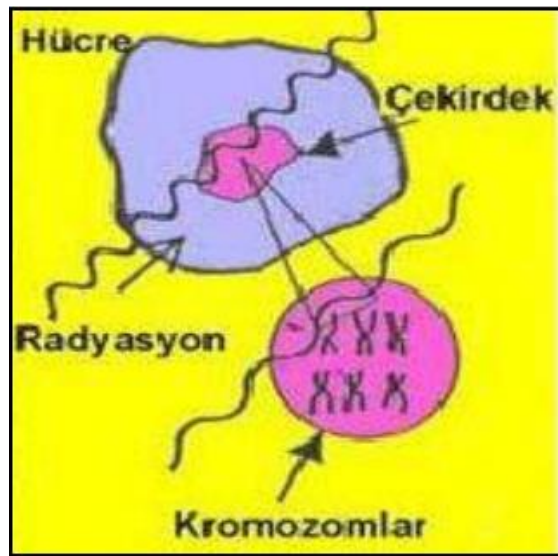
Canlının uzun yıllar boyunca düşük dozda ışınlarla sürekli maruz kalmasıyla ortaya çıkan etkilerdir ve etkilerinin ortaya çıkması yılları alabilir. Bu etkilerin uzun yıllar sonucunda çıkmasının sebebi, maruz kalınan ışın düşük doz olsa dahi canlının kendini yenileyecek, iyileştirecek süreyi bulamamasından ve hasarın gittikçe çoğalmasından kaynaklanmaktadır (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).

1.2.4. X IŞINLARININ GENETİK ETKİLERİ

Üreme hücreleri olan sperm ve yumurtalar anne ve babanın kalıtsal özelliklerini baskın veya çekinik olarak gelecek nesillere aktarma aracıdır. Radyasyon, anne ve babanın genlerindeki özelliklerden farklı bir özelliğin ortaya çıkmasına sebep olabilir. Bu kişilerde radyasyonun zararlı olmadığı algısını oluştursa da üreme hücrelerinde meydana gelen mutasyonların %99'u istenmeyen mutasyonlardır ve bu mutasyonlar sonucu çocukta anormallikler, düşük veya ölü doğum gibi sonuçları ortaya çıkarabilir (Çetin, 2011)(Yılmaz, 2005).

Üreme ve çoğalma bakımından daha aktif hücreler diğer hücelere göre radyasyonun etkilerinden daha çok etkilenirler. Hücrelerin radyasyondan etkilenme miktarlarını etkileyen diğer faktörler hücrenin bölünme aşamasında olması, hücrenin aktivitesi ve hücrenin kan ve besin ikmalı.

Hücrenin bölünme aşamasında olması kromozom üzerine etki edeceği için radyasyondan daha çok etkilenir. Bir hücre ve bölünme aşamasında kromozomun radyasyondan etkilenme bölgesi aşağıdaki görsellerde verilmiştir (Şekil 1.5).

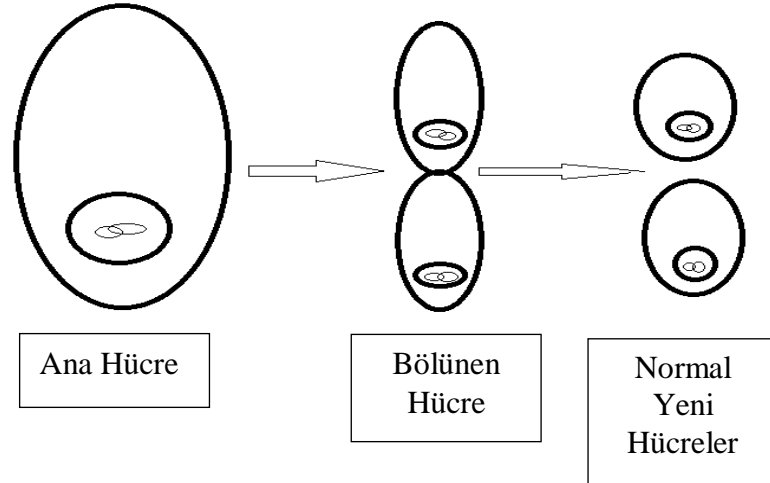


Şekil 1.5. Radyasyona maruz kalmış hücre çekirdeği (Coşkun, 2011)

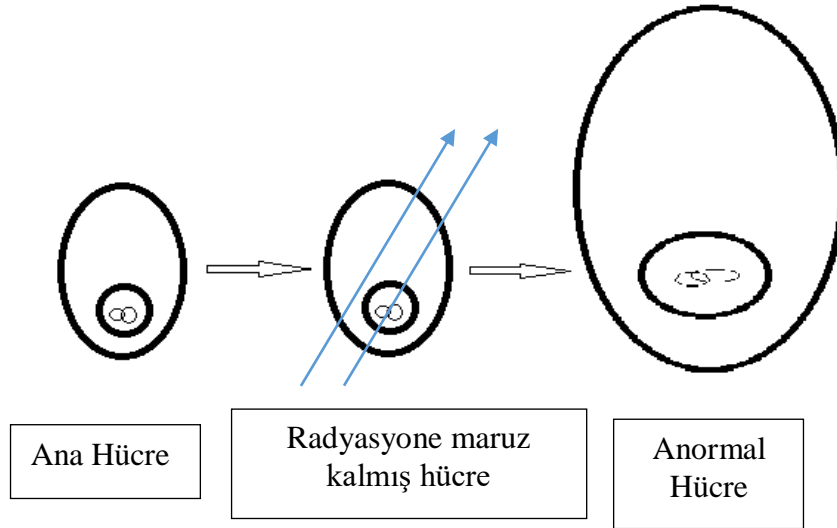
Tüm canlıların en temel birimi hücredir. Hücrede çekirdek bulunur. Çekirdek genetik materyallerin nesillere aktarılmasını sağlayan kromozomları bünyesinde bulundurur. Kromozomlar ise histon adı verilen proteinler ile birlikte DNA'yı meydana getirir. Hücrelerin yapısı ve hücrenin işlevi bu DNA'lar ile kontrol edilir.

Bir radyasyonun hücreye zarar verebilmesi için radyasyon enerjisinin hücre tarafından emilmesi ve emilen enerjinin hücrede iyonlaştırıcı etki oluşturması gerekmektedir. İyonlaştırıcı etki sonrasında DNA'da kırılmalar meydana gelebilir. Ancak hücre kendini tamir edebilme yeteneğine sahiptir ve ortaya çıkan hasar çok büyük değilse hücre kendini yenileyebilir. Fakat radyasyon enerjisi hücrelerin elektriksel yükünü ve atomların yapısını bozduğundan bu yenileme esnasında DNA yanlış veya hasarlı şekilde de onarılabilir.

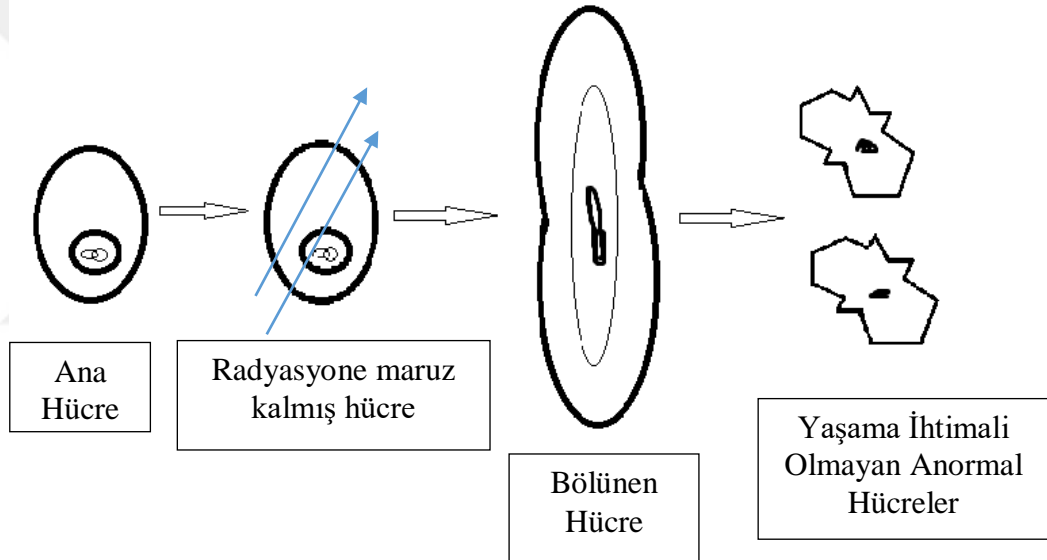
Radyasyon, hücrelerin bölünme yeteneği üzerine de etki etmektedir. Böylece hücrelerin olması gerekenden erken ya da geç bölünmesine ya da hiç bölünmemesine sebep olabilir. Aşağıda normal hücre bölünmesi (Şekil 1.6) ve radyasyona uğramış anormal hücre bölünmelerine ait şekiller gösterilmiştir. Şekil 1.7'de gösterilen bölünmüş hücre anormalliklere sahip olsa da hücre yaşayabilir. Ancak Şekil 1.8 'de gösterilen yapısı tamamen bozulmuş yeni hücrelerin yaşamaları mümkün değildir.



Şekil 1.6 Normal hücre bölünmesi



Şekil 1.7. Radyasyona uğramış hücre bölünmesi.



Şekil 1.8. Radyasyona uğramış ve yaşama ihtimali olmayan hücre bölünmesi.

1.3. TIPTA X IŞININDAN KORUNMA

Radyasyondan korunmada 2 temel prensip vardır; gereklilik ve optimizasyon.

- Gereklilik; uygulamadaki temel prensip olan bu madde ilk olarak 1977 yılında “Recommendation of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 26)” tarafından “uygulamada pozitif net bir yarar sağlamadığı sürece hiçbir uygulama tavsiye edilmez” şeklinde ortaya konmuştur. Daha sonra bu tanım daha basit hale getirilse de en son şekli 1980’de “Basic Safety Standards of the European Commission (Council Directive 80/836/Euratom)” tarafından “bireysel ve toplumsal sağlık faydaları da dahil olmak üzere bireysel

zararına karşı teşhis ve tedavide net bir yarar sağlayan ışınlamalar uygulanabilir” denilerek son haline getirilmiştir(Çelik, 2012)(Gökharman ve ark., 2016).

- Optimizasyon ; TAEK (Türkiye Atom Enerjisi) tarafından “Radyasyona maruz kalmaya sebep olan uygulamalarda, olası tüm ışınlanmalar için bireysel dozların büyüklüğü, ışınlanacak kişilerin sayısı, ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak mümkün olan en düşük dozun alınması sağlanır” ifadesi ile kullanılması gereken miktarların optimize edilmesi gerektiği vurgulanmış ve gerekli dozlar yine aynı yönetmelikte açıklanmıştır(Yılmaz, 2005)(Gökharman ve ark., 2016). Bir sağlık çalışanının bir yılda maruz kalabileceği maksimum doz miktarları Tablo 1.1’de verilmiştir.

Tablo 1.1. Sivil ve radyoloji çalışanlarının yıllık maruz kalabileceği güvenli doz miktarları (Yılmaz, 2005).

| Etkin Doz | | Radyasyon Görevlileri (mSv) | Halk (mSv) |
|---------------------------------|------|--|------------------------------|
| Tüm Vücut (Yıllık) | | 50 | 1 |
| Tüm Vücut (5 Yıllık Ortalaması) | | 20 | 1 (5 mSv özel durumlarda) |
| Göz Merceği (Yıllık) | Eski | 150 | 15 |
| | Yeni | 20 mSv, 5 yılın ortalaması ve herhangi bir yılda maksimum 50 mSv | 15(yıl) |
| El Ayak Ve Tüm Cilt (Yıllık) | | 500 | 50 |

Radyasyon korunmasının amacı, erken etkilerin meydana gelmesini önlemek ve geç etkilerin meydana geliş olasılığını kabul edilebilir bir düzeye indirmek amacıyla “mümkün olan en düşük radyasyon dozu ile çalışmak” esasıdır. Buna ALARA (As Low As Reasonably Achievable) Prensipli denilmektedir. Bu prensibi ile radyasyondan korunmada 3 temel yöntem vardır (Çelik, 2012)(Çimen, 2018). Bunlar;

- Radyasyona maruz kalınan süre kısa tutulmalı; radyasyon altında kalınan süre ne kadar az ise alınan doz da o kadar azdır.
- Radyasyon kaynağından olabildiğince uzak durulmalı; radyasyon kaynağından uzaklaştıkça alınan doz miktarı azalır.
- Radyasyon kaynağı ile kişi arasında bir kalkan konulabilir; kişi ile radyasyon kaynağı arasında konan kalkan kişinin alacağı miktarı azaltır veya tamamen yok edebilir. Bunun için x ışını yayan cihazın bulunduğu odanın dışındaki kişilerin

ışından etkilenmemesi amacıyla x ışını yayan cihazların bulunduğu odanın etrafına kurşun ile zırhlama yapılır.

1.3.1. PERSONEL VE HASTANIN KORUNMASI

X ışını bulunan ortamlarda çalışmayan kişiler için bakıldığında ALARA Prensipleri makul gibi görünse de tıpta radyografi gibi alanlarda çalışanlar ve hastalığı x ışını altında teşhis edilenler veya tedavi edilenler için eksik kalabilir. Bu gibi durumlarda yukarıda belirtilen önlemlere ek olarak x ışınına maruz kalacak kişi koruyucu önlük, tiroit koruyucu, göz koruyucu gözlük vs. giyilmelidir. Kullanılan bu koruyucu önlüklükler genelde kurşun elementinin bir önlük vasıtasıyla kişinin üzerinde taşınması veya kurşun bazlı koruyucu materyalden üretilmiş hali kullanılmaktadır. Koruyucu olarak kurşun içermeyen kompozit malzemeler de kullanılıyor olsa da koruyuculuğu belli bir kV'dan sonrası kurşun önlük kadar etkili değildir (Çelik, 2012)(Çimen, 2018).

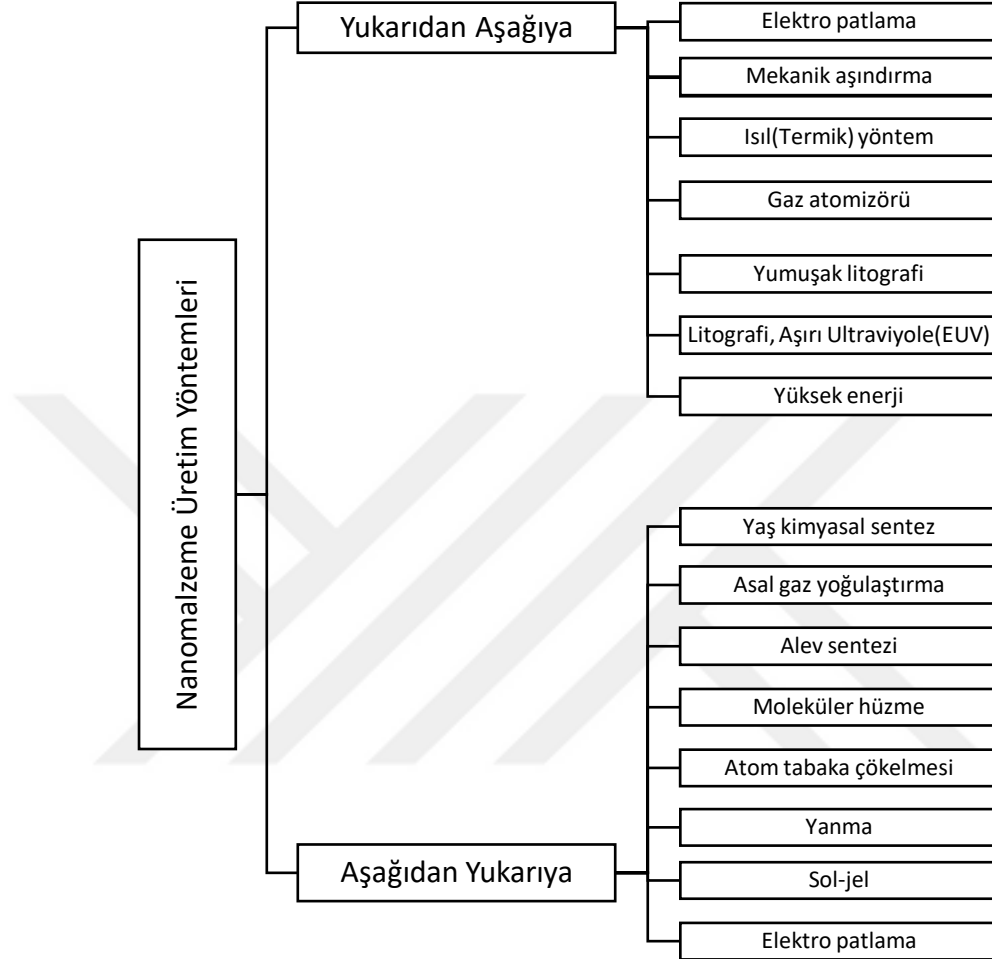
1.3.2. KURŞUN ÖNLÜK KULLANIMININ DEZAVANTAJLARI

Personelin kişisel korunumu için kullanılan en yaygın koruyucu malzeme kurşun önlüktür. Kurşun önlükler ışımandan koruyuculuk açısından çok iyilerdir. Ama kurşun önlüklerin önemli birkaç dezavantajı vardır. Bunlardan biri ağır olması, diğeri ise kurşun elementinin toksik madde olması. Sağlık çalışanlarının radyasyon tutumunun belirlenmesi için yapılan bir çalışmada, radyoloji çalışanlarının kurşun önlüğü kullanmamasının en önemli sebeplerinden biri olarak ağır olduğu söylenmiş. Bir de kurşun elementinin toksik olmasından dolayı insan vücuduna zararlı olması ve önlüğün kullanım süresini doldurduktan sonraki süreçte imhasının zor olması (Çetin, 2011)(Çelik, 2012)(Ekinci, 2019).

1.4. NANOMALZEMELER

Boyutları 100 nm ve altındaki parçacıklara sahip malzemelerden elde edilmiş yeni ürünlere Nanomalzeme denir. Parçacık boyutu oldukça düşük olduğu için yüksek teknolojiye ihtiyaç duyulmaktadır. Malzemeleri nanoparçacık boyutuna indirmek için kullanılan iki yöntem vardır (Şekil 1.9). Bunlardan ilki “yukarıdan aşağıya üretim”. Bu üretimde malzeme bir bütün halde alınır ve daha sonra küçük parçalara ayrılır. Diğeri ise “aşağıdan yukarıya üretim” dir. Bu üretimde ise atomik ve moleküler yapılardan başlanarak büyük yapı elde edilir. Atomik yapılar tek tek işlenerek büyük sistemler,

örgü yapılar elde edilir. Bu iki üretim şekli de kendi içerisinde birçok farklı alt üretim dallarına ayrılmaktadır (Ates ve ark., 2015).



Şekil 1.9. Nano parçacık üretiminde kullanılan bazı yöntemler (Ates ve ark., 2015).

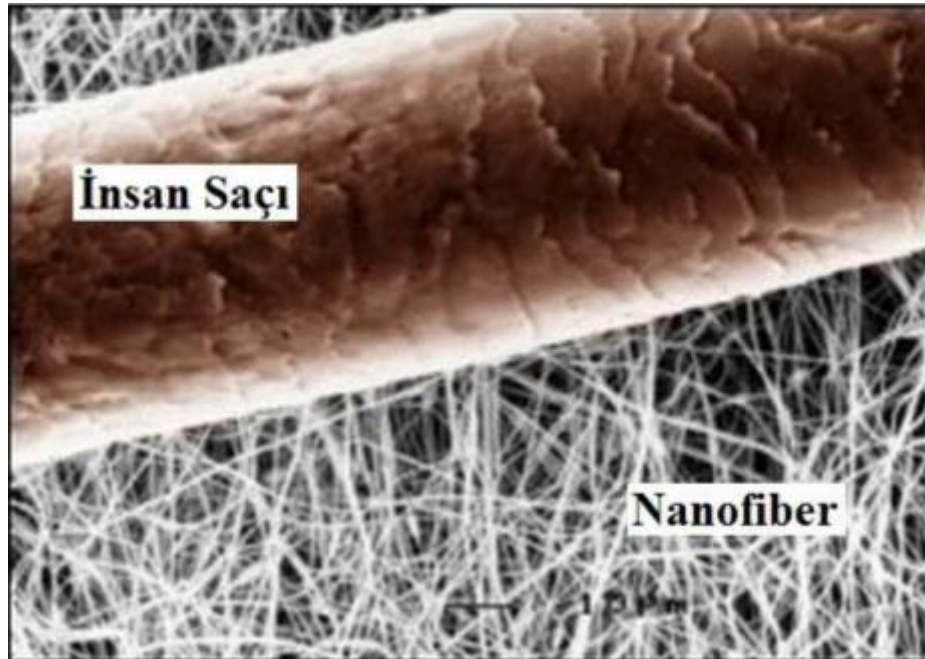
Genelde yeni bir malzeme üretildiğinde, üretilen malzeme kendini oluşturan malzemelerin özelliklerini taşımaktadır. Ancak kullanılan malzemelerin boyutları 100nm'nin altına indiği zaman elde edilen ürün kendi yapı malzemelerinin özelliklerini çok daha güçlendirmektedir. Yani nanomalzemeler aynı malzemelerin büyük parçacıklı halleri ile üretilenlere göre daha üstün özelliktedirler ve bazen yeni özellikler de sergileyebilmektedirler. Yeni özellik sergilemesinde iki temel faktör etkilidir. Bunlardan birincisi, üretilen nanomalzemenin, yüzey/hacim oranı çok büyük değerlere ulaşmaktadır. Bu malzemenin yüzeyinde bulunan atom miktarını değiştirmektedir bu da malzemenin yüzey enerjisini değiştirmektedir. Böylece nanomalzeme yüksek saflık derecesine sahip olmuştur. İkincisi, bir malzemenin boyutunda meydana gelen

değişiklik malzemenin yeni özellikler kazanmasını sağlar. Örneğin, silisyumdan yapılmış yarı iletken bir telin boyutu nanometreye yaklaşırken tel iletken bir yapı kazanmaya başlar(Tüylek, 2016)(Ateş, 2015).

Nanomalzemeler iç yapılarına ve boyutlarına göre sınıflandırılmaktadırlar. Nanomalzemelerin iç yapılarındaki atomların son yörüngelerindeki serbest elektronların hareket edebildiği yön sayısı nanomalzemelerin sınıflandırılmasında etkin rol oynamaktadır. Eğer atomların son yörüngelerindeki elektronların üç yönde hareket edebiliyorsa üç boyutlu (katı maddeli) malzemeler, iki yönde hareket ediyorsa iki boyutlu, tek yönde hareket edebiliyorsa bir boyutlu nonotüp ve nanotel gibi yapılar elde edilir. Eğer atomun serbest elektronları eksen olarak sınırlandırılmış bir hareket etme kabiliyetine sahip değilse sıfır boyutlu toprak ve nanotop gibi yapılar elde edilir(Tüylek, 2016).

1.4.1 NANOFİBER LİFLER

Çapı 100 nm ve altındaki fiberlere nanofiber denir. Nanofiberin çapı hakkında bazı kaynaklar 0,3 mikron (300 nm) bazı kaynaklar ise 0,5 mikron (500 nm) olarak da tanımlamaktadırlar. Nanofiberin boyutunun anlaşılması için aşağıdaki bir saç teli ve nanofiberlerin bulunduğu resim iyi bir örnektir (Şekil 1.10) (Oflaz, 2016)(Dinç, 2013).



Şekil 1.10. Bir insan saçı ve nanofiberlerin boyut kıyaslaması (Özcan, 2019).

Nanofiberlerin boyutlarının çok küçük olmasından dolayı yapısal anlamda kusurları çok azdır. Ayrıca çok küçük çaplarından dolayı yüzey alanı/hacim oranı oldukça yüksektir. Bu özellikler sayesinde malzeme yüksek yüzey alanına, mekanik özelliğe ve işlevselliğe sahiptir ve nanofiberlerin oldukça geniş uygulama alanları bulunmaktadır. Bunlardan birkaçı Tablo 1.2’de gösterilmiştir.

Tablo 1.2. Nanofiberlerin bazı uygulama alanları (Oflaz, 2016).

| Kullanım Alanları | |
|---|--|
| 1. Biyomedikal Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Tıbbi Protezler • Tele-tıp • İlaç Taşıma • Yara Örtücüler • Cilt Bakım Ürünleri • Doku Şablonları |
| 2. Uzay Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Güneş Ve Işık Panelleri • Uzay Platformları |
| 3. Savunma Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Koruyucu Giysiler |
| 4. Elektrik – Optik Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Elektrodlar • Algılayıcılar • Sensörler |
| 5. Filtrasyon Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Kimyasal Gaz • Hava • Kan |
| 6. Kompozitler | <ul style="list-style-type: none"> • Malzeme Kuvvetlendiriciler |
| 7. Tarım Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Bitki Koruma Örtüleri • Gübre Vericiler |
| 8. Diğer Uygulamaları | <ul style="list-style-type: none"> • Enzim Taşıyıcılar |

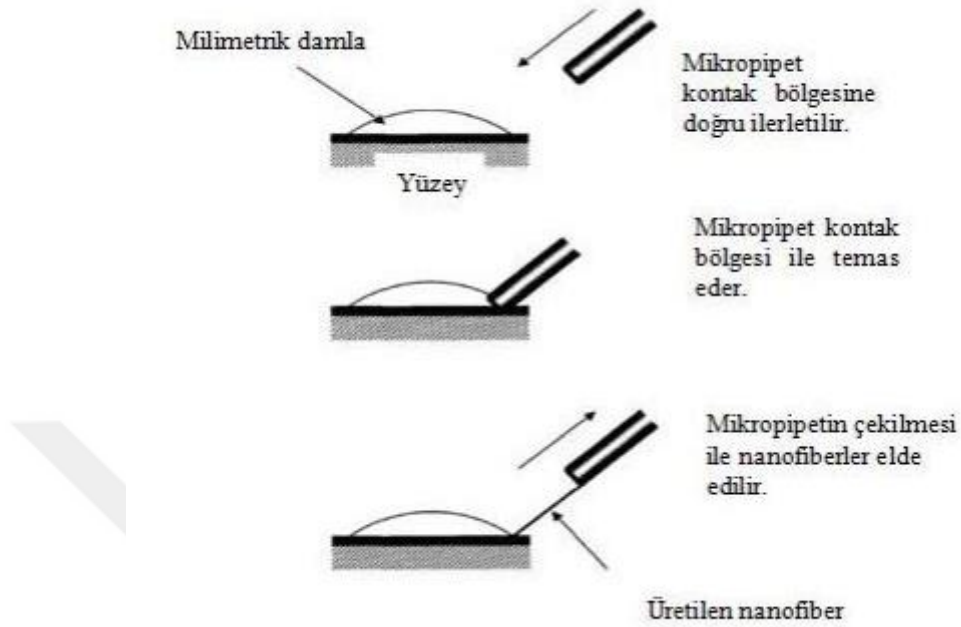
1.4.2. NANOFİBER ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Nanofiber üretmek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunların bazıları aşağıda açıklanmaktadır.

1.4.1.1. ÇEKME YÖNTEMİ

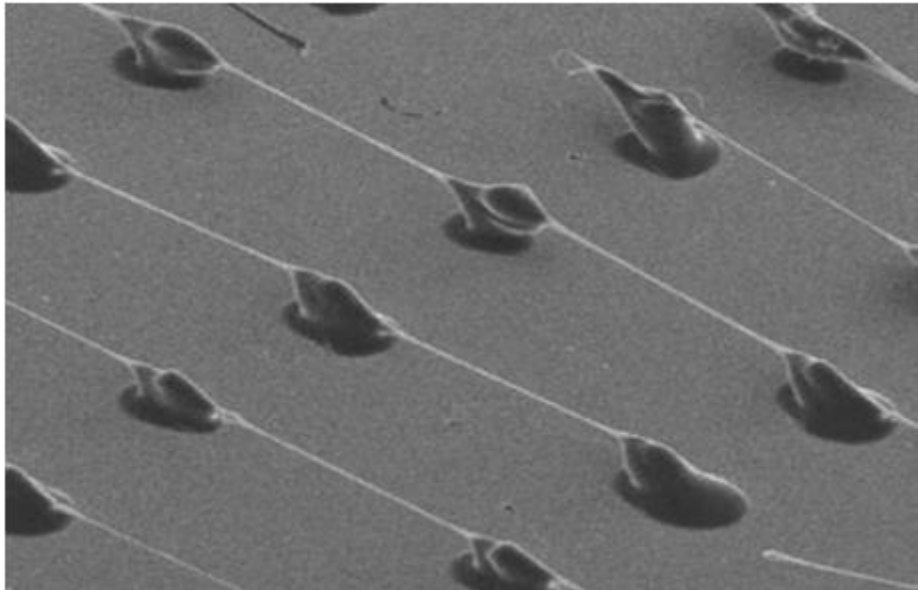
Birkaç mikrometre yarıçapa sahip bir mikro pipet mikro manipülatör (mikrop altında hassas işlem yapmaya yarayan araç) yardımı ile polimer çözeltinin yüzey ile temas ettiği yere daldırılır ve 10^{-4} m/s hız ile çekilir ve polimerler biz yüzey boyunca

toplanır ve lif yapı oluşur (Şekil 1.11). Pipetin çekim hızı arttıkça fiberin yarıçapı azalacaktır. Süreksiz bir üretim yöntemi olmasından dolayı pek tercih edilmez (Oflaz, 2016)(Çakmakçı, 2009).



Şekil 1.11. Çekme yöntemi ile nanofiber üretimi(Dinç, 2013).

Üretilen fiberlerin boyu 100 nm altında olması çok zordur ama Amrinder ve çalışma arkadaşları 37 nm yarıçapa sahip polistrien nanofiberini elde etmişler. Amrinder ve arkadaşlarının elde ettiği polistrien nanofiberin SEM görüntüsü Şekil 1.12’de verilmiştir.

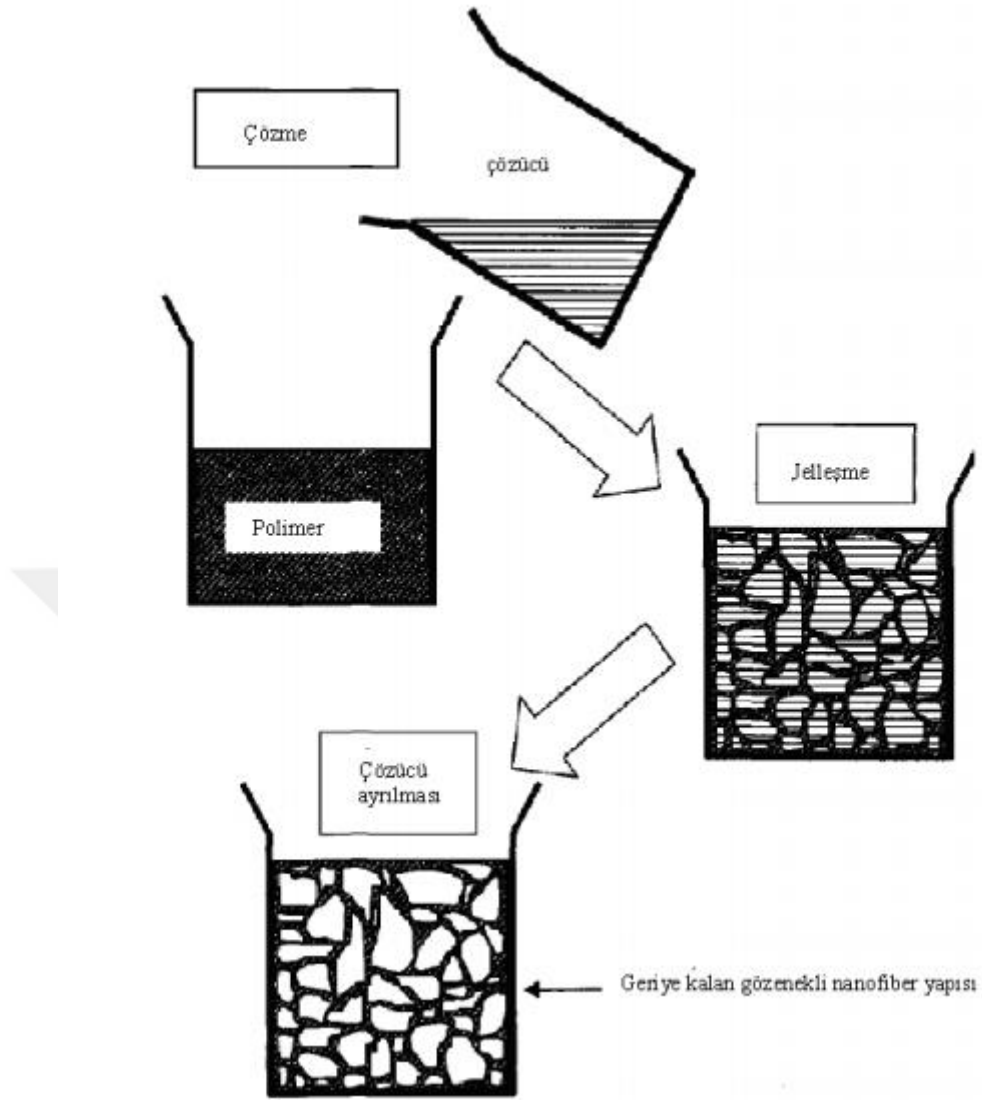


Şekil 1.12. Amrinder ve arkadaşlarının elde ettiği polistirenin SEM görüntüsü (Özcan, 2019).

1.4.1.2. FAZ AYIRMA YÖNTEMİ

Bu yöntem, iki ayrı sıvı fazın termodinamik termodinamik ile ayrılması işlemidir(Oflaz, 2016)(Çakmakçı, 2009). Şekil 1.13'te gösterildiği gibi beş temel aşaması vardır;

- Polimerin çözünmesi; polimer malzemenin uygun bir çözücü ile çözülmesi işlemidir.
- Jellenme; polimer içine uygun kimyasal malzeme eklenmesi ile jelleşmenin gerçekleşmesi için teflon kaba konulup soğuk ortamda bekletilmesi işlemidir.
- Çözücü uzaklaştırılması; teflon şişe saf suyun içine koyulur ve günde üç kere saf su değiştirilerek toplam iki gün suda bekletilir.
- Dondurma; jel saf sudan çıkarıldıktan sonra kâğıt süzgeç ile süzülerek -180 °C derecede donması için iki saat bekletilir.
- Soğuk kurutma; dondurulmuş jel kurutma kanallarına dökülerek -55 °C derecede bir hafta bekletilir.

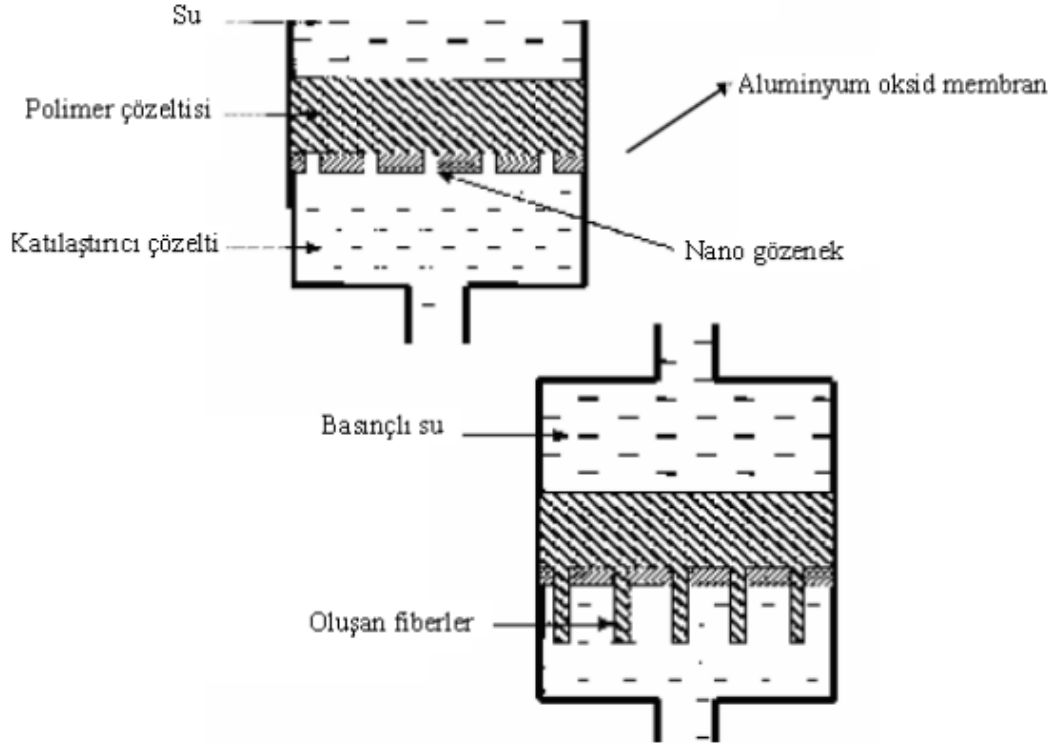


Şekil 1.13. Faz ayırma yöntemi aşamaları(Dinç, 2013)

Bu yöntem çok zaman alıcı bir yöntemdir. Bu yöntem her polimere uygulanamamaktadır. Ayrıca bu yöntemle üretilen malzemenin çapı kontrol edilememektedir (Oflaz, 2016)(Çakmakçı, 2009).

1.4.1.3 KALIP SENTEZ YÖNTEMİ

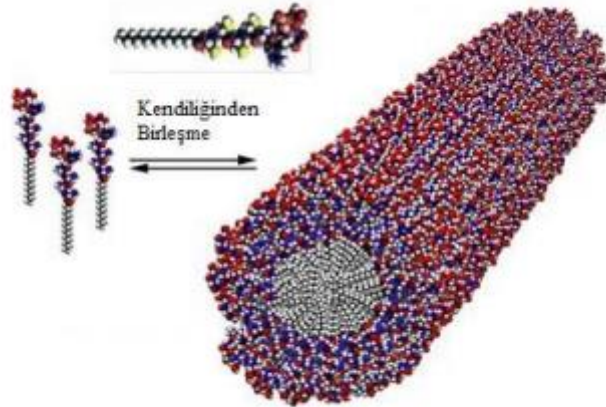
Bu yöntem için mikro veya nano boyutta gözenekleri olan membranlara ihtiyaç vardır. Nanofiberler bu membranlardan basınç ve buhar sayesinde geçirilerek istenilen yapı oluşturulur. Sonuç malzemesi membrandaki gözenegin boyutuna göre nanosilindir, nanotüp veya nanofiberler oluşur (Oflaz, 2016)(Çakmakçı, 2009).



Şekil 1.14. Kalıp sentezi yöntemi (Çakmakçı, 2009).

1.4.1.4. KENDİLİĞİNDEN BİRLEŞME YÖNTEMİ

Bu yöntem atom veya moleküller kendiliğinden non-kovalent(hidrojen bağları, van der waals, hidrofobik, elektrostatik gibi) ve zayıf bağlar ile nanofiber oluşturma tekniğidir (Şekil 1.15). Üretim çok karmaşıktır ve üretim sonucu oluşan şekiller polimere bağlıdır yani her zaman her istenilen şekil elde edilemeyebilir (Oflaz, 2016)(Özcan, 2019).



Şekil 1.15. Kendiliğinden birleşme yöntemi (Oflaz, 2016).

1.4.1.5. ELEKTROSPİN YÖNTEMİ

Yukarda belirtilen yöntemler aksine bu yöntemle nanofiber, polimer maddenin elektrik yüklenmesi ve topraklanmış bir toplayıcı üzerine dağınık bir biçimde konumlandırılması ile elde edilir. Bu yöntemle 3 nm – 1000 nm arası fiberler üretilebilir. Nanofiber üretim yöntemleri arasında en çok kullanılan, en etkili, en avantajlı ve en kolay uygulanabilen üretim yöntemidir(Oflaz, 2016)(Özcan, 2019).

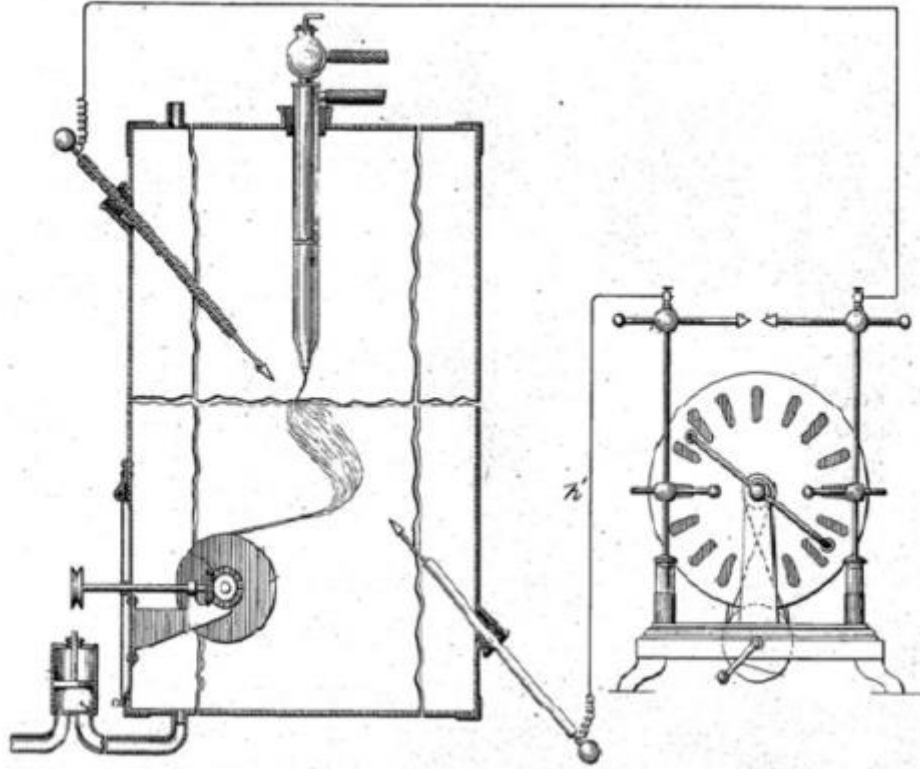
Bazı üretim yöntemlerinden yukarıda bahsedilmiştir. Bahsedilen üretim yöntemlerinin avantaj, dezavantaj gibi karşılaştırılması Tablo 1.3'te yapılmıştır.

Tablo 1.3. Nanofiber üretim yöntemlerinin kıyaslanması (Oflaz, 2016).

| Yöntem | Avantaj | Dezavantaj | Fiber Çapı(nm) | Fiber Uzunluğu |
|------------------------|---|--|----------------|----------------------|
| Çekme | Minimum donanım gerektirir. | Süreksiz bir prosestir. | 2-100 | 10 mikron |
| Kalıp Sentez | Farklı çaplara sahip lifler hazırlanabilir. | Lif boyutlarının ve düzenlemesinin sınırlıdır. | 100 | 10 mikron |
| Faz Ayrımı | Minimum donanım gerektirir. 3 boyutlu gözenekli yüzeyler hazırlanabilir | Kullanılan polimer sınırlıdır. | 50-100 | Gözenekli yapı |
| Kendiliğinden Birleşme | Küçük nanolifler hazırlanabilir. | Üretim aşamaları karmaşıktır. | 7-100 | 1-20 mikron |
| Elektrospin | Ucuz bir yöntemdir. Uzun ve sürekli nanolifler hazırlanabilir. | Toksik çözücü kullanımı vardır. | 3-100 | Çeşitli uzunluklarda |

1.4.3. ELEKTROSPİN CİHAZI VE NANOFİBER LİF ÜRETİMİ

Tarihsel gelişim sürecinde elektrospın cihazının tarihi çok eskilere dayanmaktadır. Bazı kaynaklarda “yeniden doğmuş bir teknoloji” olarak da tanımlanmaktadır. Elektrospın yönteminin tarihte ilk kullanılması 1600’lü yıllarda William Gilbert’in elektro-manyetizmanın sıvılar üzerindeki etkisi gözlemlemesi üzerine ortaya çıkmıştır. Zaman içerisinde yöntem üzerine çok çalışma yapılmış olsa da elektrospın cihazı için ilk patent 1902 yılında J.F. Cooley tarafından selüloz nitratin aseton ya da eter içindeki çözeltideki jetinden lif üretmeyi başarmıştır(Oflaz, 2016)(Özcan, 2019)(Tucker ve ark., 2012). Cooley’in kullanmış olduğu düzenek Şekil 1.16’da gösterilmiştir.



Şekil 1.16. J.F. Cooley tarafından kullanılan düzenek (Özcan, 2019).

Aşağıdaki Tablo 1.4’te elektrospın yönteminin tarihsel süreci ve Şekil 1.5’te elektrospın cihazının patentlerinin kronolojik sırası gösterilmiştir.

Tablo 1.4. Elektrospin yönteminin kronolojik olarak tarihsel gelişimi (Özcan, 2019).

| | | |
|------|-----------------|---|
| 1628 | William Gilbert | Sıvıların elektrosatik kuvvet ile çekiliminin ilk defa gözlenmesi |
| 1745 | Bose | Elektrohidrodinamik atomizasyonun tanımlanması |
| 1882 | Rayleigh | Jet oluşumu için gereken yükün hesaplanması |
| 1902 | J.F. Cooley | Yönteme dair ilk patent |
| 1914 | John Zelenk | Elektrostatik kuvvet altında kapiler ucundaki damlanın jet oluşumunun deneysel olarak ilk defa belirlenmesi |
| 1934 | Anton Formhals | Elektrospinning yöntemiyle ilgili bir dizi patent |
| 1936 | C.L Norton | Eriyikten elektrospinning yöntemine dair alınan ilk patent |
| 1964 | Sir G.I. Taylor | “Taylor Konisi” oluşumunun tanımlanması |
| 1971 | Baumgarten | Akrilik nano fiberlerin elde edilmesi |
| 1987 | Hayati | Fiber kararlılığına etki eden faktörlerin belirlenmesi |
| 1995 | D.H.Reneker | Jet oluşumunun ve kararsızlıkların modellenmesi |

Tablo 1.5. Elektrospin cihazının kronolojik patent listesi (Özcan, 2019).

| | | |
|-----------|---------------------------------|---|
| 1902 | Cooley, J.F. | U.S. pat. # 692,631 |
| 1902 | Morton, W.J. | U.S. pat. # 705,691 |
| 1903 | Cooley, J.F. | U.S. pat. # 745,276 |
| 1934-1944 | Formhals, A. | U.S. pat. # 1,975,504; 2,077,373; 2,109,333; 2,116,942; 2,123,992; 2,158,415; 2,158,416; 2,160,962; 2,187,306; 2,323,025; 2,349,950 |
| 1929 | Hagivara, K. | U.S. pat. # 1,699,615 |
| 1936 | Norton, C.L. | U.S. pat. # 2,048,651 |
| 1939 | Gladding, E.K. | U.S. pat. # 2,168,027 |
| 1943 | Manning, F.W. | U.S. pat. # 2,336,745 |
| 1966 | Simons, H.L. | U.S. pat. # 3,280,229 |
| 1976 | Simm, W. ve diğ. | U.S. pat. # 3,944,258 |
| 1977/1978 | Martin, G.E. ve diğ. | U.S. pat. # 4,043,331; 4,044,404; 4,127,706 |
| 1978 | Simm, W. ve diğ. | U.S. pat. # 4,069,026 |
| 1980 | Fine, J. ve diğ. | U.S. pat. # 4,223,101 |
| 1980/1981 | Guignard, C. | U.S. pat. # 4,230,650; 4,287,139 |
| 1982 | Bornat, A. | U.S. pat. # 4,323,525 |
| 1985 | How, T.V. | U.S. pat. # 4,552,707 |
| 1987 | Bornat, A. | U.S. pat. # 4,689,186 |
| 1989 | Martin, G.E. ve diğ. | U.S. pat. # 4,878,908 |
| 1991 | Berry, J.P. | U.S. pat. # 5,024,789 |
| 2000 | Scardino, F.L. ve dBalonis, R.J | U.S. pat. #6,106,913 |
| 2004 | Chu, B. ve diğ. | U.S. pat. # 6,713,011 |

Elektrospın yöntemi, çeşitli malzemelerden, içi dolu veya boşluklu, sürekli, uzun istenilen çapta nanofiber üretmeye yarayan bir yöntemdir. Üretilen nanofiberler yüksek yüzey alanı/hacim oranına sahip, gözenekli yapısı kontrol edilebilen ve 100 nm'nin altındaki boyutlarda nanofiber üretilebilir(Özcan, 2019).

Elektrospın cihazı temel olarak çözelti besleme ünitesi, toplayıcı ve güç kaynağından oluşmaktadır. Çözelti besleme ünitesinde enjektör bulunmaktadır. Enjektörün ucunda bulunan iğne bir güç kaynağı yardımıyla beslenir ve elektriksel fark yaratılır. Daha sonra topraklanmış olan bir toplayıcı yüzey üzerine enjektörde bulunan çözeltinin belirli bir voltaj ve mesafede çözeltinin aktarılmasıyla fiberler oluşur(Çakmakçı, 2009).

Elektrospın yöntemiyle fiber üretiminde fiberin yapısı, gözenek boyutu, hacim, yüzey alanı vb. özelliklerinin bağlı olduğu parametreler bulunmaktadır(Oflaz, 2016)(Dinç, 2013)(Süslü, 2009). Bu parametreleri 3 ana başlık altında toplayabiliriz ve ana başlığın alt başlıkları Tablo 1.6 ile gösterilmiştir;

Tablo 1.6. 3 ana parametre ve alt parametreler (Süslü, 2009).

| Çözelti Özellikleri | Proses Değişkenleri | Çevre Koşulları |
|--------------------------------|----------------------------|------------------------|
| Moleküler ağırlık ve Viskozite | Uygulanan Voltaj | Sıcaklık |
| Yüzey Gerilimi | Çözelti Besleme Hızı | Nem |
| Elektrik İletkenliği | Çözelti Sıcaklığı | Basınç |
| Çözücünün Dielektrik sabiti | Toplayıcı-iğne Mesafesi | Atmosfer Cinsi |

1.4.2.1. ÇÖZELTİ ÖZELLİKLERİ

Elektrospın işleminde kullanılan polimerin molekül ağırlığı üretim hızını doğrudan etkileyen önemli bir faktördür. Düşük molekül ağırlığına sahip olan polimerler malzeme içindeki homojen dağılımı engelleyen ve gözenekliliği artıran boncuksu yapı oluştururlar. Yüksek molekül ağırlığına sahip polimerlerden ise yarıçapı kalın olan fiberler oluşur. Molekül ağırlığına bağlı bir diğer özellik ise viskozitedir. Yüksek molekül ağırlığına sahip polimerden elde edilen fiberlerin yarıçapı daha kalın oluşur.

Çözeltide yüzey gerilimi fiberin kolay oluşup oluşmamasını etkileyen bir diğer önemli faktördür. Çözeltinin yüzey gerilimi yüksek olmamalıdır çünkü yüzey gerilimi yüksek olursa fiberlerde istenmeyen boncuksu yapılar gözlemlenir.

Fiberin özelliğini etkileyen bir diğer faktör elektrik iletkenliğidir. Elektrik iletkenliği oluşacak fiberin yarıçapını büyük oranda etkiler(Oflaz, 2016)(Dinç, 2013)(Süslü, 2009).

1.4.2.2. İŞLEM PARAMETRELERİ

Elektrospin işlemiyle nanofiber üretirken 6 kV – 40 kV arasında değişen voltajlarda çalışılır ve 6 kV kritik bir değerdir. Eğer uygulanan voltaj kritik değeri geçerse elektrostatik kuvvet yüzey geriliminin üstesinden gelir ve yüklü ve statik yüklü jetler meydana gelir, düz bir çizgi şeklinde damlacıktan ayrılır. Çözücü uçuktan sonra geriye katı halde nanofiber kalır.

Elektrospin işlemiyle fiber üretiminde polimer çözeltisinin besleme hızı yarıçap üzerinde etkisi olan faktörlerdendir. Beslenme oranı arttırıldığında fiber çapı artar fakat fiber üzerindeki boncuksu yapıda çoğalır.

Elektrospin yönteminde nanofiberin oluşması için polimer çözeltisinin içindeki çözücünün buharlaşıp uzaklaşması gerekmektedir. Çözelti sıcaklığının yüksek olması çözücünün daha hızlı buharlaşmasını sağlar. Ayrıca yüksek sıcaklığa sahip çözeltilerden elde edilen nanofiberler daha düzgündür.

Elektrospin yönteminde işlem parametreleri arasındaki bir diğer faktör iğne ucu ve toplayıcı arasındaki mesafedir. İğne ucu ile toplayıcı arasındaki uzaklık azalırsa elektriksel alan kuvveti artar ve bu sayede toplayıcıya daha ivmeli şekilde hareket sağlar. Çözeltinin özelliğine bağlı olarak iğne ucu ile toplayıcı arasındaki mesafeyi azaltmak çapı değiştirebilir veya değiştirmez. Fakat mesafe aşırı kısaltılırsa fiber üzerinde boncuklu yapı görülür (Oflaz, 2016)(Dinç, 2013)(Süslü, 2009).

1.4.2.3. ÇEVRESEL PARAMETRELER

Çevresel parametrelerden biri sıcaklıktır. Doğrudan buharlaşma hızını etkiler ve düşük üretim sıcaklığı katılaşmaya sebep olur ve sürekli fiber oluşumunu engeller.

Bir diğ er çevresel parametrelerden biri nemdir. Nem polimer ç özeltisini etkileyebilir. Eğ er ortam nemi yüksekse fiber üzerinde su yoğ unlaşabilir. Yüksek nem fiber üzerinde gözenek oluşmasına neden olabilir.

Atmosferik basınç bir diğ er parametredir. Eğ er basınç atmosfer basıncının altında olursa iğ ne içindeki polimer sürekli akma eğ ilimi gösterecektir bu da sürekli olmayan fiber oluşmasına sebep olur. Elektrospon iş leminde atmosfer cinsi de önemlidir. Farklı gazların farklı basınç altında gösterdiğ i tepki farklıdır (Oflaz, 2016)(Dinç, 2013)(Süslü, 2009).

Yukarda açıklanan tüm parametrelerin fiber üzerine etkileri Tablo 1.7'de toplanmıştır.

Tablo 1.7. Tüm parametrelerin fiber yapısı üzerine etkisi (Dinç, 2013).

| Parametre | Fiber Morfolojisine Etkisi |
|---|---|
| Uygulanan Voltaj Artışı | Fiber ç apı başlangıçta artış sonra azalış |
| Akış Hızı Artışı | Fiber ç apında artış (çok fazla akış hızı varsa boncuk oluşumu gözlemlenir) |
| Kapiler ve Toplayıcı Arası Uzaklık Artışı | Fiber ç apında artış(mesafe çok kısa ise boncuk oluşumu gözlemlenir) |
| Polimer Konsantrasyonu Artışı | Fiber ç apında artış(belirli bir aralıkta) |
| Çözelti İletkenliğ i Artışı | Fiber ç apında azalış(geniş ç ap dağılımı) |
| Çözücü Uçuculuğ u Artışı | Yüzeyde gözenekler oluşur ve yüzey alanı genişler |

2. LİTERATÜRDEKİ BENZER ÇALIŞMALAR

Literatür tarandığında bu alanla ilgili birçok çalışma yapılmış. Yapılan çalışmaların çoğunluğ u yurt dışı kaynaklıdır. Ülkemizde bu alanla ilgili çalışmalar fazla değildir ve olan çalışmalar genellikle yüksek lisans tezi olarak çalışılmıştır. Yapılan çalışmalara bakıldığında alternatif koruyucu önlük alanında alınan patentlerde bulunmaktadır.

2.1 X İŞİNİNDAN KORUMA AMAÇLI ALINAN BAZI PATENTLER

Dünya üzerinde radyasyondan korunma için alınmış çok fazla patent bulunmaktadır. Bunların bazılarını aşağıda açıklanmıştır.

Patent 1; A multi-layer light-weight garment material with low radiation buildup providing scattered-radiation shielding(TJ Beck - US Patent App. 12/982 & 2011, 2011)

Bu buluşta x ışınından koruma amaçlı bir giysi üretilmiştir. Kullanılan elementlerin atom numaraları 55 ile 58 arasındadır. Çalışmada kullanılan elementler; Gadolinyum, baryum, sezyum, tin, indiyum, tektiyum, molibdenum ve niobiyum'dur. Çalışma sonucu üretilen koruyucu giysi x ışınından %90 oranında koruyuculuk sağlamaktadır.

Patent 2; Laminated lead-free x-ray protection material(B Ballsieper - US Patent 7 & 2011, 2011)

Bu buluşta yüksek atom numarasına ve düşük atom numarasına sahip elementler kullanılmıştır. Yüksek atom numaralı element olarak bizmut, gadolinyum, tantalum, tungsten, lantanum ve seriyum elementleri kullanılmıştır. Ürün iki katmandan oluşmuştur. Birinci katmanda düşük atom numarasına sahip elementler, ikinci katmanda yüksek atom numarasına sahip elementler kullanılmıştır. Üretilen malzeme kurşunun ağırlığına göre %20 daha hafiftir.

Patent 3; Lead substitute material for radiation protection purposes(H Eder - US Patent 7 & 2006, 2006)

Bu buluşta kalay(Sn), bizmut(Bi), tungsten(W) ve bu elementlerin oksitli bileşikleri kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre 100 kV ve üzerinde 0.1 mm kurşuna göre %21 daha az koruyuculuk sağlamaktadır.

Patent 4; Composite shielding material for protection against medical x-ray(Wei & Wei, 2007)

Tıbbi röntgen ışınlarına karşı koruma amaçlı bir kompozit malzeme üretilmiştir. Koruyucu kompozit malzemenin içerdiği malzemeler genelde tungsten, bizmut, kalay, antimondur. Taşıyıcı malzeme olarak doğal veya taşlanmış kauçuk kullanılmış.

2.2 X IŞININDAN KORUNMA AMAÇLI YAPILAN BAZI ÇALIŞMALAR

Çelik'in yaptığı çalışmada kullanılan elementler stronsiyum, magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor ve kemiktir. Bu çalışma iki aşamada gerçekleştirilmiş. İlk aşamada toz halinde olan stronsiyum, magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor ve kemik kompozitleri ayrı ayrı plaka haline getirilip teste tabi tutulmuşlar. Bu elementlerden oluşturulan farklı kombinasyonlar da gruplara ayrılıp ayrıca test edilmiş. Bu gruplar aşağıda Tablo 2.1'de verilmiştir. İkinci aşamada ise stronsiyum,

magnezyum, kitin, kitosan, bor, baryum, flor, kemik ve bu elementlerden oluşturulan gruplar sıvı hale dönüştürülüp tekstil malzemesi üzerine uygulanmış ve kurutulmuş. Sıvı hale getirmek için her elementten 5 gr kullanılmış ve çözücü olarak 80 ml kloroform ve 10 gr polistren kimyasal malzemeler kullanılmış. Kaplama yapılan bu tekstil malzemeleri x ışını testlerine tabi tutulmuş. Deneyde 66 kV- 102 kV ve 150 kV 'de 15,5 ms, 17,6 ms süreyle ve 4 mAs, 2,5 mAs ve 2 mAs'lik değerlerde 100 cm uzaklıktan kompozit numunelere X ışını uygulanmış. Sonuç olarak, ilk aşamada; 66 kV'de grup A, grup B, grup D ve grup E olarak tanımlanan karışımlar x ışınına karşı %100 koruma sağlamış. İkinci aşama da yapılan kaplamalar arasında 50 kV de en iyi korumayı 1.kaplama (bor) sağlamıştır. 60 kV'de ise en iyi korumayı 1. ve 2. kaplamanın aynı anda uygulandığı kaplama en iyi sonucu vermiştir. Yapılan çalışmayla bu elementlerin ilerde daha fazla çalışma yapılmasıyla kurşun önlüğün yerine geçebileceği gösterilmiştir (Çelik, 2012).

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan kompozitler (Çelik, 2012).

| GRUP ADI | BİLEŞİMLER |
|-----------------|---|
| GRUP A | BOR + MAGNEZYUM + STRONSIYUM |
| GRUP B | BOR+MAGNEZYUM+STRONSIYUM |
| GRUP C | BOR + MAGNEZYUM + STRONSIYUM + KİTİN + KİTOSİN |
| GRUP D | BOR + MAGNEZYUM + STRONSIYUM + KİTİN + BARYUM |
| GRUP E | BOR + MAGNEZYUM + STRONSIYUM + KİTİN + BARYUM + FLOR |

Qu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada viskon iplik çözeltisine mikron altı boyutlar haline getirilen baryum sülfat ($BaSO_4$) partikülleri ekleyerek kompozit elyaf üretmişler. Üretilen kompozit elyaf ticari tekstillerin mekanik gereksinimleri, kuru kopma mukavemeti ve uzaması, ıslak kopma mukavemeti ve uzama kriterlerini karşılayan oldukça iyi özellikler sergilemiş. Hatta üretilen bu kumaş 20 kez yıkandıktan sonra bile özelliğini korumuş. Çalışmada dijital röntgen kullanılmış ve 50, 80 ve 120 kV değerlerinde, üretilen malzemenin x ışını zayıflatma oranı test edilmiş. Üretilen malzemenin X-ışını zayıflatma oranı, artan baryum sülfat içeriği ile artma eğilimi göstermiş ve son olarak 0,1 mmPb kurşun eşdeğeri dozuna ulaşılmış. Bu nedenle, bu

lifler ve kumaşlar, X-ışını radyasyona dayanıklı hafif giysiler ve cerrahi iplik için temel malzemeler olarak kullanılabilir (Qu ve ark., 2015).

Neopren kauçuk formülasyonu ve farklı kombinasyonlar ile üretilen kompozit materyaller üzerine çalışma yapılmış (Dodoo-Amoo ve ark., 2003). Tablo 2.2’de gösterilen bu kompozit malzemelerin beşi seçilmiş ve sonra üretime gönderilmiş. Oluşturulan kombinasyonlar Cmat-3, Cmat-10, Cmat-11, Cmat-15 ve Cmat-19 (Tablo.2.2) ve bunlar sırasıyla MFP-A, MFP-G, MFP-H, MFP-I ve MFP-J olarak adlandırılmış. Bu üretilen örnekler leaded- Neoprene (kurşunlu neopren) koruyucu eldivenler ile kıyaslanmış. Cmat-3 ismi ile üretilen malzeme, farklı ağırlık fraksiyonları ile üretildiği için endüstriyel kurşunlu-Neopren ile tatmin edici bir şekilde karşılaştırılamamış. MFP-I ve MFP-J kompozit materyalleri, kurşunlu Neopren eldivenlerindeki kurşun oksidin yerini alabilmesi açısından umut verici sonuçlar elde etmişler. Üretilen diğer kompozit malzemeler olan MFP-G ve MFP-H o kadar iyi sonuçlar elde edilememiş.

Tablo 2.2. İmalat için seçilen beş kompozit malzemenin bileşimi, ağırlık oranı ve özgül ağırlığı (Dodoo-Amoo ve ark., 2003).

| Ana Bileşen | Özgül Ağırlık | Kompozit materyaller | | | | |
|----------------------------------|---------------|----------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | Cmat (3) | Cmat (10) | Cmat (11) | Cmat (15) | Cmat (19) |
| C ₄ H ₇ Cl | 1.32 | 20.0 | 20.0 | 20.0 | 20.0 | 20.0 |
| MoO ₂ | 6.47 | - | 6.4 | 8.0 | - | - |
| Sb ₂ O ₃ | 4.20 | - | - | 2.0 | - | - |
| Sm ₂ O ₃ | 7.52 | - | - | 8.0 | - | - |
| Er ₂ O ₃ | 8.64 | - | - | - | - | 40.0 |
| WO ₃ | 7.16 | - | 73.6 | 62.0 | 80.0 | - |
| WB | 15.30 | 80.0 | - | - | - | 40.0 |
| | TOPLAM | 4.907 | 3.785 | 3.789 | 3.799 | 4.465 |

Çetin’in yaptığı çalışmada toksik özellikleri, atom numaraları, yoğunlukları, atomun K tabakası eşik enerjileri, kolay temin edilebilirliği gibi özellikleri değerlendirilerek kalay, antimon, bizmut ve tungsten elementleri seçilmiş ve bu elementlerden oluşan karışıma polimer malzeme eklenerek yeni kompozit malzemeler

elde edilmiş. Bu çalışma için üretilen örneklerin kalınlıklarının 1 mm olması hedeflenmiş. Bu elementlerle oluşturulan karışımlar;

1. örnek (%50 metal tozu - %50 polimer malzeme): $1,028 \pm 0,030$ mm
2. örnek (%70 metal tozu - %30 polimer malzeme): $1,498 \pm 0,045$ mm
3. örnek (%80 metal tozu - %20 polimer malzeme): $1,016 \pm 0,059$ mm
4. örnek (%85 metal tozu - %15 polimer malzeme): $0,961 \pm 0,011$ mm

Bu elementlerle oluşturulan karışımın 30, 40, 50, 60, 80, 100 ve 150 keV enerjiler için kütle soğurma katsayısındaki değişiminin grafiği bilgisayar ortamında XCOM uygulaması ile simüle elde edilmiş. Elde edilen veriler 0,25 ve 0,50 mmPb kurşun önlüğün koruyuculuğu ile kıyaslanmış. Oluşturulan örnekler arasında en kötü sonucu 1. örnek vermiş ve 0,25 mmPb kurşun önlüğün değerlerine bile yaklaşamamış. Diğer örneklerin hepsi 0,25 mmPb kurşun önlük ile kıyaslandığında kurşun önlükten daha iyi derecede soğurucu özellik göstermiş. Örnekler 0,50 mmPb kurşun ile kıyaslandığı zaman hiçbiri 0,50 mmPb kurşun önlüğün değerlerinde soğurma özelliğine erişememiş.

Günther ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elektrospin cihazıyla organik ve inorganik karışımından oluşan lifler üreterek, bu liflerden de ip üretilip x ışınlarına karşı soğuruculuğu test edilmiş. Bu üretilen lif Lyocell-process işlemiyle elde edilmiş. Çalışmada inorganik malzeme olarak düşük toksiteli ve yüksek emilim katsayılarına sahip baryumsülfat, baryumtitanat veya bizmutoksit kullanılmış. Dokuma kumaşlarda atkı ipliği olarak kullanılan %10 BaTiO₃ ve %10 Bi₂O₃ inorganik katkı maddelerinin bir karışımını içeren bir multifilament ile hazırlanmış. İlk önce tek kat daha sonra 2 ve 3 kat olarak üretilmiş. Daha sonra inorganik bileşen miktarı %20'ye çıkarılarak test malzemesi üretilmiş ve Bizmut içeren numunenin en düşük iletim değerlerini sergilediği çalışmada gösterilmiş (Günther ve ark., 2015).

Maghrabi ve arkadaşları bu çalışmada, bizmut oksit (Bi₂O₃) kaplamanın kurşuna alternatif olarak tekstiller için uygunluğunu araştırmışlar. Bunun için PVC (polivinilklorür) kompozit malzemesi kullanılmış. Çalışma üretilen malzeme 80 kVp, 12 mAs ve 80 SID x ışını pozlamaları ile test edilmiş. Amaçları hem kurşunun toksik etkisinden kurtulmak hemde hafif, esnek, giyilebilir bir koruyucu kıyafet tasarlamak. Karşılaştırmayı 0.17 mmPb kurşun eşdeğeri koruyuculuğa sahip önlükle yapmışlar. Sonuç olarak elde edilen değerler bizmut oksitin (Bi₂O₃) kurşunsuz koruyucu malzeme üretiminde kullanılabileceğini göstermiş olsa da kompozit malzeme olarak kullanılan

PVC nin x ışını soğurma yüzdesine etkisi net bir şekilde anlaşılamamış (Maghrabi ve ark., 2016).

Nambiar ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada polidimetilsiloksan (PDMS) nanokompozitler, bizmut oksit (Bi_2O_3) nanopowder'ın farklı ağırlık yüzdeleri kullanılarak koruyucu malzeme üretmeye çalışmışlar. Üretilen malzeme 0.25 mm kalınlığındaki saf kurşun blok ile kıyaslanmış. 40kV ile 150kV doz değerleri arasındaki birçok doz değeriyle üretilen madde teste tabi tutulmuş. Sonuç olarak, üretilen malzeme 60kV'de 0.25 mm saf kurşun blok ile eşdeğer değerleri elde etmeyi başarabilmişler (Nambiar ve ark., 2012).

Schlattl ve arkadaşları yaptıkları araştırmada kurşunsuz zırhlama malzemesini simülasyon metodu ile üretmişlerdir. Bu çalışmalarını için kalay ve kalay-bizmuttan oluşan iki farklı malzeme kullanmışlar ve bunların zırhlama özelliklerini 0,35 mmPb ile kıyaslayarak incelemişler. Çalışma voltajı olarak 60, 75 ve 120 kV tüp voltajları seçmişler. 0,45mm kalınlığındaki kalaydan oluşan malzemenin 0,35 mmPb'ye göre 60 kV'de %54 daha az, 120 kV'de %32 daha az koruduğunu sonucuna varmışlar. 0,41 mm kalay-bizmut karışımından oluşan malzemenin 0,35 mmPb'ye göre 60 kV'de %12 daha az, 120 kV'de %32 daha az koruduğunu bulmuşlar (Schlattl ve ark, 2007).

Mirzaei ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kurşun ve kalay parçacıklarını kullanarak farklı çaplarda eritmeli polipropilen monofilament iplikler kullanarak dokuma kumaş üretmişler ve metal partikülleri, farklı çaplara sahip tüm kumaş numunelerinde yaklaşık olarak eşittir. Kumaş numunelerinin radyasyon zayıflama katsayısı 35, 53 ve 80 keV enerji seviyelerinde ölçülmüştür. Çalışmada elde edilen sonuçlardan biri kumaşın perdeleme kabiliyetinin doğrudan kumaş gözenekliliğiyle de ilgili olduğu. Düşük kumaş gözenekliliği, kumaştan X-ışını geçirme olasılığının azalmasına neden olur. Böylece, düşük kumaş hava geçirgenliğine tekabül eden düşük kumaş gözenekliliği, kumaş yapısının X-ışını kalkanı kabiliyeti üzerinde bir şekilde etkili olduğunu söylemektedirler. Elde ettikleri diğer bir sonuç da X-ışını zayıflama seviyesi metal parçacık içeriğiyle de arttığı bilgisidir. Bu nedenle, daha yüksek metal / polipropilen oranları, polipropilen ile karşılaştırıldığında kurşun ve kalayın üstün koruyucu özelliklerinden dolayı daha yüksek zayıflama katsayısı ile sonuçlanmış, kalayla karşılaştırıldığında daha yüksek yoğunluk ve atomik kurşun sayısı nedeniyle, kurşun partikülleri içeren numunelerin zayıflama katsayısı, kalay partikülleri içerenlerden daha yüksektir. Sonuç olarak, x ışını koruyuculuğu sağlamasına rağmen

üretilecek kumaşların maliyetinin düşük olması avantajdır ama x ışını soğuruculuğu %90 seviyelerine gelememiştir ve bu da yeterli değildir (Mirzaei ve ark., 2019).

Jamil ve arkadaşları yaptığı çalışmada x ışını koruyucu malzeme olarak kurşunsuz, ekonomik ve çevre dostu bir ürün ortaya koymak amacıyla elektroselin cihazı ile koruyucu malzeme geliştirmek amacıyla bir çalışma yapmışlar. Yaptıkları çalışmada %10 ve %15 olmak üzere iki tip PVA ve Bi_2O_3 ve WO_3 kullanmışlar. Bu malzemelerden üzerinde çalışılacak karışımlar aşağıdaki gibi oluşturulmuştur.

Tablo 2.3. Üretilecek malzemelerin dolgu malzemesi oranları, PVA oranları ve örnek isimleri (Jamil ve ark., 2019)

| PVA (w/w%) | Dolgu Tipi | Örnek Kimliği | Dolgu Yükleme (ağ%) |
|---------------|-------------------------|---------------|---------------------|
| 10 | Bi_2O_3 | A1 | 10 |
| | | A2 | 20 |
| | | A3 | 30 |
| | | A4 | 35 |
| | | A5 | 40 |
| | WO_3 | B1 | 10 |
| | | B2 | 20 |
| | | B3 | 30 |
| | | B4 | 35 |
| B5 | | 40 | |
| Dolgu Olmadan | C | 0 | |
| 15 | Bi_2O_3 | D1 | 10 |
| | | D2 | 20 |
| | | D3 | 30 |
| | | D4 | 35 |
| | | D5 | 40 |
| | WO_3 | E1 | 10 |
| | | E2 | 20 |
| | | E3 | 30 |
| | | E4 | 35 |
| E5 | | 40 | |
| Dolgu Olmadan | F | 0 | |

Ağırlıkça %15PVA ile üretilen malzeme ağırlıkça %10PVA ile üretilen malzemeye göre daha yoğun ve kalın bir ürün ortaya çıkmış ve ayrıca daha kalın fiberler üretimini sağlamıştır. Bu çalışmadan, ağırlıkça %35 Bi_2O_3 nanofiber mat içeren %15PVA/ Bi_2O_3 diğerlerine göre daha iyi x ışını soğurma oluşturmuş ve X ışını koruyucu malzeme üretiminde en iyi aday olarak ortaya konmuştur (Jamil ve ark., 2019).

Abunahel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Bi_2O_3 ve epoksi-PVA kullanılmış. Bu çalışmada Bi_2O_3 dolgu malzemesi olarak kullanılarak elde edilen malzemelerin X ışınının emme özelliği test edilmiş. Üretimde elektrospin cihazı kullanılmış. Bi_2O_3 dolgu malzemesi ile ağırlıkça oluşturulan karışımlar aşağıda Tablo 2.4. da verilmiştir.

Tablo 2.4. Hazırlanan matların içerik yüzdeleri (Abunahel ve ark., 2018)

| n-Bi₂O₃ (ağ%) | Epoxy Reçine ve Sertleştirici (ağ%) | PVA | Etanol ve 6 Damla DMF (ağ%) |
|--|--|------------|--|
| 0 | 28 | 60 | 12 |
| 4 | 24 | 60 | 12 |
| 8 | 20 | 60 | 12 |
| 12 | 16 | 60 | 12 |
| 16 | 12 | 60 | 12 |
| 20 | 8 | 60 | 12 |

Muhtemel beklenen sonuç olan Bi_2O_3 dolgu malzemesi arttıkça X ışını zayıflatma oranının artmasını beklenmiş. Fakat ağırlıkça %12 Bi_2O_3 dolgu malzemesi içeren karışım diğerlerinden farklı sonuç vererek Bi_2O_3 dolgu malzemesi olmayan karışıma göre daha iyi davranırsa da diğerlerinden daha düşük sonuç vermiş. Bu beklenilmeyen olay gözeneklilik ile açıklanmıştır. Ağırlıkça %12 Bi_2O_3 içeren karışımın gözeneklilik miktarı diğerlerinden daha fazla olduğu bulunmuş (Abunahel ve ark., 2018).

Noor Azman ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ağırlıkça %24, %28, %34 ve %38 Bi_2O_3 ve PLA (polilaktik asit) ile hazırlanan karışımlardan oluşturulan matlar elektrospin cihazı ile nano ve mikro boyutlarda üretilen liflerle oluşturulan malzemelerin X ışını zayıflatma oranları test edilmiş. Test için 22- 49 kV arası tüp voltajına sahip mamografi cihazı kullanılmış. Sonuç olarak nano boyutlara sahip matların mikro boyutlara sahip matlara göre tüm enerjilerde ve tüm ağırlık oranlarında 22-35 kV mamografi cihazı için daha üstün zayıflatma oranlarına sahip olduğu ispatlanmış. Ağırlıkça artan Bi_2O_3 yoğunluğu ile malzemelerin gözenekliliği azalmış ve bu da daha yüksek koruyuculuk sağlamış. Ancak 35 kV tüp voltajı ve üzerindeki değerlerde parçacık boyutunun koruyuculuk üzerindeki etkisi azalmıştır. Bazen elektrospin cihazı ile üretimde meydana gelen boncuksu yapılar gözenekliliği artırdığı için koruyuculuk ani düşüşler yaşamış (N. Z. N. Azman ve ark., 2013).

Noor Azman ve arkadaşlarının başka bir çalışması da ağırlıkça %2-10 WO₃-epoksi üzerine yapılan çalışmadır. Ağırlıkça %2-10 arası dolgu malzemesi ile üretilen epoksi kompozitler hem nano hem de mikro boyutta üretilmiş. Üretilen bu kompozitler 10-25 kV voltaj tüpü enerjisine sahip mamografi ve muadil radyografi cihazları ile karşılaştırılmış. Sonuç olarak 10-25 kV'lık tüp voltajı altında nano boyutlu dolgu malzemesi ile üretilen kompozitler mikro boyutlu dolgu malzemesi ile üretilen kompozitlere göre belirgin şekilde X ışını emme özelliğine sahip. 35-100 kV tüp voltajı altında karşılaştırıldığında X ışını emme özelliği iki farklı boyut için belirgin bir sonuç vermemiş. WO₃'ün dolgu maddesi yükü arttıkça, mekanik özellikler başlangıçta optimum bir gelişme göstermiş ancak dolgu yükündeki daha fazla artış, bu özelliklerin bozulmasına neden olmuş(Low & Noor Azman, 2020).

Hazlan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yüzdece farklı ağırlıklarda Bi₂O₃/PVA ve WO₃/PVA çalışılmış. Çalışmada kullanılan karışımlar ve yüzdeleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 2.5. Hazırlanan matların PVA ve dolgu malzemelerinin içerik yüzdeleri (Hazlan ve ark., 2018)

| Dolgu Tipi | Örnek Kimliği | Dolgu Oran (ağ%) | PVA (ağ%) |
|--------------------------------|---------------|------------------|-----------|
| Bi ₂ O ₃ | A1 | 10 | 90 |
| | A2 | 20 | 80 |
| | A3 | 30 | 70 |
| | A4 | 35 | 65 |
| | A5 | 40 | 60 |
| WO ₃ | B1 | 10 | 90 |
| | B2 | 20 | 80 |
| | B3 | 30 | 70 |
| | B4 | 35 | 65 |
| | B5 | 40 | 60 |
| Dolgu Olmadan | C | 0 | 100 |

PVA ve dolgu malzemeleriyle oluşturulan karışımlar elektrospin cihazı ile başarıyla üretilmiş. Sonuç olarak Bi₂O₃ ile üretilen koruyucular WO₃ ile üretilen koruyuculardan her durumda daha üstün koruma sağlamış. Bi₂O₃ ile oluşturulan karışımları kendi içinde karşılaştırdığımız takdirde ağırlıkça %35 dolgu oranına kadar oran arttıkça koruyuculuk yani X ışınlarını zayıflatma özelliği artmış. Fakat ağırlıkça %40 Bi₂O₃ dolgu malzemeli karışım ağırlıkça %35 dolgu malzemeli karışımdan daha

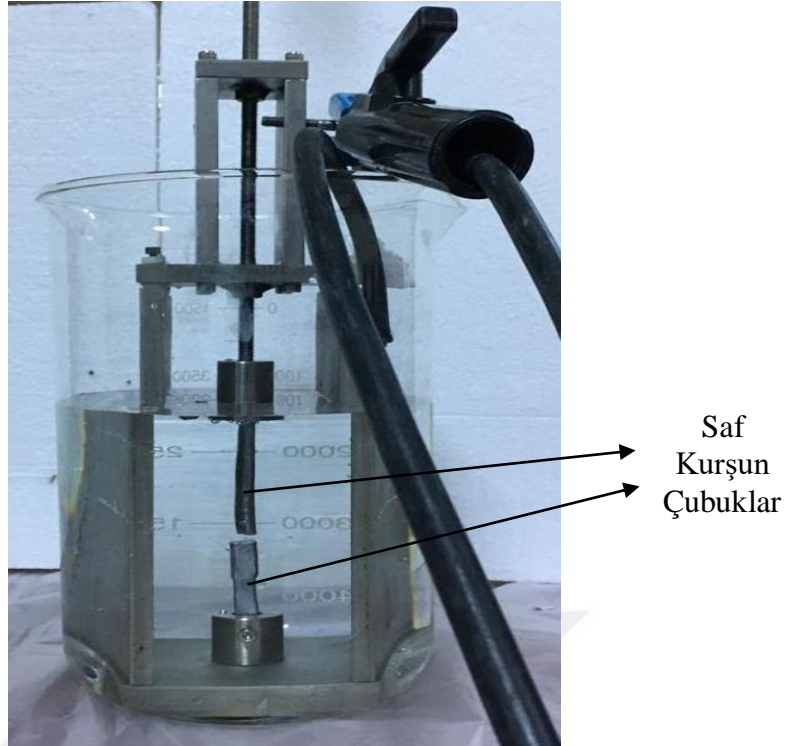
düşük X ışını zayıflatma özelliği göstermiştir. Bunun sebebini tam açıklayamamakla birlikte ağırlıkça %40 dolgu malzemeli karışımın fiberlerinin boyutu diğerlerine oranla daha büyük olması veya boncuksu yapının oluşmasından kaynaklı olabileceğini düşünmekte (Hazlan ve ark., 2018).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde tezin deneysel aşamaları ve kullanılan malzemelerin üretim aşamaları bulunmaktadır. Tezle ilgili deneyler Necmettin Erbakan Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği laboratuvarında yapılmıştır. Üretilen malzemelerin karakterizasyon testleri TGA, SEM, FTIR Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde (BİTAM) yapılmıştır. Mekanik testler Necmettin Erbakan Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği laboratuvarında bulunan çekme cihazı kullanılarak analiz edilmiştir. Üretimde kullanılan Naylon 6-6, Formik Asit ve Kloroform Sigma Aldrich ten satın alınarak temin edilmiştir. Kullanılan nanopartiküllerden Bizmut Oksit ve Gadolinyum Oksit Nanografiden satın alınmıştır Kurşun Oksit nanopartiküller ise ark deşarj yöntemi ile laboratuvarında üretilmiştir.

3.1. Ark-Deşarj Yöntemi ile Kurşun Oksit Nanopartikül Üretimi

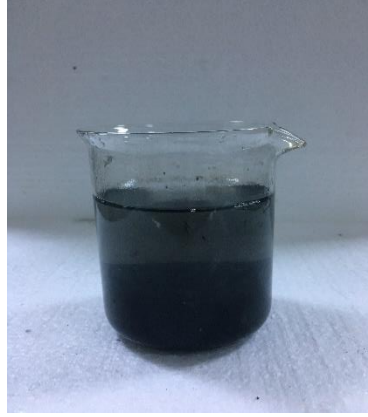
Ark deşarj yöntemi ile nano partikül üretmek yaygın ve basit bir yöntemdir. Ark-Deşarj yöntemi katot ve anot uçların bağlandığı bir aparat sayesinde (Şekil 3.1), üretilmek istenen metalin üzerinden akım geçirilip ark oluşturulması yöntemidir. Ark noktasında oluşan ısı ile malzeme nano boyuta kadar inebilmektedir.



Şekil 3.1. Saf su içine daldırılmış arkdeşarj ünitesi.

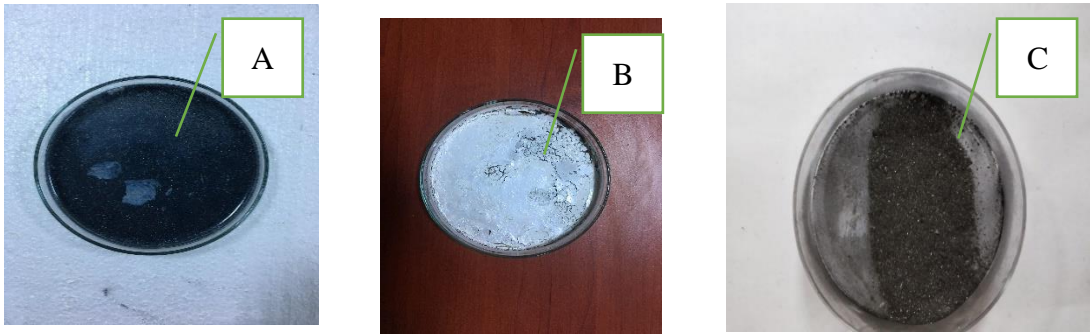
5 litrelik beherin içersine yaklaşık 3-4 litre saf su eklendi. Ark-Deşarj aparatının hareketli uçlarının arasına saf kurşun çubuklar yerleştirildi. Ardından Şekil 3.1 te gösterilen Ark-Deşarj aparatı saf suyun içersine daldırıldı. Eğer kurşun elementi saf su içersine daldırılırsa bileşik yapma özelliklerine bağlı olarak oksitli bileşik elde edilir ama saf su yerine sıvı azot kullanılırsa saf kurşun nanopartikül elde edilir. Güç kaynağının katot kısmı arkdeşarj ünitesinin hareketli kısmına, sıvı içersindeki sabit kısma da anot ucu bağlanarak sisteme akım verilmiştir. Daha sonra sistemin hareketli kısmındaki kurşun çubuk aşağı doğru yavaşça hareket ettirilerek kurşun çubuklar birbirine yaklaştırıldı. Yeterli uzaklık oluşunca sistem kurşun çubuklar üzerinde ark oluşturarak nano partiküller sıvı içersine dağıldı.

Bu yöntemle nano partikül üretilirken sıvı içersinde mikro veya daha büyük boyutlu partiküllerde sıvı içersinde karışık bulunmaktadır. Şekil 3.2’de görüldüğü gibi sıvı içersinde nano boyutlu partiküller boyutları küçük olduğu için su içersinde asılı kalabilmektedir ve daha büyük boyutlu partiküller zamanla nano boyutlu partiküllere göre daha hızlı bir şekilde beherin dibine çökmektedir.



Şekil 3.2. İçinde PbO nano ve daha büyük boyutlu partikül bulunan saf su karışımı.

Ark-Deşarj aparatı sistemden çıkarıldıktan sonra içinde partiküller bulunan saf su 2 saat dinlenmeye bırakılır. Daha sonra tabana çöken malzemeler alınmayacak şekilde üst taraftaki sıvı başka bir kaba aktarılır. Aktarılan bu sıvının içerisinde nano ve nanoya çok yakın boyutlu partiküller bulunmaktadır. Başka kaba alınan bu sıvı yine dinlenmeye bırakılır ve aktarma işlemi tekrarlanır. Daha sonra dinlenmeye bırakılan sıvı içerisinde çökeltme miktarı iyice yok olunca geriye kalan karışım bir petri dishe aktarılır ve üzerinde kalan sıvı etüv fırında yaklaşık 3 saat 100°C de su buharlaştırılarak sadece nano boyutlu Kurşun Oksit nanopartikülleri elde edildi.



Şekil 3.3. Nanopartikül bulunan karışımlar. a: az miktarda saf bulunan karışım, b: etüvde saf s buharlaştırılan nanopartikül, c: etüvden çıkarılan nanopartikülün cam yüzeyden kazınmış hali.

Petri dish içinde kalan nanopartiküller cam lamel yardımı ile kazıma işlemi yapılır. Kazıma işlemi sonucunda elde edilen malzeme kullanıma hazır hale gelmiştir.

3.2. Elektrospin Yöntemi ile Nanopartikül Katkılı Naylon 6-6 Nanofiber Üretimi

Elektrospin cihazı ile Kurşun Oksit (PbO), Bizmut Oksit (Bi_2O_3) ve Gadolinyum Oksit (Gd_2O_3) nanopartikül katkılı Naylon 6-6 nanofiberler üretilmiştir. Üretilen

nanofiberlerin ağırlıkça yüzde dolgu oranları aşağıdaki tabloda verilmiştir. Ayrıca hiçbir nanopartikül eklenmemiş Nylon 6-6 nanofiberler de üretilmiştir.

Tablo 3.1. Nylon 6-6 polimere eklenen nanopartiküllerin yüzde oranları.

| Eklenen Nanopartikül | PbO | Bi₂O₃ | Gd₂O₃ |
|-----------------------------|---------------|------------------------------------|------------------------------------|
| Yüzde Miktarı | % 10-15-20-25 | %25 | %25 |

3.2.1.Kullanılan Cihazlar ve Malzemeler

Nylon 6-6(N6-6,C₁₂H₂₂N₂O₂), formik asit(FA, CH₂O₂) Sigma-Aldrich, kloroform (CHL, CHCl₃) Carlo Erba Reagents, bizmut oksit(Bi₂O₃) ve gadolinyum oksit (Gd₂O₃) Nanografi Nanotechnology firmalarından satın alınmıştır ve kurşun oksit nanopartikül biyomedikal mühendisliği laboratuvarında üretilmiştir.

Deney aşamasında solüsyonların hazırlanması ve malzeme üretimlerinde kullanılan hassas terazi (RADWAG, AS220.R2), manyetik karıştırıcı (Thermomac-TM19-D), ultrasonik karıştırıcı(homojenizatör) (Bandelin Sonopuls- HD 2200) kullanılmıştır. Nanofiber üretiminde elektrospin cihazı (Eraktek İnovasyon) ve elektrospin cihazındaki pompa düzeneği için şırınga pompası (New Era Pump Systems, Inc.) kullanılmıştır. Kullanılan pompa ve elektrospin cihazına ait görseller Şekil 3.4'te verilmiştir.



Şekil 3.4. Elektrospin Cihazı.

3.2.2. Çözeltilerin Hazırlanması

Elektrospın cihazında nanofiber üretmek için kullanılacak solüsyonlar aynı oranda polimer farklı oranlarda nanopartiküllerle hazırlanmıştır. Hazırlanan partikül oranları yukarıdaki Tablo 3.1’de verilmiştir.

Naylon 6-6 Asetik asit, formik asit ve fenollerde çözünebilmektedir. Bu çalışmamızda çözücü olarak formik asit kullanılmıştır. Naylon 6-6 formik asit içerisinde çözüldükten sonra kloroform eklenerek çözeltinin hem elektrik iletkenliği artırılmış hem de daha homojen bir yapıya sahip olması sağlanmıştır.

Naylon 6-6 nanofiberler üretmek için 3 gr Naylon 6-6 granülü 21 ml formik asit ve 9 ml kloroform kullanılmıştır. Naylon 6-6 granülleri formik asit içerisinde tamamen çözünebilmesi için manyetik karıştırıcı yardımı ile oda sıcaklığında 6-7 saat karıştırılmıştır. Granüller formik asitin içerisinde tamamen çözüldükten sonra içerisine kloroform eklenmiştir ve solüsyon daha berrak bir görüntü almıştır.

3.2.3. Saf Naylon 6-6 Nanofiber Üretimi

3 gr Naylon 6-6, 21 ml formik asit ve 9 ml kloroform karıştırılarak elde edilen solüsyon 10 ml’lik 4 tane şırıngaya her birinde 4 ml olacak şekilde çekilmiştir. Şırıngalar pompaya yerleştirilmiştir. Şırınga uçlarına eklenen hortum ile şırıngadan çıkan solüsyon iğne uçlarına bağlanmıştır. İğne uçlarına elektrospın cihazında bulunan yüksek voltaj kaynağı krokodil yardımı bağlanmıştır. Elektrospın cihazının “-“ kutbu ise tamburda bulunmaktadır. Cihaz bağlanmadan önce tambur üzerine alüminyum folyo sarılmıştır. Bunun amacı oluşan nanofiber tabakayı daha rahat sökebilmektir. Elektrospın cihazında gerekli olan diğer ayarlar: tambur dönme hızı 200-300 rpm hıza, elektrik voltajı 28 kV, pompa hızı 0,30 ml/saat, tambur-iğne ucu arasındaki mesafeyi 13 cm olarak ayarlayarak cihaz başlatılır. Yaklaşık 10 saat sonra cihaz durdurulur ve saf Naylon 6-6 nanofiber mat elde edilir.

3 gr Naylon 6-6 21 ml formik asitin içerisinde 6-7 saat oda sıcaklığında manyetik karıştırıcı ile çözünmesi sağlanır. Başka bir beherde 9 ml kloroform içerisine Naylon 6-6’nın ağırlığınca farklı oranlarda nanopartikül eklenir. Kloroform içerisine eklenen nanopartiküllerdeki aglomerasyonu engellemek amacıyla ultrasonik karıştırıcının içerisinde en 45 dk. karıştırılır. Kloroform-nanopartikül karışımı Naylon 6-6 çözeltisinin içerisine eklenir ve nanopartiküllerin solüsyon içerisinde homojen olarak dağılması için yaklaşık 1 saat manyetik karıştırıcı ile karıştırılır. Elde edilen bu solüsyon 4 adet 10 ml’lik şırıngaya her birinde 4 ml olacak şekilde çekilir. İçerisinde solüsyon

bulunan şırıngalar elektrospin cihazı pompasına yerleştirilir. Elektrospin cihazını başlatmadan önce 28 kV voltaj gücü, 200-300 rpm arası tambur dönme hızı, tamburla iğne ucu arasındaki mesafe 13 cm ye ayarlanır. Her bir partikül için pompa hızı farklı ayarlanmaktadır ve nanopartikül varlığına ve nanopartikül cinsine göre pompa hızı Tablo 3.2’te verilmiştir.

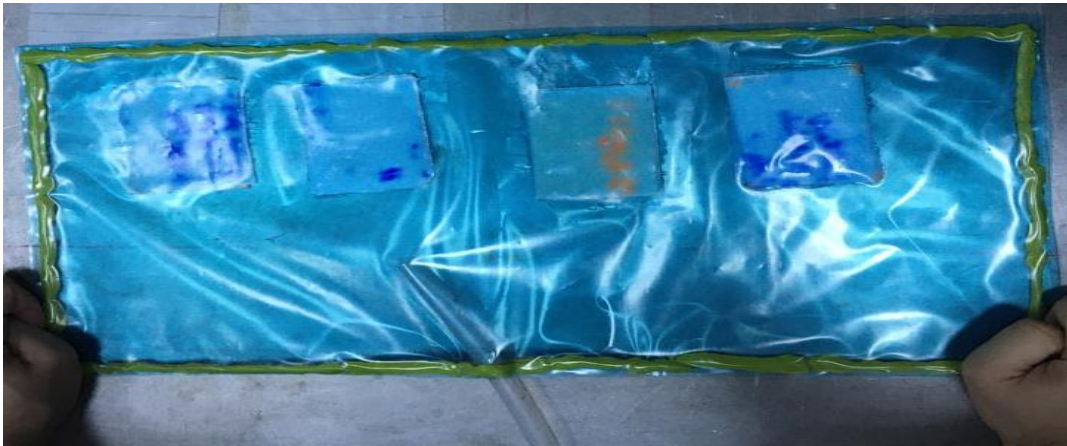
Tablo 3.2. Elektrospin Cihazına ait pompanın nanopartiküle göre akış hızı tablosu.

| Madde | Saf | PbO | Gd ₂ O ₃ | Bi ₂ O ₃ |
|------------------------|------|------|--------------------------------|--------------------------------|
| Pompa Akış Hızı(ml/sa) | 0.27 | 0.12 | 0.30 | 0.25 |

Üretilen nanofiberin içindeki partiküle göre yeteri süre bekledikten sonra elde edilen fiberler alüminyumdan folyolardan sökülür. Eğer fiber üretim işlemi bittikten sonra kısa süre içerisinde alüminyum folyodan sökülmezse fiberin yapısındaki kimyasallar uçacağı için fiberin folyodan sökülmesi zorlaşır ve hatta fiberlerin bir kısmı folyoya yapışıp kalabilir.

3.2.4. Nanofiberlerden Katmanlı Kompozit Üretimi

Daha önceki aşamalarda, belirlenen oranlarda PbO, Bi₂O₃ ve Gd₂O₃ nanopartikül içeren nanofiber matlar üretilmiştir. PVC kullanılarak, üretilen nanofiber matlar kompozit halini getirilmiştir. Kompozit üretimi vakum torbalama yöntemi ile yapılmıştır. Üretilen kompozitlerin vakumlama işlemine ait görsel aşağıda Şekil 3.5’te paylaşılmıştır.



Şekil 3.5. Vakum infüzyon yöntemi ile kompozit üretimi.

Vakum torbalama ile nanofiber kompozitlerin üretiminde ilk aşama PVC solüsyonu hazırlanmasıdır. 85 ml Tetrahidrofuron içerisine toz halin bulunan 15 g PVC eklendi. Bu karışım yaklaşık 8 saat 45-50 °C de manyetik karıştırıcıda karıştırılıp PVC'nin tamamen çözünmesi sağlandı ve solüsyon homojen hale getirildi.

Cam yüzey üzerinde vakum işlemini uygulamak için etil alkolle temizlendi. Cam yüzeyin etrafına üzerindeki naylonu sabitlemek ve hava sızdırmazlığını sağlamak için yapışkan bant yerleştirildi ve sonra kalıp ayırıcı sürüldü. Sürülen kalıp ayırıcının üzerine PVC solüsyonundan bir miktar aktarıldı ve solüsyon iyi yüzeye yayılması sağlandı. Yayılan bu solüsyon üzerine ilk kat nanofiber yavaşça koyuldu ve üzerine tekrar PVC solüsyonu döküldü. Bu işlem 12 katmanlı nanofiber elde edilinceye kadar tekrarlandı. Nanofiberleri PVC solüsyonunun üzerine koyarken fiberin PVC solüsyonunu emerek katmanlar arasında hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilmesi gerekir. 12 katman nanofiber serim işlemi bittikten sonra vakum pompasına bağlı ucunda spiral hortum bulunan uç nanofiberlerin 4-5 cm uzağına yerleştirildi. Spiral uç ile vakum pompası arasına hava kaçağı yapmayan bir vana eklendi. Serim işlemi bittikten sonra yüzeyin üzeri kalıp ayırıcı sürülmüş naylon ile kapatıldı ve yapışkan bantlar ile hava sızdırmaz hale getirildi. Daha önceden yapılan örnek numune üretimine dayanarak yaptığımız vakumlama işleminde kompozitin altına ve üstüne ayırıcı film ve dağıtıcı film koymaya gerek duyulmamıştır. Ayırıcı film olmadan da oluşan kompozit cam yüzeyden rahatça sökülebiliyor ve dağıtıcı film yokken PVC solüsyonun fazlası kompozitin içerisinden dışarı çekilebiliyor. Vakumu başlatmak için gerekli olan işlemler yapıldıktan sonra vakum pompası çalıştırıldı. Yaklaşık 1 saat oda sıcaklığında vakum işlemi devam ettirildi. Katmanlar arasındaki fazla PVC solüsyonu spiral hortum aracılığı ile kompozitten uzaklaştırıldıktan sonra spiral hortumun üzerinde bulunan vana kapatılarak vakum pompası kapatıldı. Bu şekilde yaklaşık 12 saat beklenildi. 12 saatin sonra kompozitin üzerine gelmeyecek şekilde şırınga iğnesi ile üzerindeki naylon ince küçük delikler açılır. Bunun amacı; vakum torbası içerisindeki PVC solüsyonu 12 saat sonrasında akışkanlığı azalmasına rağmen hava ile temas etmeden kesinlikle tamamen kurumamaktadır. Açtığımız delikler sayesinde solüsyon hava ile temas ederken 12 saat beklettiğimiz için içerisine hava girmemektedir. Bu şekilde de yaklaşık 12 saat beklettikten sonra malzememiz sökülmeye uygun hale geliyor. Torbanın üzerindeki naylon maket bıçağı yardımı ile 4 kenardan kesilir. Cam yüzeyden rahatça kalkan kompozit naylondan da rahatça sökülmemektedir. Üretilen kompozit esnek bir malzeme

olmasından dolayı söküm işlemi rahatça yapılmaktadır. Kompozit çıkarıldıktan sonra kenarındaki kurumuş PVC kalıntıları makas veya maket bıçağı yardımı ile temizlenir. Artık üretilen malzeme istenilen işlemlere uygun hale gelmiştir.

3.3. Karakterizasyon Analizleri

Yaptığımız çalışma sonucunda ürettiğimiz nanofiberlerin ve kompozitlerin morfolojik analiz, mekanik testleri ve x ışını testleri yapılarak ürettiğimiz malzemelerin kendine özel karakterleri hakkında bilgi sahibi olmak hedeflenmiştir. Malzemelerin karakteristik özelliklerinin belirlenmesinde SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu), FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) ve TGA (Termal Gravimetrik Analiz) analizleri kullanılmıştır. Çekme testi cihazı ile kuvvet-uzama, gerilme- yüzde uzama grafiği elde ederek malzemenin mekanik özelliklerine bakılmıştır. X ışını testleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Araştırma Merkezinde yapılmıştır ve malzemenin x ışını absorpsiyon değerlerine bakılmıştır.

3.3.1. FTIR Analizi

Kızıl ötesi ışın sayesinde malzemenin yapısındaki bileşikler hakkında bilgi veren bir analizdir. Temel olarak gönderilen ışınların malzeme tarafından soğurulması ve malzemenin yapısındaki bağların titreşmesi ilkesine dayanır. Bu titreşimler, her bir bağın kendine özgü seviyede ışınların soğurulması ve titreşmesi ile oluşan kimyasal bağa özgü bir yayılımdır ve yapıda bulunan her bir bağ veya fonksiyonel grup hakkında bilgi verir. Malzemenin yapısındaki bağları aynı olup olmadığı, saflığı yapısındaki farklı bileşikler hakkında bilgi verir.

Malzemelerin içerisindeki bağları tanımlamak amacıyla BİTAM (Bilimsel ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi)'da FTIR analiz cihazı (Thermo Scientific – Nicolet iS20) ile yapılmış ve 600 ile 4000 cm^{-1} dalga sayıları arasında analiz edilmiştir.

3.3.2. SEM Analizi

Malzemelerin elektriksel iletkenlik özelliği ile malzemenin yüzeysel yapısı, fiber çapı, homojenliği hakkında bilgi veren görüntüler elde edilir. Malzemenin elektriksel iletkenlik özelliği yoksa malzeme vakum odasına konulmadan önce yüzeyi altın/paladyum ile kaplanır.

Malzemenin yüzeysel özelliklerinin incelenmesi için BİTAM (Bilimsel ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) da SEM (Hitachi – SU 1510) analiz cihazı

ile incelenmiştir. Sem numuneleri vakum odasına konmadan önce Leica, EM, ACE600 markalı kaplama cihazı ile kaplanarak elektriksel iletkenliği artırılmıştır. Vakum ünitesine yerleştirilen numunelerin havası alındıktan sonra malzeme görüntüleri 10 kX, 20 kX, 40 kX yakınlaştırma ile numune görüntüleri elde edilmiştir.

3.3.3. TGA Analizi

TGA analizi ısı yardımıyla malzemenin kütle ölçümü sayesinde kararlılığının ve bozunma noktasının belirlenmesini sağlar. Belirlenen sıcaklığa belirlenen sürede çıkararak malzemenin hangi sıcaklık aralığında kütle bozulma olmadığı yani malzemenin kararlı sıcaklık aralığının bulunması ve hangi sıcaklıktan sonra kütle kaybı başladığını yani malzemenin yapısının hangi noktada bozunmaya başladığının belirlenmesi işlemidir.

TGA analizleri Setaram – Labsys Evo marka cihaz ile BİTAM (Bilimsel ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi)'da yapılmıştır.

3.3.4. XRD Analizi

XRD, x ışınları ile yapılan ve malzemenin geometrisi sayesinde bilgi sahibi olunan bir yöntemdir. Her bir atomun, bileşiğin kendine özgü bir kristal yapısı vardır. Gönderilen x ışınları bu kristal yapıya göre belirli kırınımlar yapar ve bu kırınımlar kırınım yapan kristale özgüdür. Bu karakteristik kırınımlar sayesinde malzemenin yapı içerisinde varlığı gösterilir.

XRD analizleri BİTAM (Bilimsel ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) da bulunan PAN alytical EMPYREAN marka cihaz ile yapılmıştır. Analiz için tarama aralığı 0° ile 80° , tarama adım boyutu 0.05° 'ye ve ölçüm aşamasında tarama hızı 1 %/dakika olarak ayarlanmıştır.

3.3.5. Mekanik Dayanım Analizi

Çekme testi mekanik testler arasından en yaygın olarak kullanılan analiz çeşitidir. Numuneye uygulanan çekme yüklemesi karşısında numunenin vermiş olduğu tepki ölçülür.

Çekme testi Shimadzu AG-X marka çekme cihazı ile yapılmıştır. Üretilen kompozitler ASTM D638.33977 standardına uygun şekilde kesilmiş ve analiz yapılmıştır. İlgili standarda uygun şekilde kesilen kompozit numuneler 1mm/dk çekme hızı ile test edilmiştir.

3.4. X Işını Absorbsiyon Testleri

Projemizin asıl amacı olan X ışınlarını durdurma testleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde yapılmıştır. Varyan marka dijital röntgen tüpü, PTW marka iyon odası tipi detektör ve PTW UNİDOS marka dönüştürücü ile testler yapılmıştır.

Üretmiş olduğumuz kompozitlerin X ışını ölçüm değerleri belirlenmiştir. Belirlenen değerler üzerinden yapılan kalınlık işlemleri ile elde edilen X ışını geçirgenlik katsayıları belirlenmiştir.

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

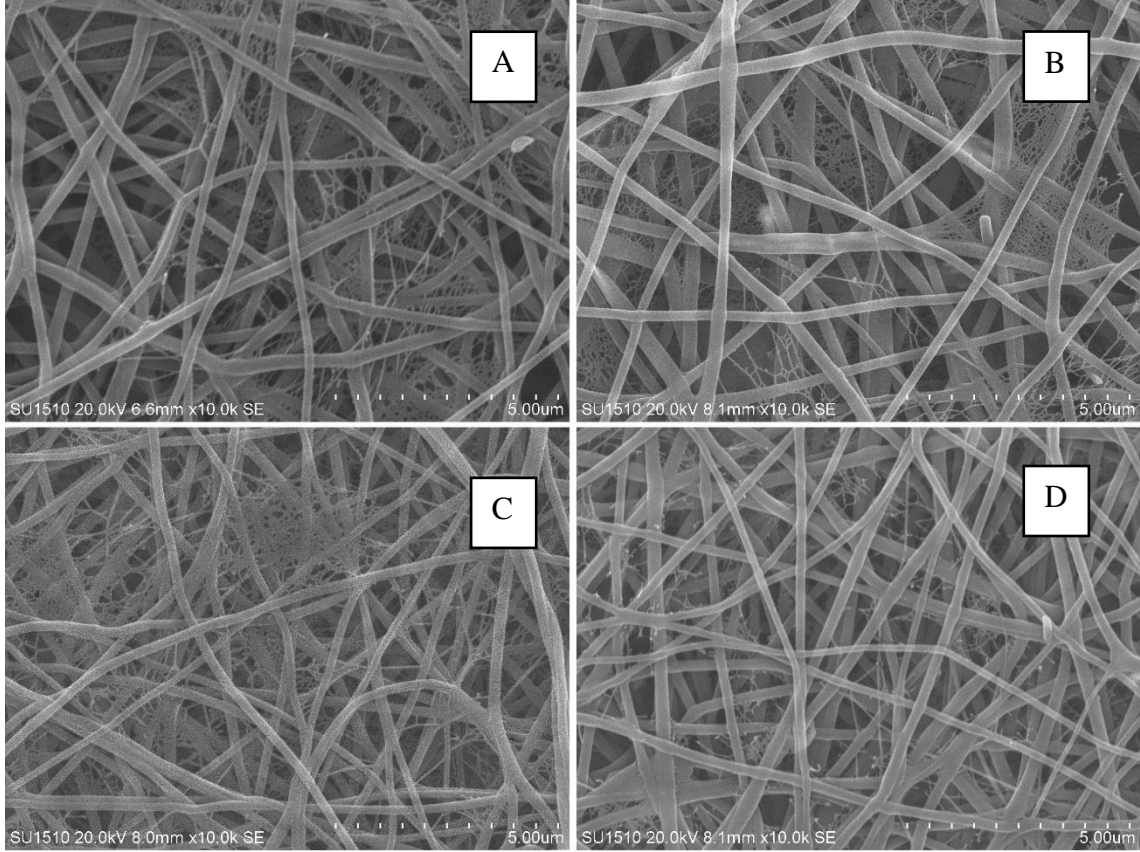
Bu tez çalışmamız kapsamında üretilen saf Naylon 6-6 nanofiber ve nanopartikül katkılı Naylon 6-6 nanofiberlerin mekanik özellikleri, karakterizasyon analizleri ve X ışını testlerinin sonuçlarının değerlendirilmesi yapılmıştır.

4.1. Nanofiberlerin Karakterizasyon Analizleri Sonuçları

Üretilen nanofiberler karakterizasyonu için SEM, FTIR ve TGA analizleri yaptırılmıştır. Yapılan analiz sonuçları bu kısımda incelenmiştir.

4.1.1. SEM Analiz Sonuçları

Üretilen nanofiberlerin morfolojik yapısı incelenmiş ve fiberlerin çapları gösterilen görseller üzerinde hesaplanmıştır.



Şekil 4.1. Üretilen nanopartikül bulunan nanofiberlerin SEM görüntüsü (a: Saf Naylon 6-6 SEM görüntüsü, b)Bi₂O₃ katkılı nanofiber SEM görüntüsü, c) Gd₂O₃ katkılı nanofiber SEM görüntüsü, d) PbO katkılı nanofiber SEM görüntüsü)

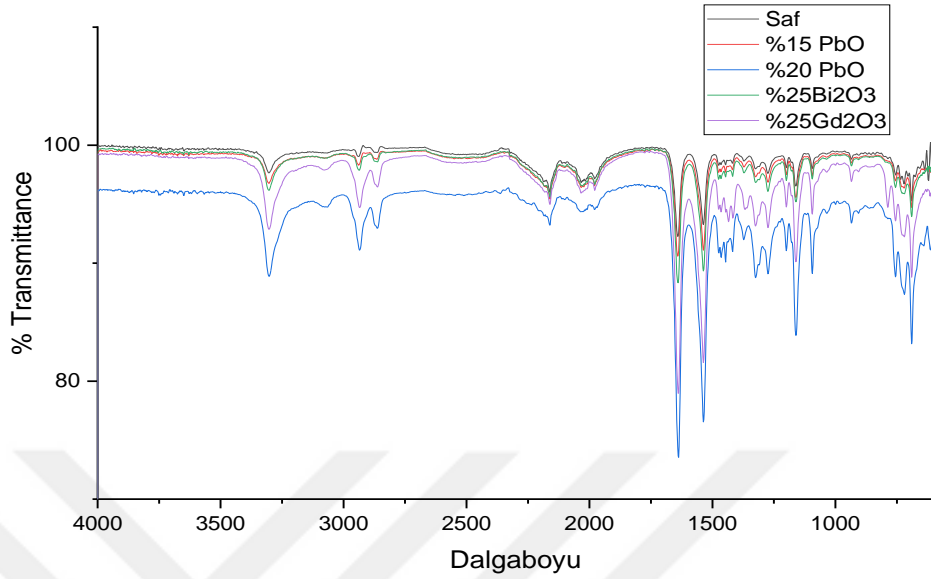
Şekil 4.1’de verilen SEM görüntülerinde gösterildiği üzere fiber çapları değişiklik göstermektedir. 10 tane seçilen fiber ile ortalama çap hesaplanmıştır. Buna göre Saf Naylon 6-6 Nanofiberlerin ortalama fiber çapı 182 nm, Bi₂O₃ katkılı nanofiberlerin ortalama fiber çapı 223 nm, Gd₂O₃ katkılı nanofiberlerin ortalama fiber çapı 401 nm, PbO katkılı nanofiberlerin ortalama fiber çapı 164 nm olarak hesaplanmıştır.

4.1.2. FTIR Analiz Sonuçları

FTIR analiziyle, polimer malzememiz olan Naylon 6-6’nın kimyasal yapısındaki bozulmaları ve eklenen nanopartiküllerin Naylon 6-6’nın kimyasal bağlarına bir etkisi olup olmadığına bakılır.

Saf Naylon 6-6 nanofiberler ile PbO- Gd₂O₃-Bi₂O₃ yüklü Naylon 6-6 nanofiberler benzer spektrumları göstermektedirler. Grafik 4.1’de Naylon 6-6 içerisine

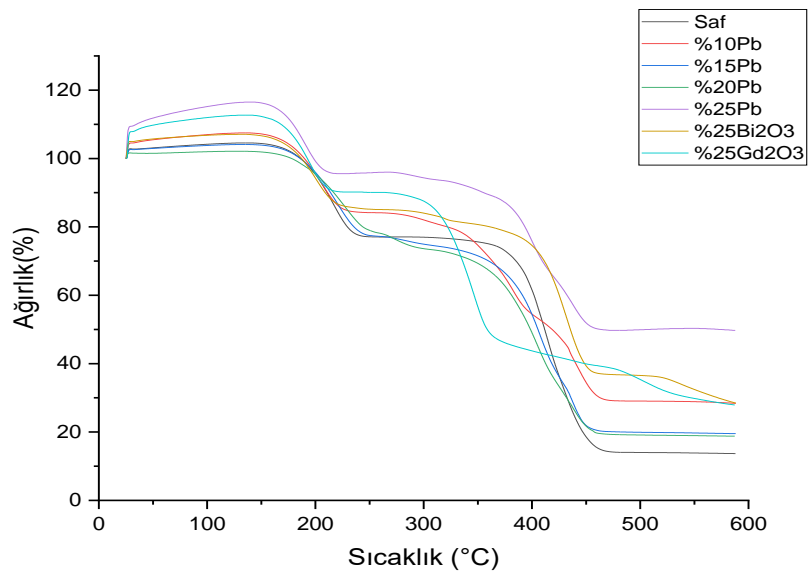
eklenen nanopartiküllerin Naylon 6-6'nın bağ yapıları üzerine bir etkisi olmadığı görülmektedir.



Grafik 4.1. Saf ve nanopartikül katkılı nanofiberlerin FT-IR analiz sonuç grafiği.

4.1.3. TGA Analiz Sonuçları

TGA analizi ile nanopartikül takviyeli ve takviyesiz nanofiberlerin sıcaklık karşısında ağırlıklarındaki değişim miktarı ölçülmüştür. Aşağıdaki grafikte saf nanofiber, %10 PbO, %15 PbO, %20 PbO, %25 PbO, %25 Gd₂O₃ ve %25 Bi₂O₃ nanopartikül katkılı nanofiberlerin TGA analiz sonucu verilmiştir.



Grafik 4.2. Nanopartikül katkılı ve katkısız nanofiberlerin TGA analiz sonuçları.

Saf Naylon 6-6 nanofiberlerin ilk bozulma sıcaklığı 136 °C'dir. Sırasıyla %10 PbO, %15 PbO, %20 PbO ve %25 PbO'nun ilk bozulma sıcaklıkları 136 °C, 139 °C, 126 °C ve 143 °C'dir. %25 Bi₂O₃ ve %25 Gd₂O₃ ün bozulma sıcaklıkları sırasıyla 134 °C ve 143 °C'dir.

Üretilen saf nanofiberlerin son bozulma sıcaklığı 590 °C'dir. PbO katkılı nanofiberlerin son bozulma sıcaklıkları yüzde oranının artışına göre sırasıyla 595 °C, 591 °C, 597 °C ve 598 °C'dir. Bi₂O₃ ve Gd₂O₃ katkılı nanofiberlerin son bozulma sıcaklıkları ise 598 °C ve 596 °C'dir.

Naylon 6-6 nanofiberin içerisine katılan PbO oranı %10 iken ilk bozulma sıcaklığında değişim olmamıştır. %15 PbO katılan numunede ilk bozulma sıcaklığına göre %2,20 oranına artış olmuştur. %20 PbO katkılı numunede ise ilk bozulma sıcaklığı %7,35 oranında düşüş görülmüştür. %25 PbO katkılı numunede ise ilk bozulma sıcaklığındaki artış %15 PbO katkılı numunenin de üzerine çıkmış ve %5,14 oranında artış olmuştur. %25 Bi₂O₃ katkılı numune de ise ilk bozulma sıcaklığı %1,47 oranında artış görülmüştür. %25 Gd₂O₃ katkılı numunede ise ilk bozulma sıcaklığı %5,14 seviyesinde artış göstermiştir.

Naylon 6-6 nanofiberin son bozulma sıcaklığı, içerisine eklenen ağırlıkça %10 PbO ile %0,84 oranında, ağırlıkça %15 PbO ile %0,16 oranında, ağırlıkça %20 PbO ile %1,17 oranında ve ağırlıkça %25 PbO ile %1,34 oranında artmıştır. Ağırlıkça %25 Bi₂O₃ eklenen nanofiberde ise %1,34 seviyesinde artış göstermiştir ki bu da %25 PbO ile aynı seviyede bir artıştır. Ağırlıkça %25 Gd₂O₃ eklenen nanofiberin son bozulma sıcaklığında %1,008 seviyesinde bir artış görülmüştür.

4.1.4. XRD Analiz Sonuçları

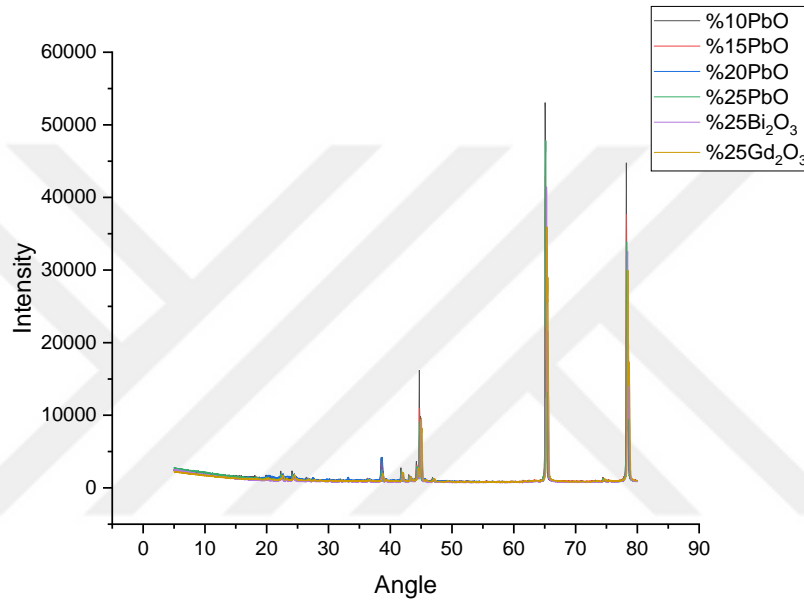
Üretilen kompozitlerin içerisindeki PbO, Gd₂O₃ ve Bi₂O₃ partiküllerinin varlığı XRD analizi ile partiküllerin kristal yapılarına bakılarak saptanmıştır. Grafik 4.3'te XRD grafiği verilmiştir.

Gd₂O₃ partiküllerin kristal yapılarına ait 111, 200, 220, 311, 222, 400 ve 331 pikleri daha önce yapılan çalışmalar(Azad ve ark., 2005) ile kıyaslandı ve Gd₂O₃ partikül varlığı ispatlandı.

Bi₂O₃ partiküllerinin kristal yapılarına ait 002, 121, 202, 241, 221 ve 321 pikler elde edilen XRD grafiklerinde görüldü. Bi₂O₃ ile yapılan çalışmalar(Patil ve ark.,

n.d.)(Shokuhfar ve ark., 2014) ile karşılaştırılarak kompozit içerisinde Bi_2O_3 varlığı gösterildi.

PbO partiküllerinin kendine özgü kristal yapısına ait 010, 110, 111, 020, 200, 210, 121, 220, 022, 202, 131 ve 311 pikleri üretilen PbO katkılı kompozitlerin XRD grafiklerinde görüldü. Elde edilen grafikler kurşun oksit ile yapılan diğer çalışmalar(Aliakbari ve ark., 2014) ile karşılaştırılarak kompozitlerin içerisinde PbO varlığı ispatlandı.

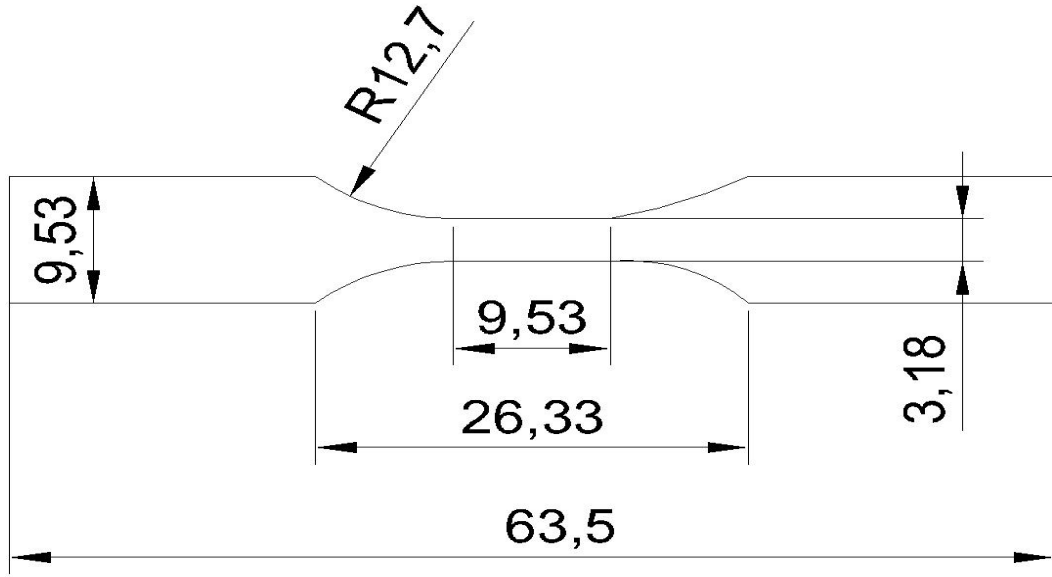


Grafik 4.3. Nanopartikül katkılı nanofiberlerin XRD analiz sonuçları.

4.1.4. Mekanik Dayanım Analiz Sonuçları

Üretilen ağırlıkça %10 PbO, %15 PbO, %20 PbO, %25 PbO, %25 Bi_2O_3 , %25 Gd_2O_3 ve nanopartikül katkısız saf Nylon 6-6 kompozitler 9,53mm*63,5mm uzunluklarda kesildikten sonra Şekil 4.2'teki gibi Dog Bone numunesi haline

getirilmiştir.



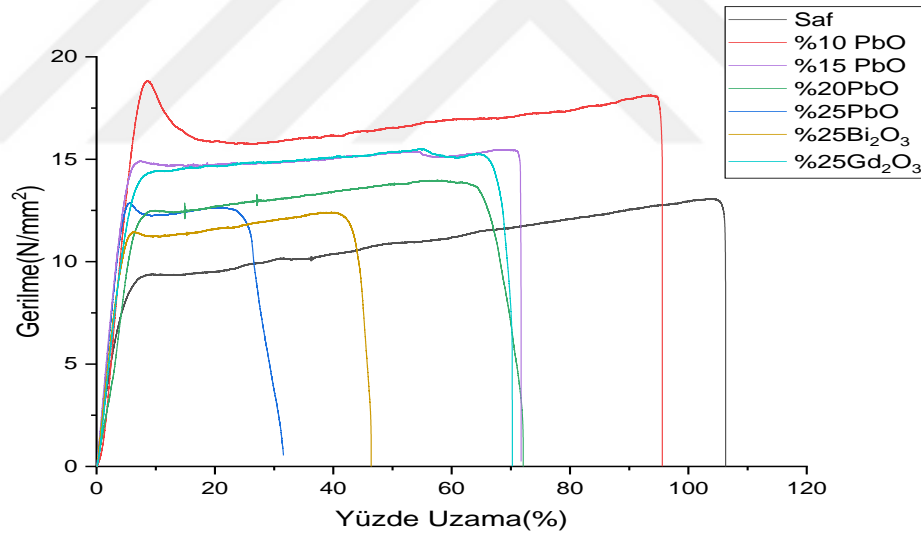
Şekil 4.2. ASTM D638.33977 Standardına göre çekme testi numunesi ölçüleri.

Dog Bone numunesi haline getirilen kompozitler çekme cihazı çenelerine bağlanmıştır. Testi 1 mm/dk sabit çekme hızı ile gerçekleştirilmiştir. Bu çekme testi sonucunda gerilme-yüzde uzama grafiği çizdirilmiştir ve elde edilen Grafik 4.4'te verilmiştir. Tablo 4.1'de her bir kompozitin maksimum gerilme ve maksimum yüzde uzama değerleri verilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre maksimum gerilme değerleri saf Naylon 6-6, %10 PbO, %15 PbO, %20 PbO, %25 PbO, %25 Bi₂O₃ ve %25 Gd₂O₃ için sırasıyla 13.07 MPa, 18.81 MPa, 15.37 MPa, 13.96 MPa, 12.84 MPa, 12.38 MPa ve 12.38 MPa'dır. Maksimum uzama değerleri ise saf Naylon 6-6, %10 PbO, %15 PbO, %20 PbO, %25 PbO, %25 Bi₂O₃ ve %25 Gd₂O₃ için sırasıyla 106.3, 95.59, 71.73, 72.10, 31.57, 46.40 ve 70.26'dır. Üretilen kompozitlere ait gerilme değerlerini kıyasladığımızda 18.81 N/mm² ile en yüksek gerilmeye %10 PbO katkılı numunenin sahip olduğu görülmektedir. En yüksek yüzde uzama değeri saf numunede çıkmıştır. Nanofiberler içerisine katılan nano PbO oranları başlangıçta mukavemette artışa sebep olmuştur. Nanopartikül miktarı %25'e çıkınca mukavemette ve yüzde uzamada azalma olmuştur. Ancak %25 PbO katkılı kompozitin maksimum gerilme değeri saf kompozitin gerilme değerinden sadece 0.2 MPa daha düşüktür.

Kompozit üretiminde kullanılan nano PbO varlığı %10 seviyesindeyken saf Naylon 6-6 kompozite göre gerilme miktarı %44.24 oranında artarken uzama yüzdesini %10.06 oranında azaltmıştır. PbO varlığı %10 seviyesinden daha yükseğe çıktıkça malzemenin

gerilme ve uzama özelliklerinin azaldığı görülmüştür. En düşük maksimum gerilmeyi %25 oranında nano PbO içeren kompozit vermiştir ve saf Naylon 6-6 kompozite göre yüzde uzama %70.29 ve maksimum gerilmesi %1.53 oranında azalış görülmüştür. Nano PbO katkılı numunelerdeki yüzde uzama miktarındaki azalışın sebebi katılan nanopartikülden kaynaklı kompozitin sünekliğinin azaltmasından kaynaklıdır. Gerilme değerlerindeki artış ise Naylon 6-6 fiberlerine dolayısı ile kompozite mukavemet sağlamasından kaynaklıdır. Mukavemetin artmasının sebebi fiberler uzarken nanopartiküllerin fibere direnç kazandırmasındandır.

%25 oranında nano Gd_2O_3 içeren kompozit ve %25 oranında nano Bi_2O_3 içeren kompozit saf Naylon 6-6 kompozite göre gerilme ve yüzde uzama grafiğine göre maksimum gerilmede sırasıyla %18.55 oranında artışa ve %5.06 oranında azalışa sebep olmuştur. Maksimum yüzde uzama miktarında ise %25 oranında Gd_2O_3 içeren kompozit %33.89 ve %25 oranında nano Bi_2O_3 içeren kompozitler %56.34 oranında düşüşe neden olmuştur.



Grafik 4.4. Nanopartikül katkılı ve katkısız Naylon 6-6 kompozitlerin Gerilme-Yüzde Uzama grafiği.

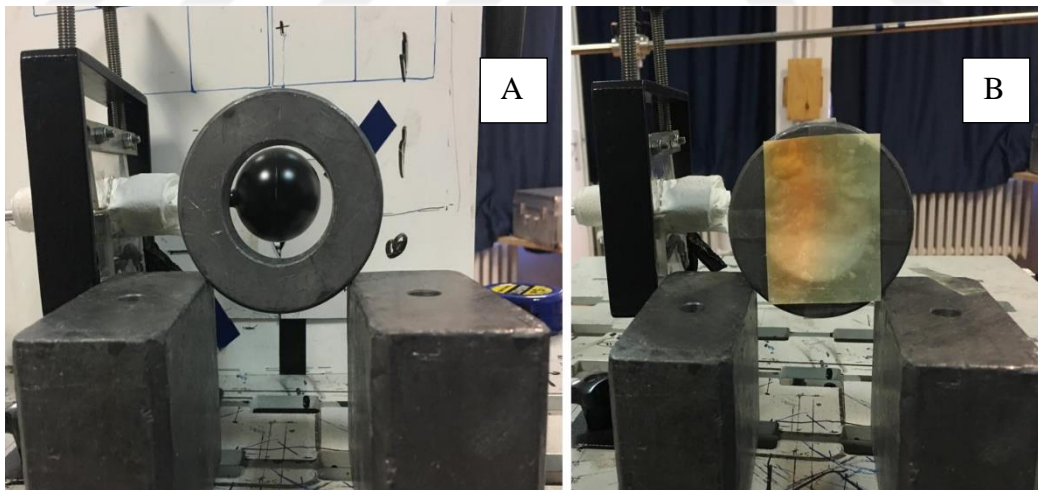
Tablo 4.1. Nanopartikül katkılı ve katkısız Naylon 6-6 kompozitlere ait maksimum gerilme ve maksimum yüzde uzama değerleri.

| Nanopartikül Katkılı Nanofiber | Maksimum Gerilme (N/mm ²) | Maksimum Yüzde Uzama (%) |
|-------------------------------------|---------------------------------------|--------------------------|
| Saf | 13.04 | 106.29 |
| % 10 PbO | 18.81 | 95.59 |
| % 15 PbO | 15.37 | 71.73 |
| % 20 PbO | 13.96 | 72.10 |
| % 25 PbO | 12.84 | 31.57 |
| % 25 Bi ₂ O ₃ | 12.38 | 46.40 |
| % 25 Gd ₂ O ₃ | 15.46 | 70.26 |

4.2. X Işını Testlerinin Sonuçları

X ışını analizleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesinde bulunan X ışını soğurma testleri atölyesinde yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde Varyan marka dijital röntgen tüpü kullanılmıştır.

Testler iki aşamada yapılmıştır. Bunlardan birincisi 10 katlı nanofiberden oluşan tek kompozitlerin ölçümüdür. İkincisi ise her biri 10 katlı nanofiberden oluşan iki veya daha fazla kompozit ile yapılan ölçümlerdir.



Şekil 4.3. Dedektör ve kurşun çemberin konumu, a) I_0 ölçmek için, b) I ölçmek için kurulmuş düzenek.

Yapılan X ışını test uygulamasının görselleri Şekil 4.3'te verilmiştir. Kompozitler 5 cm kalınlığındaki kurşun çemberin ortasına yapıştırılmıştır. Kompozitlerin önünde X ışını tüpü arkasında da iyon çemberi dedektörü olacak şekilde yerleştirilmiştir. Kompozitleri 5 cm kurşun çemberin üzerine yapıştırmanın amacı

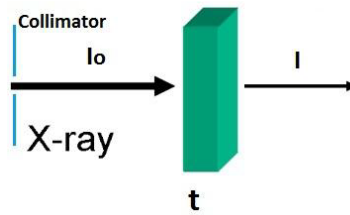
saçılma yapan X ışınlarının dedektör üzerinden tekrar geçerek yanıtıcı sonuç doğurmasını engellemektir.

Numune 5 cm'lik kurşun çembere yapıştırıldıktan sonra X ışını tüpü ile numune arasındaki mesafe 100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır ve iyon çemberi dedektörü ise 5 cm'lik kurşun çemberin hemen arkasına yerleştirilmiştir.



Şekil 4.4. Detektör ve X ışını tüpünün konumu a) X ışını tüpü, b) X ışını dedektörü

Numuneyi X ışını tüpünün önüne yerleştirme ve mesafe ayarlama işlemleri tamamlandıktan sonra 200 mA, 20 mAs ve 100 mSec değerleri sabit tutularak 40-60-80-100 kV değerlerinde X ışını şütlamaları her bir numune için yapılmıştır. Elde edilen I ve I_0 sonuçlar her bir numune için kaydedildi. Aşağıdaki şekilde I ve I_0 değerlerinin bulunduğu bölgeler Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. I ve I_0 değerlerinin kaydedildiği bölgeler (N. N. Azman, 2013).

5 cm'lik kurşun çember yerleştirildikten sonra numuneler koyulmadan 40-60-80-100 kV, 200 mA, 20 mAs ve 100 mSec değerlerinde önce üçer defa boş şütlama yapılmıştır ve ortalaması alınarak I_0 değerimiz her bir doz için belirlenmiştir. Aşağıdaki Tablo 4.2'de ölçülen I_0 değerleri ve ortalama I_0 verilmiştir.

Tablo 4.2. X ışınları testleri için kompozit konulmadan önceki doz (I_0) değerleri ve ortalaması

| Gönderilen Doz Değerleri (kV) | I(01) | I(02) | I(03) | I_0 (ortalama) |
|-------------------------------|-------|-------|-------|------------------|
| 40 kV | 0.613 | 0.611 | 0.617 | 0.614 |
| 60 kV | 1.464 | 1.462 | 1.474 | 1.467 |
| 80 kV | 2.396 | 2.403 | 2.410 | 2.403 |
| 100 kV | 3.451 | 3.467 | 3.464 | 3.461 |

Daha sonra numuneli ölçümlerde sadece doz değeri değiştirilmiştir. mA, mAs ve mSec değerleri sabit tutulmuştur.

Birinci analiz olan bir nanokompozitin X ışını durdurma değerlerinin hesaplanması için malzemeler teker teker 5 cm'lik kurşun çember önüne yerleştirilerek elde edilen doz değerleri kaydedilmiştir.

Tablo 4.3 saf Naylon 6-6 kompozitin X ışını geçirgenlik değerlerini gösteren grafik verilmiştir.

Tablo 4.3. Saf Naylon 6-6 kompozit için soğurma sonuçları ve I_0 değerleri.

| Saf Naylon 6-6 kompozit doz ölçüm değerleri (kV) | I | I_0 (ortalama) |
|--|-------|------------------|
| 40 kV | 0.538 | 0.614 |
| 60 kV | 1.332 | 1.467 |
| 80 kV | 2.212 | 2.403 |
| 100 kV | 3.237 | 3.461 |

Nanopartikül katkıli kompozitlerin ölçülen doz değerleri yapılmıştır ve sonuçlar aşağıda Tabloda 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Nanopartikül katkıli kompozitlerin soğurma sonuçları verilmiştir.

| Nanopartikül katkıli Naylon 6-6 kompozitlere uygulanan doz değerleri (kV) | I(%10Pb O), I(%15Pb O), I(%20Pb O), I(%25Pb O), I(%25Bi ₂ O ₃), I(%25Gd ₂ O ₃) | | | | | | I_0 (ortalama) |
|---|--|------------|------------|------------|---------------------------------------|---------------------------------------|------------------|
| | I(%10Pb O) | I(%15Pb O) | I(%20Pb O) | I(%25Pb O) | I(%25Bi ₂ O ₃) | I(%25Gd ₂ O ₃) | |
| 40 kV | 0.473 | 0.518 | 0.509 | 0.494 | 0.514 | 0.502 | 0.614 |
| 60 kV | 1.218 | 1.284 | 1.285 | 1.243 | 1.292 | 1.251 | 1.467 |
| 80 kV | 2.021 | 2.125 | 2.137 | 2.102 | 2.115 | 2.087 | 2.403 |
| 100 kV | 3.019 | 3.103 | 3.118 | 3.051 | 3.107 | 3.061 | 3.461 |

Eldedilen doz değerlerinden aşağıdaki denklemler yardımıyla sabit μ değeri elde edildi. Buradaki μ değeri doğrusal zayıflatma katsayıdır. Burada I kompozit malzeme varken detektörde okunan kV değerinin mikro Gray (mGy) cinsinden değeri, I_0 kompozit malzeme yokken detektörde okunan kV değerinin mikro Gray (mGy) cinsinden değeri ve t kalınlıktır.

$$I=I_0.e^{(-\mu t)}$$

Denklem 3.1. Kalınlığa bağlı doz sonucunu veren denklem.

Yukarıdaki denklem üzerinden

$$T=I/I_0=e^{(-\mu t)}$$

Denklem 3.2. X ışını iletimini gösteren T denklemi.

denklemini elde edilir. T, X ışını iletimini göstermektedir. Buradan da

$$\mu=(-\ln T)/t$$

Denklem 3.3. Kalınlığa bağlı lineer zayıflatma katsayısını (μ) veren denklem.

denklemini elde edilir. μ değerlerini hesaplayabilmek için kompozitlerin kalınlıkları cm cinsinden aşağıdaki Tablo 4.5’de verilmiştir.

Tablo 4.5. cm cinsinden kompozit kalınlıkları

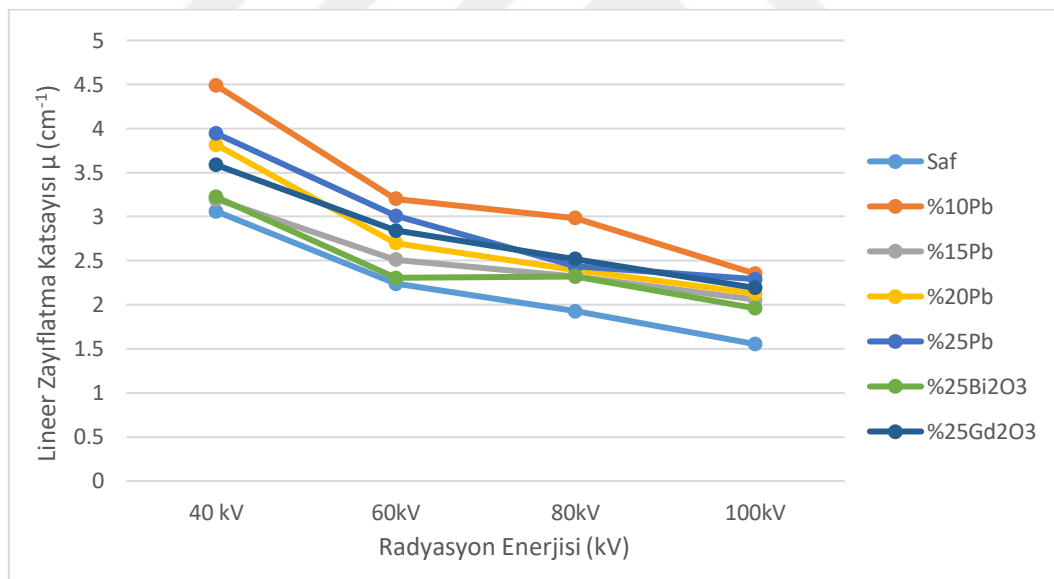
| | Saf | %10PbO | %15PbO | %20PbO | %25PbO | %25Bi ₂ O ₃ | %25Gd ₂ O ₃ |
|----------|-------|--------|--------|--------|--------|-----------------------------------|-----------------------------------|
| Kalınlık | 0.043 | 0.058 | 0.053 | 0.049 | 0.055 | 0.055 | 0.056 |

Yukarıda verilen tablolardaki bütün değerler Denklem 3.3’te yerine koyularak her bir kompozit için μ değeri hesaplanmıştır. Hesaplanan μ değerleri aşağıda Tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.6. Üretilen tüm kompozitlerin lineer zayıflatma katsayıları.

| Nanoparti kül katkı Naylon 6- 6 kompozitl erin I/I ₀ değerleri (kV) | Nanoparti kül katkı Naylon 6-6 kompozitlerin I/I ₀ değerleri (kV) | | | | | | |
|---|--|------------|------------|------------|------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| | Saf N 6-6 | I(%10 PbO) | I(%15Pb O) | I(%20Pb O) | I(%25Pb O) | I(%25Bi ₂ O ₃) | I(%25Gd ₂ O ₃) |
| 40 kV | 3.060310 | 4.488905 | 3.197673 | 3.816406 | 3.943934 | 3.222339 | 3.586639 |
| 60 kV | 2.239783 | 3.203139 | 2.509661 | 2.698644 | 3.008444 | 2.30547 | 2.840161 |
| 80 kV | 1.926066 | 2.984923 | 2.319739 | 2.394183 | 2.433249 | 2.321148 | 2.517684 |
| 100 kV | 1.553820 | 2.354062 | 2.058337 | 2.127949 | 2.290761 | 1.960066 | 2.191421 |

Yukarıda Denklem 3.3 yardımıyla her bir numune için elde edilen μ değerleri ile kV değerleri arasındaki bağıntı Grafik 4.5'te verilmiştir.



Grafik 4.5. Üretilen tüm kompozitlerin gönderilen radyasyon enerjisine göre lineer zayıflatma katsayılarını gösteren grafik.

Çalışmanın ikinci aşaması birden fazla kompozit ile yapılan doz değerlerinin ölçülmesidir.

Bu aşamada üretilen kompozitlerden oluşan farklı kombinasyonlar ile x ışını testleri yapılmıştır. Oluşturulan kombinasyonlar aşağıda Tablo 4.7'de verilmiştir.

Tablo 4.7. Farklı nanopartikül katkıli kompozitler ile oluşturulan kombinasyonlar ve bu kombinasyonlara ait kodlar.

| Kombinasyon Kodu | Oluşturulan Kombinasyonlar |
|------------------|---|
| A | Saf N6-6+Saf N6-6 |
| B | % 10PbO+% 15PbO |
| C | % 10PbO+% 15PbO+% 20PbO |
| D | % 10PbO+% 15PbO+% 20PbO+% 25PbO |
| E | % 10PbO+% 25 Bi ₂ O ₃ +% 25Gd ₂ O ₃ |
| F | % 25PbO+% 25 Bi ₂ O ₃ +% 25Gd ₂ O ₃ |

Bu aşama diğer tekli kompozitlerle aynı gün içinde ölçüm yapılmamıştır. Bu durumda I₀ değerini tekrar ölçmek zorundayız. Çünkü X ışını tüpleri çalışma süresine bağlı olarak gün içerisindeki farklı saatlerdeki ölçümlerde farklı sonuçlar vermektedir. Dedektör önünde malzeme bulunmadan 3 kere doz ölçümü yapılarak ortalama I₀ değeri tekrar hesaplanmıştır. Aşağıda Tablo 4.8’de I₀ değerleri verilmiştir.

Tablo 4.8. Oluşturulan farklı kombinasyonlar için kompozit konmadan önceki yeni doz(I₀) değerleri

| Saf Naylon 6-6 kompozit doz ölçüm değerleri (kV) | I ₀₁ | I ₀₂ | I ₀₃ | I ₀ (ortalama) |
|--|-----------------|-----------------|-----------------|---------------------------|
| 40 kV | 0.630 | 0.633 | 0.639 | 0.634 |
| 60 kV | 1.552 | 1.558 | 1.555 | 1.555 |
| 80 kV | 2.535 | 2.542 | 2.543 | 2.540 |
| 100 kV | 3.691 | 3.701 | 3.702 | 3.698 |

Ortalama I değerleri hesaplandıktan sonra yukarıdaki kombinasyonlar ile birinci aşamadaki her bir parametre aynı tutularak X ışını ölçümler yapılmış ve kaydedilmiştir. Yukarıdaki kombinasyonlara ait doz değerleri aşağıda Tablo 4.9’da verilmiştir.

Tablo 4.9. Oluşturulan kombinasyonlar ile ölçülmüş doz (I) değerleri

| Farklı kombinasyonlarla oluşturulan kompozitlere uygulanan doz değerleri(kV) | A | B | C | D | E | F | I ₀ (ortalama) |
|--|-------|-------|-------|-------|-------|-------|---------------------------|
| 40 kV | 0.514 | 0.434 | 0.376 | 0.315 | 0.369 | 0.370 | 0.634 |
| 60 kV | 1.327 | 1.190 | 1.041 | 0.913 | 1.036 | 1.041 | 1.555 |
| 80 kV | 2.235 | 2.019 | 1.841 | 1.664 | 1.818 | 1.852 | 2.540 |
| 100 kV | 3.506 | 3.046 | 2.827 | 2.580 | 2.799 | 2.800 | 3.698 |

Kombinasyonların kalınlıkları denklem 3.3'te yerine koymak için hesaplanmış ve aşağıdaki Tablo 4.10'da verilmiştir.

Tablo 4.10. Oluşturulan kombinasyonların em cinsinden kalınlıkları.

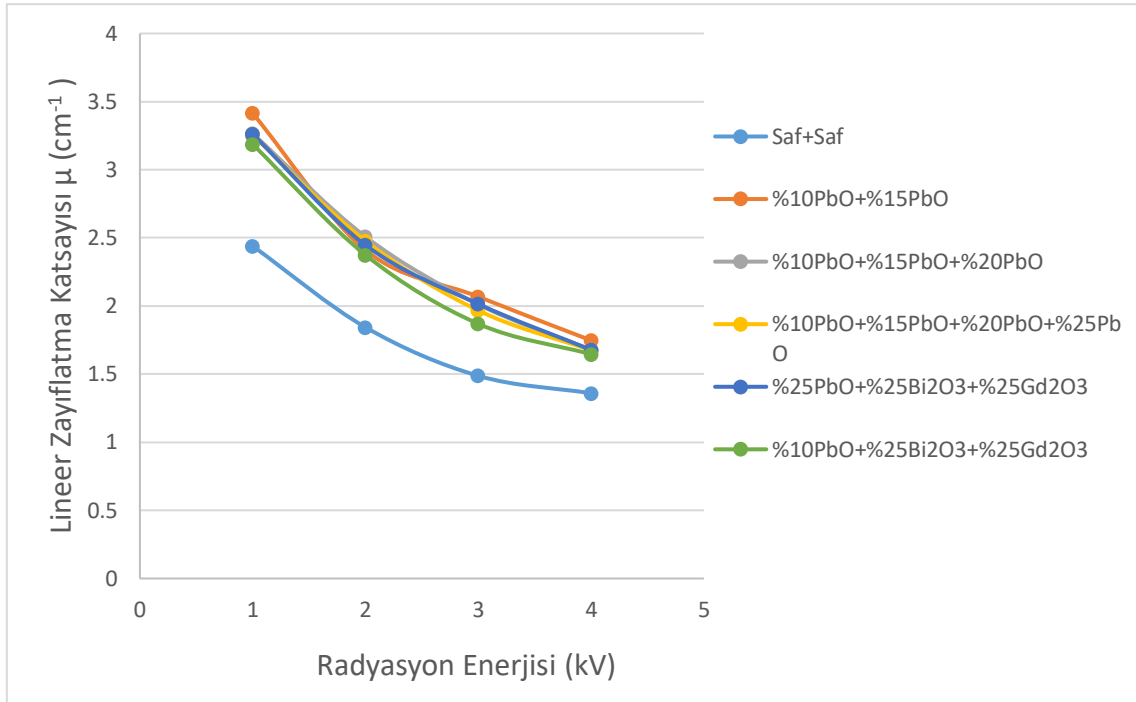
| | A | B | C | D | E | F | G |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Kalınlık | 0.043 | 0.058 | 0.053 | 0.049 | 0.055 | 0.055 | 0.056 |

Yukarıda Denklem 3.3'te veriler yerine koyularak μ değerleri her bir kombinasyon için hesaplanmıştır. Hesaplanan μ değerleri aşağıda Tablo 4.11'de verilmiştir.

Tablo 4.11. Oluşturulan kombinasyonların kalınlığa bağlı lineer zayıflatma katsayıları (μ).

| Farklı kombinasyonlarla oluşturulan kompozitlere uygulanan doz değerleri (kV) | A | B | C | D | E | F |
|--|----------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 40 kV | 2.439834 | 3.414454237 | 3.265373819 | 3.253378212 | 3.260556087 | 3.186662419 |
| 60 kV | 1.84366 | 2.410110257 | 2.508085975 | 2.47672067 | 2.446436155 | 2.374519266 |
| 80 kV | 1.487475 | 2.068123799 | 2.011594867 | 1.967161575 | 2.014620996 | 1.869218608 |
| 100 kV | 1.359355 | 1.74741332 | 1.678600339 | 1.674431321 | 1.677891099 | 1.645992401 |

Yukarıda hesaplanan μ değerlerine ait grafik aşağıda Grafik 4.6'da verilmiştir.



Grafik 4.6. Oluşturulan kombinasyonların verilen radyasyon enerjilerine göre lineer zayıflatma katsayılarını gösteren grafik.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

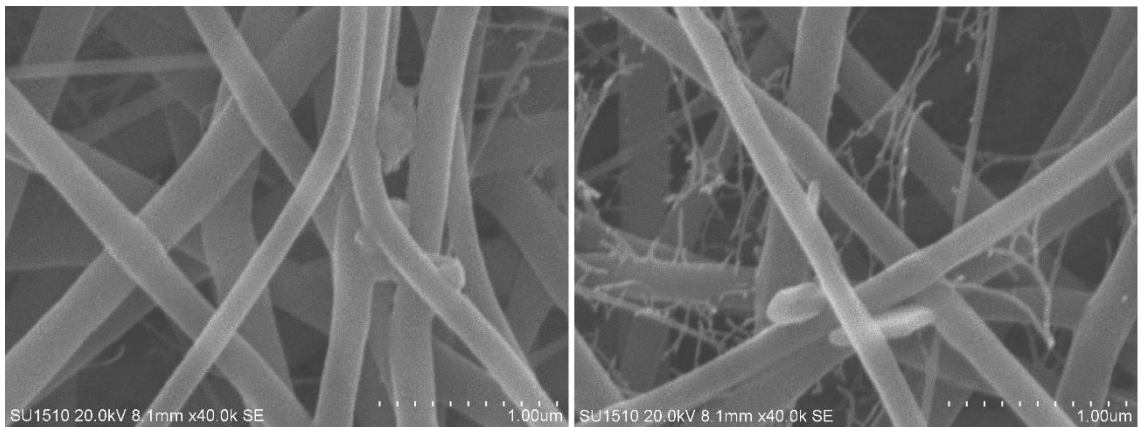
Yapılan bu tez çalışmasında X ışınları karşısında yeterli durduruculuğa sahip, piyasada kullanılan kurşun önlüklere göre daha hafif, ileride tüm vücut koruma sağlayıcı olarak üretilebilecek bir malzeme geliştirmek hedeflenmiştir. Bu hedef doğrultusunda endüstride rahatlıkla bulunabilen ve elektrospin cihazında spinlenebilen bir polimer olan Naylon 6-6 ile Elektrospin cihazı ile nanofiber matlar üretilmiştir. Üretim parametreleri optimize edildikten sonra Naylon6-6 solüsyonunun içerisine PbO nanopartikül, Gd₂O₃ nanopartikül ve Bi₂O₃ nanopartikül eklenerek nanofiber matlar üretilmiştir. Üretilen nanofiber matlar PVC ile yapıştırılarak 10 katmanlı nanofiber kompozit üretilmiştir. Üretilen nanofiber kompozitler X ışını testlerine tabi tutulmuştur. Bu çalışma sonucunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

Saf Naylon 6-6 ile üretilen fiberler Gd₂O₃ ve Bi₂O₃ nanopartikül katkılı fiberlerin çaplarına göre daha küçük çapa sahip olduğu görülmüştür. Ancak PbO katkılı numunelerin fiber çapları saf naylon 6-6'dan daha düşüktür. Bu durum saf Naylon 6-6, Gd₂O₃ nanopartikül ve Bi₂O₃ nanopartikül katkılı fiber matların elektrospin cihazındaki üretim hızları PbO ya göre daha yüksektir. Bu durum PbO katkılı matlardaki fiberlerin çaplarının daha küçük olmasına sebep olmaktadır.

FT-IR analizi ile eklenen nanopartiküllerin Naylon 6-6 bağ yapısına başarılı bir şekilde eklendiği görülmektedir.

TGA analizi ile saf Naylon 6-6 nanofiber kompozitin ilk bozulma sıcaklığı 136 °C ve son bozulma sıcaklığı 590 °C olarak belirlenmiştir. PbO katkılı kompozitlerin yüzde oranı arttıkça ilk bozulma sıcaklığı artmıştır ancak %20 PbO nanopartikül katkılı kompozitin ilk bozulma sıcaklığı 126°C ye düşmüştür. Bu düşüşün sebebi belirlenememiştir. %25 Bi₂O₃ nanopartikül katkılı kompozitin bozulma sıcaklığı saf Naylon 6-6 ile aynı olup değişiklik göstermemiştir. %25 Gd₂O₃ nanopartikül katkılı kompozitin ilk bozulma sıcaklığı saf Naylon 6-6 kompozite göre artış göstermiştir. Üretilen kompozitlerin hepsinde son bozulma sıcaklığı saf Naylon 6-6 kompozite göre yükseliş göstermiştir.

Üretilen kompozitlerin tek katmanlı X ışınları tertlerine bakılınca % 10 PbO nanopartikül içeren kompozit saf Naylon 6-6 kompozite oranla yaklaşık %50 oranında lineer zayıflatma katsayısını artırmıştır. Ancak PbO nanopartikül miktarı arttıkça saf Naylon 6-6 ya göre lineer zayıflatma katsayısı artmış olsa da %10 PbO nanopartikül içeren kompozite göre lineer zayıflatma katsayısında düşüş görülmüştür. Bunun sebebi %15-%20-%25 PbO üretiminde nanofiber matların üretimi aşamasında matların iç yapısında damlacık oluşmasından kaynaklanmakta olduğu düşünülüyor. Fiber matlar içindeki damlacık yapısı fiber matın içerisinde boşluk oluşturduğu için gözeneklilik artmakta bu sebepten lineer zayıflatma katsayısı azalmaktadır. Nurul Z. Noor Azman ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da fiber matlar arasındaki boncuksu yapılardan kaynaklı nanopartikül miktarı artmasına rağmen gözeneklilik arttığından lineer zayıflatma miktarında düşüş görülmüştür. Aşağıdaki %25 PbO nanofiberden alınmış SEM görüntüsü bu ihtimali desteklemektedir.



Şekil 5.1. %25 PbO kompozite ait damlacık yapıyı gösteren SEM görüntüsü.

%25 Bi₂O₃ nanopartikül içeren kompozit ise saf Naylon 6-6 ya göre daha iyi bir lineer zayıflatma sonucu verse de PbO nanopartikül içeren kompozitlere göre lineer zayıflatma sonucu daha düşük kalmıştır.

%25 Gd₂O₃ nanopartikül içeren kompozit saf Naylon 6-6, %15 PbO nanopartikül ve %25 Bi₂O₃ nanopartikül içeren kompozitlere kıyasla daha iyi sonuç vermiştir ama diğer kompozitlere göre lineer zayıflatma miktarı daha düşük kalmıştır.

X ışını testlerinin ikinci kısmını oluşturan kompozitleri üst üste koyarak kalınlık artışı sağlanması ile yapılan testlerin sonucuna göre tek katmanlı saf naylon 6-6 kompozit, üst üste konularak oluşturulan 2 katmanlı kompozite göre lineer zayıflatma miktarı daha yüksektir. Üst üste konularak oluşturulan kombinasyonların hiçbiri tek katmanlı %10 PbO seviyesinde lineer zayıflatma miktarına ulaşamamıştır. Ayrıca oluşturulan %10 PbO ve %15 PbO ile oluşturulan kompozit 40 kV da diğer kombinasyonlara göre az da olsa üstünlük sağlasa da genel anlamda hiçbir kombinasyon birbirine net bir üstünlük sağlayamamıştır. Bu kombinasyonların tek katmanlı numunelere göre beklenen artışı sağlamamasının sebebi kompozitlerin üst üste konularak x ışını testi yapılmasından kaynaklı olduğu tahmin edilmektedir. Katmanlar arasındaki boşluklardan dolayı x ışınlarındaki saçılma miktarındaki artış lineer zayıflatma katsayısı üzerinde olumsuz bir etki oluşturmaktadır.

5.2 Öneriler

Yaptığımız bu tez çalışması sonucunda ileride yapılması gereken çalışmalar şu şekilde sıralanabilir:

Elektrospin yöntemi ile fiber üretmek için Naylon 6-6 ya muadil başka bir polimer seçilebilir. Çünkü içine katılan nanopartiküle göre değişmekle birlikte bir tane nanofiber mat üretmek için gereken süre 15-20 saat arasındadır.

PbO miktarı %10 ile %15 arasında seçilerek en optimize PbO dolgu oranına ulaşılabilir ve bu sayede en iyi lineer zayıflatma oranı tespit edilebilir.

PbO yerine toksik olmayan bir partikül bulmak için daha farklı elementler veya bileşikler ile çalışma yapılması gerekmektedir. Çünkü üretmiş olduğumuz hiçbir kompozit %10 PbO kadar iyi bir lineer zayıflatma miktarına ulaşamamıştır.

Katmanlı kompozitler ile yapılan x ışını testlerindeki saçılma miktarını azaltmak için fiber sayısı 10 kattan fazla tekli kompozit üretilmeli ve kalınlık miktarına göre lineer zayıflatma miktarı tekrar test edilmelidir.

6. KAYNAKLAR

- Abunahel, B. M., Ramli, R. M., Quffa, K. M., & Azman, N. Z. N. (2018). Effect of nanofibrous porosity on the X-ray attenuation properties of electrospun n-Bi₂O₃/epoxy–polyvinyl alcohol (PVA) nanofiber mats. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*, 124(8). <https://doi.org/10.1007/S00339-018-1975-9>
- Aliakbari, A., Najafi, E., Amini, M. M., & Ng, S. W. (2014). Structure and photoluminescence properties of lead(II) oxide nanoparticles synthesized from a new lead(II) coordination polymer. *Monatshefte Fur Chemie*, 145(8), 1277–1285. <https://doi.org/10.1007/S00706-014-1202-0/TABLES/3>
- Arslan, M. (n.d.). SABİT ANOTLU X İŞİNİ TÜPÜ TASARIMI VE İMALATI. *Static.Ohu.Edu.Tr*. Retrieved July 31, 2022, from <http://static.ohu.edu.tr/uniweb/media/portallar/mekatronikmuhendisligi/sayfalar/16190/hnp3xqt4.pdf>
- Ateş, H. (n.d.). NANO PARÇACIKLAR VE NANO TELLER. *Dergipark.Org.Tr*.
- Ates, H., Bahceci, E., Üniversitesi, G., Fakültesi, T., ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, M., & Kemal Üniversitesi, M. (n.d.). Nano malzemeler için üretim yöntemleri. *Dergipark.Org.Tr*. Retrieved July 31, 2022, from <https://dergipark.org.tr/en/pub/gujsc/issue/7467/98323>
- Azad, A. M., Matthews, T., & Swary, J. (2005). Processing and characterization of electrospun Y₂O₃-stabilized ZrO₂ (YSZ) and Gd₂O₃-doped CeO₂ (GDC) nanofibers. *Materials Science and Engineering: B*, 123(3), 252–258. <https://doi.org/10.1016/J.MSEB.2005.08.070>
- Azman, N. N. (2013). *Design of nanostructured polymeric materials for radiation shielding of ionizing radiations*.
- Azman, N. Z. N., Siddiqui, S. A., Haroosh, H. J., Albetran, H. M. M., Johannessen, B., Dong, Y., & Low, I. M. (2013). Characteristics of X-ray attenuation in electrospun bismuth oxide/polylactic acid nanofibre mats. *Journal of Synchrotron Radiation*, 20(5), 741–748. <https://doi.org/10.1107/S0909049513017871>
- B Ballsieper - US Patent 7, 897,949, & 2011, undefined. (2011). Laminated lead-free X-ray protection material. *Google Patents*. <https://patents.google.com/patent/US7897949/en>
- BioScience, L. O.-, & 2019, undefined. (n.d.). Ionizing Radiation and the Life Sciences: Puzzles and pathways to the future. *Academic.Oup.Com*. Retrieved July 31, 2022, from <https://academic.oup.com/bioscience/article-abstract/69/5/324/5420324>
- Çakmakçı, E. (2009). *Elektrospinning yöntemi ile yeni polimerik malzemelerin sentezi ve karakterizasyonu*.
- Çelik, S. (2012). *X ışınlarından korunmada yeni bir kompozit materyalin geliştirilmesi*.
- Çetin, H. (2011). *Tıbbi amaçlı x ışını uygulamalarında radyasyondan korunmak amacıyla kullanılan kurşunlu önlük malzemelerine alternatif olarak üretilen kurşunsuz örneklerin*.
- Çimen, B. (2018). *İYONLAŞTIRICI RADYASYON VE ÇEVRE GÜVENLİĞİ*. <http://acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080/xmlui/bitstream/handle/123456789/10424/489345.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Coşkun, Ö. (2011). İyonize radyasyonun biyolojik etkileri. *Dergipark.Org.Tr*. <https://dergipark.org.tr/en/pub/tbed/issue/20927/225012>
- Demir, M., Dergisi, B. D.-İ. T. Ü. F. B., & 20, undefined. (n.d.). Medikal fizikçilerin eğitimi, görev ve sorumlulukları. *Dergipark.Org.Tr*, 63–71. Retrieved July 31, 2022, from <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/199535>

- Dinç, H. (n.d.). *Polivinil borat sentezin; elektrospin yöntemiyle nanofiber hazırlanması ve karakterizasyonu*.
- Dodoo-Amoo. (2003). Development of composite materials for non-lead gloves for use in radiological hand protection. *Journals.Lww.Com*.
- Ekinci, M. (2019). *Sağlık Çalışanlarının Radyasyon Tutumunu Belirleme Ölçeği Geliştirme ve Uygulama Çalışması*.
- Gökharman, D., Aydın, S., Üniversitesi, P. K.-S. D., & 2016, undefined. (n.d.). Radyasyon güvenliğinde mesleki olarak bilmemiz gerekenler. *Dergipark.Org.Tr*.
- Günther, K., Giebing, C., Askani, A., ... T. L.-M. C. and, & 2015, undefined. (n.d.). Cellulose/inorganic-composite fibers for producing textile fabrics of high X-ray absorption properties. *Elsevier*.
- H Eder - US Patent 7, 041,995, & 2006, undefined. (2006). Lead substitute material for radiation protection purposes. *Google Patents*.
<https://patents.google.com/patent/US7041995B2/en>
- Hazlan, M. H., Jamil, M., Ramli, R. M., & Noor Azman, N. Z. (2018). X-ray attenuation characterisation of electrospun Bi₂O₃/PVA and WO₃/PVA nanofibre mats as potential X-ray shielding materials. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*, 124(7). <https://doi.org/10.1007/S00339-018-1915-8>
- Jamil, M., Hazlan, M., Ramli, R., and, N. A.-R. P., & 2019, undefined. (n.d.). Study of electrospun PVA-based concentrations nanofibre filled with Bi₂O₃ or WO₃ as potential x-ray shielding material. *Elsevier*.
- Kayhan, E. (2003). *Çift Enerjili X-ışını Absorbsiyometrisi Tekniği Kalite Kontrol Ölçümlerine İlişkin Değerlendirme*. <https://polen.itu.edu.tr/handle/11527/17417>
- Low, I. M., & Noor Azman, N. Z. (2020). Characterisation of Micro-Sized and Nano-Sized Tungsten Oxide-Epoxy Composites for Radiation Shielding of Diagnostic X-Rays. *Polymer Composites and Nanocomposites for X-Rays Shielding*, 65–76. https://doi.org/10.1007/978-981-13-9810-0_6
- Maghrabi, H. A., Vijayan, A., Deb, P., & Wang, L. (2016). Bismuth oxide-coated fabrics for X-ray shielding. *Textile Research Journal*, 86(6), 649–658. <https://doi.org/10.1177/0040517515592809>
- Mirzaei, M., Zarrebini, M., Shirani, A., Technology, M. S.-P., & 2019, undefined. (n.d.). X-ray shielding behavior of garment woven with melt-spun polypropylene monofilament. *Elsevier*.
- Nambiar, S., Osei, E., polymer, J. Y.-J. of applied, & 2013, undefined. (2012). Polymer nanocomposite-based shielding against diagnostic X-rays. *Wiley Online Library*, 127(6), 4939–4946. <https://doi.org/10.1002/app.37980>
- Oflaz, K. (2016). *Manyetik nanofiber membranlar*.
- Özcan, B. (2019). *Nanofiber Membranların hazırlanması, karakterizasyonu, antibakteriyel özellikleri ve ayırma işlemlerinde kullanılması*.
- Patil, M., Deshpande, V., Dhage, S., letters, V. R.-M., & 2005, undefined. (n.d.). Synthesis of bismuth oxide nanoparticles at 100 C. *Elsevier*.
- Qu, L., Tian, M., Zhang, X., Guo, X., Zhu, S., Han, G., & Li, C. (2015). Barium sulfate/regenerated cellulose composite fiber with X-ray radiation resistance. *Journal of Industrial Textiles*, 45(3), 352–367. <https://doi.org/10.1177/1528083714534708>
- Schlattl, H., Zankl, M., Eder, H., physics, C. H.-M., & 2007, undefined. (2007). Shielding properties of lead-free protective clothing and their impact on radiation doses. *Wiley Online Library*, 34(11), 4270–4280. <https://doi.org/10.1118/1.2786861>

- Shokuhfar, A., Nasir, K., Esmailirad, A., Mazinani, V., Mallahi, M., Shokuhfar, A., Vaezi, M. R., Esmailirad, A., & Mazinani, V. (2014). Synthesis and characterization of bismuth oxide nanoparticles via sol-gel method. *Researchgate.Net*, 03, 162–165.
- Süslü, A. (2009). *Elektro-eğirme yöntemi ile nanofiber ve nanotüp üretimi*. TJ Beck - US Patent App. 12/982, 447, & 2011, undefined. (n.d.). Multi-layer light-weight garment material with low radiation buildup providing scattered-radiation shielding. *Google Patents*. Retrieved July 31, 2022, from <https://patents.google.com/patent/US20110163248/en>
- Tucker, N., Stanger, J. J., Staiger, M. P., Razzaq, H., & Hofman, K. (2012). The history of the science and technology of electrospinning from 1600 to 1995. *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, 7(3), 63–73. <https://doi.org/10.1177/155892501200702S10>
- Tüylek, Z. (n.d.). Küçük şeylerin hikâyesi: Nanomalzeme. *Dergipark.Org.Tr*. Retrieved July 31, 2022, from <https://dergipark.org.tr/en/pub/nevbiltek/issue/27145/284737>
- Ulu, M., & Polatöz, A. (n.d.). PARÇACIK DETEKTÖRLERİNİN TIPTA KULLANIMI. *Fbe.Cu.Edu.Tr*.
- Üstündağ, N., Akyurt, N., Üniversitesi, M., Hizmetleri, S., Yüksekokulu, M., Bölümü, R., & İstanbul, H. K. (n.d.). X IŞINLARININ FARKLI ALANLARDA KULLANIMI. *Jmo.Org.Tr*.
- Wei, Z., & Wei, Z. (2007). *Composite shielding material for protection against medical x-ray*. <https://patents.google.com/patent/WO2009046607A1/en?q=Composite+shielding+material+for+protection+against+medical+x-ray>
- Yılmaz, E. (n.d.). RADYASYONDAN KORUNMA. *Ankalite.Com.Tr*.