

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TIBBİ AMAÇLI X IŞINI UYGULAMALARINDA
RADYASYONDAN KORUNMAK AMACIYLA
KULLANILAN KURŞUNLU ÖNLÜK
MALZEMELERİNE ALTERNATİF OLARAK
ÜRETİLEN KURŞUNSUZ ÖRNEKLERİN
SOĞURMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

HÜSEYİN ÇETİN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2011

DEU.HSI.Msc-2009970111

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TIBBİ AMAÇLI X İŞİNİ UYGULAMALARINDA
RADYASYONDAN KORUNMAK AMACIYLA
KULLANILAN KURŞUNLU ÖNLÜK
MALZEMELERİNE ALTERNATİF OLARAK
ÜRETİLEN KURŞUNSUZ ÖRNEKLERİN
SOĞURMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HÜSEYİN ÇETİN

Danışman: Yrd.Doç.Dr. Ayşegül YURT

Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TUBİTAK) 1507-TÜBİTAK KOBİ Ar-
Ge Başlangıç Destek Programı 7100845
(Bu araştırma TUBİTAK tarafından B.02.1.TBT.0.06.02.07.-067 sayı ile desteklenmiştir.)

DEU.HSI.Msc-2009970111

JÜRİ İMZALARI

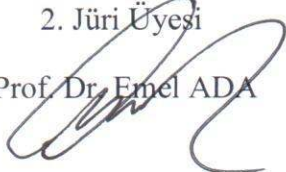
Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Hüseyin ÇETİN'in "Tıbbi Amaçlı X Işını Uygulamalarında Radyasyondan Korunmak Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Önlük Malzemelerine Alternatif Olarak Üretilen Kurşunsuz Örneklerin Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi" isimli tez projesi tarafımızdan başarılı/başarısız bulundu.



1. Jüri Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

2. Jüri Üyesi



Prof. Dr. Emel ADA

3. Jüri Üyesi

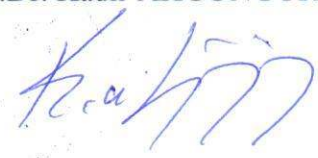
Prof. Dr. Ayşenur DEMİRAL

4. Jüri Üyesi



Prof. Dr. Süleyman MEN

5. Jüri Üyesi



Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR

1. Yedek Jüri Üyesi

Yrd. Doç. Dr. Özlem KARADENİZ

2. Yedek Jüri Üyesi



Prof. Dr. Gamze Çapa KAYA

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER LİSTESİ	i
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	v
GRAFİK LİSTESİ	vi
KISALTMALAR	vii
TEŞEKKÜR	ix
ÖZET	1
SUMMARY	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1 Radyasyon	5
2.2 Radyasyon Birimleri	6
2.2.1 Radyoaktivite Birimi	6
2.2.2 Işınlama Dozu Birimi	7
2.2.3 Soğurulan Doz Birimi	7
2.2.4 Eşdeğer Doz Birimi	7
2.3 X-Işınlarının Oluşumu ve Madde İle Etkileşimi	8
2.3.1 Bremsstrahlung Olayı	8
2.3.2 Karakteristik X-Işınları	10
2.3.3 Kütle Soğurma Katsayısı	10
2.3.4 Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi	11
2.3.5 Elektromanyetik Radyasyonun Soğurulması	12

2.3.5.1 Fotoelektrik Olay	12
2.3.5.2 Çift Oluşum	13
2.3.6 Elektromanyetik Radyasyonun Saçılması	13
2.3.6.1 Koherent Saçılma	13
2.3.6.2 İnkoherent Saçılma	14
2.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	15
2.5 Radyasyondan Korunma	17
2.5.1 Gerekliklik	17
2.5.2 Optimizasyon	17
2.5.3 Doz Sınırları	17
2.6 Radyasyondan Korunma Yöntemleri	18
2.6.1 Mesafe Kuralı	19
2.6.2 Zaman Kuralı	20
2.6.3 Zırhlama Kuralı	20
2.7 Tanısal Radyolojide Kişisel Korunma	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	22
3.1 Araştırmanın Tipi	22
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı	22
3.3 Çalışma Materyali	23
3.4 Araştırmanın Değişkenleri	25
3.5 Veri Toplama Araçları	27
3.5.1 Veri Kayıt Formu	27
3.5.2 XCOM Programı	28
3.5.3 X Işını Analizörleri	28
3.5.3.1 Radyografi Dedektörü (RF&Mam Detector)	28

3.5.3.2 Alan Dedektörü (Survey Detector)	29
3.5.4 Dijital Radyografi Cihazı	30
3.5.5 PMMA(Polimetilmetakrilat) Fantom	35
3.6 Araştırmanın Planı ve Takvimi	36
3.7 Verilerin Değerlendirilmesi	36
3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları	37
3.9 Etik Kurul Onayı	37
4. BULGULAR	38
4.1 Örneklerin Kalınlıkları	38
4.2 Birincil X-ışını İle İlgili Ölçümler	38
4.2.1 Birincil X-ışını İçin % Soğurma Etkisi	40
4.2.2 Örneklerin Kurşun Eşdeğer Kalınlıkları ve Ağırlıkları	42
4.3. Saçılan X-ışını İle İlgili Ölçümler	43
4.3.1 Saçılan X-ışınları İçin % Soğurma Etkisi	45
5.TARTIŞMA	48
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
7. KAYNAKLAR	54
8. EKLER	57

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1. Radyasyon Birimleri.....	8
Tablo 2. Radyasyonla Çalışan Kişiler ve Halk İçin Doz Sınırları	18
Tablo 3. Kurşunun ve Seçilen Elementlerin Önemli Bazı Özellikleri.....	27
Tablo 4. Veri Kayıt Formu Örneği	28
Tablo 5. Birincil X-ışını Altındaki Ölçümler.....	39
Tablo 6. Birincil X-ışını İçin Hesaplanan % Soğurma Etkileri	41
Tablo 7. 100 kV’de Örneklerin Geçirgenlik Katsayıları, Kurşun Eşdeğeri Kalınlıkları ve Ağırlıkları	43
Tablo 8. Saçılan X-ışınları İçin Alınan Ölçümler	44
Tablo 9. Saçılan X-ışınları İçin Hesaplanan % Soğurma Etkileri	46

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Elektromanyetik Spektrum	6
Şekil 2. X ışınlarının üretimi – Bremsstrahlung.....	9
Şekil 3. Tungsten ve Molibden için X-ışını spektrumu	9
Şekil 4. Karakteristik X-ışını oluşumu	10
Şekil 5. Lambert Kanunu	11
Şekil 6. Fotoelektrik olay	12
Şekil 7. Çift oluşum.....	13
Şekil 8. Compton olayı.....	14
Şekil 9. Radyasyonun biyolojik etkilerinin sınıflandırılması.....	16
Şekil 10. Ters kare kanunu	19
Şekil 11. Radyasyonun zırhlanması	20
Şekil 12. Çeşitli radyasyondan koruyucular.....	21
Şekil 13. Rodolfo Comerio marka açık karıştırıcı.....	23
Şekil 14. Memtaschi Mario Milano marka pres	24
Şekil 15. Memtaschi Mario Milano marka pres	25
Şekil 16. Radyografi dedektörü (RF&Mam Detector)	29
Şekil 17. Alan Dedektörü (Survey Detector)	30
Şekil 18. Birincil X-ışını altında havadaki doz değerlerinin ölçüm düzeneği	31
Şekil 19. Birincil X-ışını altında örnekler için doz değerlerinin ölçüm düzeneği.....	32
Şekil 20. Saçılan X-ışını altında havadaki doz değerlerinin ölçüm düzeneği	34

Şekil 21. Saçılan X-ışını altında örnekler için doz değerlerinin ölçüm düzeneği	35
Şekil 22. PMMA (Polimetilmetakrilat) Fantom	35

GRAFİK LİSTESİ

Sayfa No

Grafik 1. Metal Karışımı ve Kurşun İçin Enerjiye Göre Kütle Soğurma Katsayısı Değişimi Grafığı (XCOM çalışması)	26
Grafik 2. Birincil X-ışını İçin Tüp Voltajı - % Soğurma Etkisi Grafığı.....	42
Grafik 3. Saçılan X-ışını İçin Tüp Voltajı - % Soğurma Etkisi Grafığı	47

KISALTMALAR

RoHS	: Restriction of Hazardous Substances Directive
EEE	: Elektrikli ve Elektronik Eşyalarda Bazı Zararlı Maddelerin Kullanımının Sınırlandırılmasına Dair Yönetmelik
IPEM	: Institute of Physics and Engineering in Medicine
kV	: kilovolt
TSE	: Türk Standartları Enstitüsü
mmPb	: milimetre kurşun
Gy	: Gray
Ci	: Curie
Bq	: Becquerel
R	: Röntgen
S	: Radyoaktif kaynak
rad	: radiation absorbed dose
rem	: roentgen equivalent man
Sv	: Sievert
W_R	: radyasyon ağırlık faktörü
μ_m	: birim kütle başına birim alandaki soğurma
μ/ρ	: kütle soğurma katsayısı
μ	: lineer soğurma katsayısı
I	: radyasyon şiddeti
t	: malzeme kalınlığı
E	: elektronun toplam enerjisi

T	: elektronun kinetik enerjisi
λ	: dalga boyu
h	: Planck sabiti
θ	: elektronun saçılma açısı
c	: ışık hızı
DNA	: deoksiribonükleik asit
ICRP	: International Commission on Radiological Protection
EURATOM	: The European Atomic Energy Community
ALARA	: As Low As Reasonably Achievable
D	: doz hızı
PMMA	: polimetilmetakrilat
ISO	: International Organization for Standardization
ASTM	: American Society for Testing and Materials
eV	: elektronvolt
akb	: atomik kütle birimi
Z	: atom numarası
B	: geçirgenlik katsayısı
α, β, γ	: 100 kV için sabit parametreler

TEŞEKKÜR

Bu çalışma boyunca bilgi ve deneyimleri ile başından sonuna hep yanımda olan, çalışmamı yönlendiren, fikirler veren ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen, kendisi ile çalışmaktan büyük onur duyduğum değerli danışmanım Yrd. Doç.Dr. Ayşegül YURT'a,

Çalışmama olan büyük emekleri, maddi ve manevi destekleri ve mesleki tecrübeme olan üstün katkılarından dolayı başta şirket müdürü Hasan Hüseyin KARA olmak üzere tezimin yazımında deneyimleri ile bana yol gösteren fizikçi arkadaşım Ayşe HOCA, verilerin alınması, işlenmesi ve değerlendirilmesi kısmında büyük destek veren arkadaşlarım Gonca ÖZBENGİ, Tuğçe GÜNAYDIN, Barış ÜNLÜ ve ismini sayamadığım diğer tüm Etkin Tıbbi Cihazlar personeline,

Polimer malzemeden oluşan çalışma örneklerimin üretilip ölçüm alınmasına hazır hale getiren, teknik olarak bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Prof. Dr. Veli DENİZ ve Yrd. Doç.Dr. Bağdagül KARAAĞAÇ başta olmak üzere değerli çalışma arkadaşım kimya mühendisi Serra HAZNACI'ya,

Çalışmam boyunca uzaktan da olsa büyük destekleri ile varlığını hissettiren Medikal Fizikçi Yiğit ÇEÇEN'e,

Beni Medikal Fizikçi olarak yetiştiren Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'ndaki hocalarımdan Zafer KARAGÜLER başta olmak üzere tüm hocalarıma,

Varlıklarının yeterli olduğu sevgili aileme TEŞEKKÜR EDERİM.

Hüseyin ÇETİN

Ağustos 2011, İZMİR

TIBBİ AMAÇLI X IŞINI UYGULAMALARINDA RADYASYONDAN KORUNMAK AMACIYLA KULLANILAN KURŞUNLU ÖNLÜK MALZEMELERİNE ALTERNATİF OLARAK ÜRETİLEN KURŞUNSUZ ÖRNEKLERİN SOĞURMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Hüseyin ÇETİN

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, Inciraltı-İZMİR

ctn.huseyin@gmail.com

ÖZET

Tanı ve tedavide kullanılan iyonlaştırıcı radyasyondan korunmak amacıyla sıklıkla kurşunlu koruyucular kullanılır ve bu kurşunlu koruyucular oldukça ağırdır. Bununla birlikte kurşun elementinin toksik etkisi yüksektir. Tüm bu nedenlerden dolayı bu çalışmada kurşunlu malzemelere alternatif olarak üretilen kurşunsuz malzemelerin radyasyon soğurma kapasitelerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda kurşuna alternatif olabilecek elementler; toksik özellikleri, atom numaraları, yoğunlukları, K tabakası eşik enerjileri ve kolay temin edilebilir olmaları gibi özellikler dikkate alınarak kalay, antimon, bizmut ve tungsten olarak seçilmiştir. Seçilen elementlerden oluşan karışım, polimer malzeme ile % 50, % 70, % 80 ve % 85 oranlarında karıştırılarak dört örnek üretilmiştir. Bu örneklerin dijital radyografi cihazları ile birincil x-ışını altında ve saçılan radyasyona karşı soğurma yetenekleri ölçülmüştür. Aynı zamanda, hazırlanan örneklerle kıyaslanmak amacıyla 0,25 ve 0,50 mmPb kurşunsuz iki önlük için de ölçümler tekrarlanmıştır.

Ölçüm verileri değerlendirildiğinde, her örneğin 50 – 125 kV arasında % soğurma etkisi belirlenmiş ve soğurma yetenekleri kurşunsuz önlüklerle kıyaslanmıştır. Bununla birlikte, örneklerin kurşun eşdeğeri kalınlıkları da hesaplanmıştır. 1. örneğin radyasyon soğurma yeteneği, referans olarak alınan iki önlüğe göre çok düşük seviyede kalmıştır. Diğer tüm örneklerin radyasyon soğurma yetenekleri ise 0,25 mmPb önlükten daha iyidir. Ancak hiçbir örnek 0,50 mmPb önlüğün performansına erişememiştir.

Anahtar Sözcükler: X-ışını, radyasyondan korunma, kurşunsuz önlük, kurşun eşdeğeri

ANALYSING OF ABSORPTION CHARACTERISTICS OF LEAD-FREE MANUFACTURED SAMPLES AS ALTERNATIVE TO LEAD APRON MATERIALS USING IN MEDICAL X RAY APPLICATION FOR PROTECTING RADIATION

Huseyin CETIN

Dokuz Eylul University Institute of Health Sciences

Medical Physics Department, Inciralti-IZMIR

ctn.huseyin@gmail.com

ABSTRACT

Lead protectors are mostly used against to ionizing radiation using in diagnosis and therapy and they are considerably heavy. In addition, lead has a high toxicity. For these reasons, evaluation of radiation absorption capacities of lead-free manufactured materials as alternative to lead materials was aimed in this study. In this direction, tin, antimony, bismuth and tungsten were selected as alternative elements to lead because of their toxic characteristics, atomic numbers, densities, K-edge absorption energies and obtainable easily. Four samples were manufactured by mixing polymer material and 50 %, 70 %, 80 % and 85 % metal powder which includes selected elements. Absorption characteristics of these samples were measured against to primary and scattered x-ray at digital x-ray machines. Also, same measurements were repeated for 0,25 and 0,50 mmPb lead-free aprons to compare with manufactured samples.

Evaluation result of data, % shielding effect of each sample was determined in the energy range of 50 – 125 kV and their absorption capabilities were compared with lead-free aprons. Also, lead equivalent of samples were calculated. Radiation absorption capability of the first sample is lower than two reference aprons'. Radiation absorption capabilities of other samples are higher than 0,25 mmPb apron's. But none of samples' performance reaches to 0,50 mmPb apron's.

Key Words: X-ray, radiation protection, non-lead apron, lead equivalent

1. GİRİŞ VE AMAC

Günümüz tıp teknolojisinde hastalıkların erken ve doğru teşhisinde radyolojik görüntülemenin önemi büyüktür. Bu amaçla hastanelerin ve görüntüleme merkezlerinin radyoloji, anjiyografi, floroskopi, konvansiyonel görüntüleme, mobil görüntüleme, dental görüntüleme gibi birçok farklı bölümlerinde, x-ışınları gibi iyonlaştırıcı radyasyon kullanımına sıkça rastlanmaktadır (1). İyonlaştırıcı radyasyonun bu kadar sık kullanılması insan sağlığı üzerindeki olumsuz etkilerinin göz ardı edilemeyeceği gerçeğini ortaya çıkarmaktadır (2).

Radyolojik görüntülemede temel amaç; en az doz ile en kaliteli görüntüyü elde etmektir. Ancak maruz kalınan doz bazı girişimsel uygulamalarda, uluslar arası otoriteler tarafından izin verilen doz sınırların üzerine çıkabilmektedir. Çünkü konvansiyonel radyografiye göre girişimsel radyografi gibi çalışmalarda uygulama süresi daha uzun olduğu için toplam doz her zaman daha yüksek olmaktadır (3).

Radyasyonun zararlı etkileri nedeniyle uygulama sırasında hastanın ve uygulamayı yapan personelin radyasyondan korunması şarttır. Kurşunun radyasyon soğurma yeteneği yüksek olduğu için ve kurşun geniş bir enerji aralığında etkin bir koruma sağladığı için, kurşun içerikli koruyucu giysiler radyasyon korunmasında oldukça sık kullanılmaktadır (4,5,6). Öte yandan kurşunun kolay işlenebilen bir element olması ikinci bir tercih sebebidir.

Bununla birlikte kurşunun insan ve çevre sağlığı açısından çok ciddi tehditleri de vardır. Toksik etkisinden dolayı kullanımı pek çok alanda sınırlandırılmakta ve bazı durumlarda yasaklanmaktadır. 1976 yılında Birleşik Devletler Kongresi'nde (The United States Congress) toksik etkileri sebebiyle kurşun kullanımı geniş bir alanda kısıtlanmıştır (7). Son yıllarda başta Avrupa ülkeleri olmak üzere birçok ülkede kurşun kullanımı yasaklanmaktadır. Öncelikli olarak direkt vücuda ve havaya temas eden elektronik parçalar ile bazı malzemelerde kurşun kullanılmasını yasaklayan yönerge, 2003 yılında Avrupa'da Tehlikeli Maddelerin Kısıtlanması Direktifi (Restriction of Hazardous Substances Directive "RoHS") ile ve 2008 yılında Türkiye'de Elektrikli ve Elektronik Eşyalarda Bazı Zararlı Maddelerin Kullanımının Sınırlanmasına Dair Yönetmelik (EEE) ile yürürlüğe girmiştir (8).

Yukarıda belirtilen sebepler iyonlaştırıcı radyasyondan korunmada da kurşun kullanımını azaltmayı veya tamamen kullanımından vazgeçmeyi gerektirmektedir. Ayrıca kurşunlu koruyucuların oldukça ağır olmasından ve hareket serbestliğini kısıtlamasından

dolayı bunlar kullanıcılar tarafından tercih edilmemektedir (9). Bu sorunlar, girişimsel radyoloji gibi uzun süreli uygulamalarda karşılaşılan sorunlardan sadece bazılarıdır.

Kurşun kullanımından vazgeçmek iyonlaştırıcı radyasyondan korunmak için bilim insanlarını farklı arayışlara itmiştir. İlk olarak koruyuculardaki kurşun oranı düşürülmüş ve ilave bazı elementler karıştırılarak kompozit malzemeler üretilmiştir. Böylece hem kurşunun toksik etkisi azaltılmış hem de malzemenin ağırlığı önemli oranda düşürülmüştür. Örneğin; kurşun ile birlikte baryum, kalay ve iyotun kullanıldığı bir malzemede kurşunla eşdeğer bir soğurma sağlanırken % 20-30 oranında da hafiflik sağlanmıştır (1).

Daha ileri düzeydeki araştırmalarda ise tamamen kurşunsuz koruyucuların üretimi için çalışmalar yapılmış ve elde edilen bazı ürünler ticari firmalarca piyasaya sunulmuştur. Böylece son zamanlarda hastanelerin görüntüleme bölümlerinde tamamen kurşunsuz koruyucular kullanılmaya başlanmıştır.

Kurşunsuz koruyucular, içerisinde hangi madde kullanılırsa kullanılsın kurşuna eşdeğer bir koruma sağlamalıdır. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) tarafından yayınlanan tıbbi rehber dökümanda (Medical Guidance, 2002) kurşunsuz koruyucular için; “100 kV’ye kadar olan tüp voltajları için 0,25 mmPb’den küçük olmamalı, 100 kV’nin üstündeki tüp voltajları için 0,35 mmPb’den küçük olmamalı” tavsiyesi yer almaktadır (1).

İçerisinde kurşun bulunmayan koruyucuların etkinliği “eşdeğer kalınlık” ifadesi ile belirlenir. Bunun için uluslar arası standartların yanı sıra bunlara atıf yapılarak oluşturulmuş ülkelerin kendi standartları da vardır (10,11). Türkiye’de ise kurşunsuz koruyucular için gerek ve yeterlilikler Türk Standartları Enstitüsü’nün (TSE) ‘TS EN 61331-1 Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan X Işınına Karşı Koruyucu Cihazlar/Bölüm 1:Malzemelerin Zayıflatma Özelliklerinin Belirlenmesi’ standardında belirtilmiştir. Yeni tasarlanacak koruyucular, bu standart rehber alınarak çalışılmaktadır.

Bu gereklilikler doğrultusunda yaptığımız çalışmada kurşun içermeyen radyasyondan koruyucu örnekler üretilmiştir. Kalay, antimon, bizmut ve tungsten elementlerinin polimer malzeme içerisine farklı oranlarda karıştırılmasıyla oluşturulan dört örnek, birincil ve saçılan radyasyona karşı radyasyon soğurma yetenekleri açısından 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb kurşunsuz radyasyon koruyucularla karşılaştırılmış ve örneklerin kurşun eşdeğeri kalınlığı hesaplanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

X-ışınları ile teşhise yönelik tıp uygulamalarında ve özellikle girişimsel uygulamalarda saçılan radyasyona maruz kalan çalışanlar, radyasyondan korunmak amacıyla ağır ve toksik etkiye sahip kurşunlu koruyucuları sıklıkla kullanırlar. Ancak gelişen teknoloji ve kurşunun toksik özelliği nedeniyle yasaklanması bilim insanlarını kurşunsuz koruyucuların geliştirilmesi konusunda çalışmalara yönlendirmiştir. Araştırmamızda kurşunlu koruyuculara alternatif olarak üretilen kurşunsuz örneklerin iyonlaştırıcı radyasyonu soğurma özellikleri incelenecektir. Bu sebeple öncelikle radyasyonun tanımlanması gerekir. Kurşunsuz malzemelerin radyasyonu soğurma özelliklerini değerlendirmek için; radyasyon tipi, radyasyon birimleri, radyasyonun madde ile etkileşimi kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir.

2.1 Radyasyon

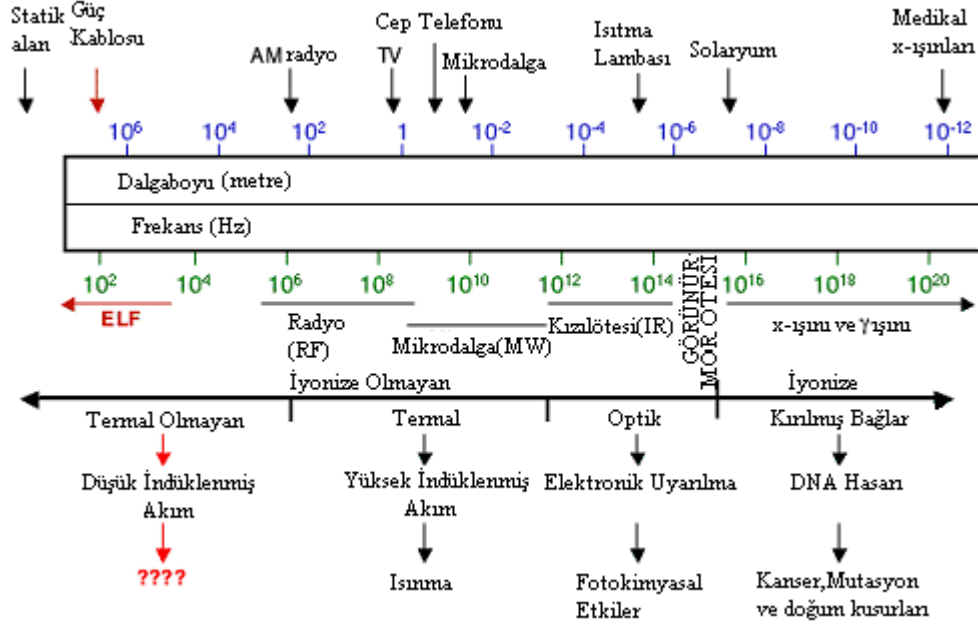
Doğal ya da yapay radyoaktif çekirdeklerin kararlı yapıya geçebilmek için dışarı saldıkları hızlı parçacıklar ve elektromanyetik dalga şeklinde taşınan fazla enerjilerine “radyasyon” denir (12).

Radyasyon enerjilerine göre; “iyonlaştırıcı” ve “iyonlaştırıcı olmayan” radyasyon olmak üzere iki alanda incelenir. İyonlaştırıcı radyasyon, çarptığı maddede yüklü parçacıklar (iyonlar) oluşturabilir. İyonlaşma, radyasyonla etkileşime giren herhangi bir maddede meydana gelebileceği gibi, tüm canlılarda da ortaya çıkabilir (13).

Radyasyon yapısına göre ise; “parçacık tipi radyasyon” ve “dalga tipi radyasyon” şeklinde iki gruba ayrılır. Parçacık tipi radyasyon; belli bir kütle ve enerjiye sahip çok hızlı hareket eden atomik boyuttaki parçacıkları ifade eder. Dalga tipi radyasyon; belli bir enerjiye sahip ancak kütlesi olmayan ve ışık hızıyla hareket eden radyasyondur. Dalga tipi radyasyon, titreşim yaparak ilerleyen, elektrik ve manyetik enerji dalgaları olarak ifade edilen elektromanyetik radyasyondur (14).

Elektromanyetik radyasyon için genel kabul gören enerji sıralaması Şekil 1’deki gibidir. Dalga boyu arttıkça enerji azaldığı için radyasyonun iyonlaştırma yeteneği de azalır. Bu nedenle yüksek dalga boylu ve düşük enerjili radyasyonlar, enerji aralıklarına göre; radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızıl ötesi ışınlar, görünür ışınlar ve mor ötesi ışınlar olmak üzere elektromanyetik spektrumun bir ucunda sıra ile dizilmişlerdir. Bunlar iyonlaştırıcı olmayan elektromanyetik radyasyon grubuna dahil edilirler.

Spektrumun diğer ucuna doğru gidilirse dalga boyunun azaldığı ve enerjinin arttığı görülür. Spektrumun bu tarafındaki yüksek enerjili radyasyonlar; sırasıyla x-ışınları, gama ışınları ve kozmik ışınlar olup iyonlaştırıcı elektromanyetik radyasyon grubunda bulunurlar.



Şekil 1. Elektromanyetik Spektrum (15)

Bu araştırmada, elektromanyetik spektrumun bir parçası olan ve iyonlaştırıcı elektromanyetik radyasyon grubundaki x-ışınları ile çalışılmıştır.

2.2 Radyasyon Birimleri

2.2.1 Radyoaktivite Birimi

Radyoaktif parçacıkların fazla enerjilerini çevreye radyasyon yayarak gidermelerine “radyoaktivite” denir (16,17). Radyoaktivite; birim zamandaki parçalanma sayısı ile ifade edilir. Système International d'unités (SI) birim sistemindeki birimi Becquerel (Bq)'dir. Özel birimi ise Curie (Ci) olarak benimsenmiştir.

Curie; 1 saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanmaya karşılık gelir (18).

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (1)$$

2.2.2 Işınlama Dozu Birimi

Işınlama birimi, x veya gama ışınlarının havayı iyonlaştırma kapasitesinin bir ölçüsüdür. SI birim sistemindeki birimi C/kg'dir. Özel birimi ise Röntgen (R)'dir.

Röntgen; normal koşullarda (0 °C sıcaklık ve 760 mmHg hava basıncı) 1 kg havada $2,58 \times 10^4$ Coulomb (C)'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x veya gama radyasyonu miktarıdır (12,17).

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2)$$

2.2.3 Soğurulan Doz Birimi

Işınlanan maddenin 1 kg'ına 1 Jolue (J) enerji veren radyasyon miktarıdır. SI sistemindeki birimi Gray (Gy)'dir. Özel birimi ise rad (radiation absorbed dose)'dır (30).

rad; ışınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} J enerji veren radyasyon miktarıdır (17).

$$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy} \quad (3)$$

2.2.4 Eşdeğer Doz Birimi

SI birim sisteminde eşdeğer doz birimi J/kg olup özel adı Sievert (Sv)'dir ve 1 Sv; 1 Gy'lik x veya gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarı olarak tanımlanmaktadır (16). Eşdeğer dozun özel birimi ise rem (Röntgen equivalent man)'dir.

rem; 1 R'lik x veya gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv} \quad (4)$$

$$\text{rem} = \text{rad} \times W_R \quad (5)$$

bağıntısı ile dönüşümü yapılır. W_R ; radyasyon ağırlık faktörü olarak adlandırılır. Radyasyon çeşitlerinin biyolojik etkileri arasındaki farklılıkları hesaba katmak ve aynı zamanda radyasyondan korunma hesaplarını basitleştirmek için kullanılan bir faktördür (12,17).

Tablo 1. Radyasyon Birimleri

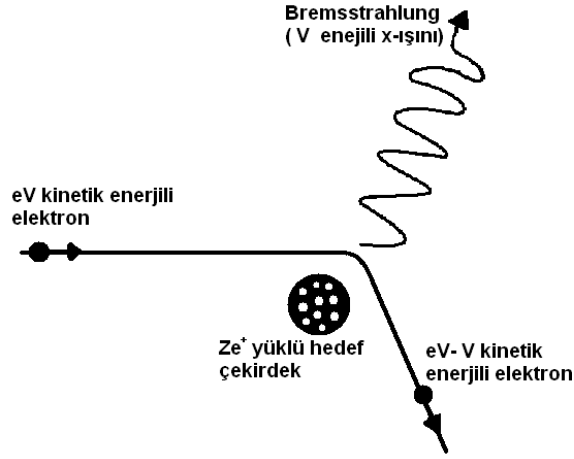
SI Birimi	Özel Birim	Dönüşüm
Becquerel (Bq)	Curie (Ci)	1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq
Coulomb/kilogram (C/kg)	Röntgen (R)	1 R = $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg
Gray (Gy)	rad	1 rad = 0,01 Gy
Sievert (Sv)	rem	1 rem = 0,01 Sv

2.3 X-Işınlarnn Oluşumu ve Madde İle Etkileşimi

Teşhise yönelik tıp uygulamalarında kullanılan elektromanyetik radyasyon tipi genellikle x-ışınlarıdır. Bu araştırmada, üretilen örneklerin radyasyon soğurma özelliklerinin incelenmesinde x-ışını üreten cihazlarla çalışıldığından, bu bölümde özel olarak x-ışınlarının oluşumu ve madde ile etkileşiminden de söz edilmiştir.

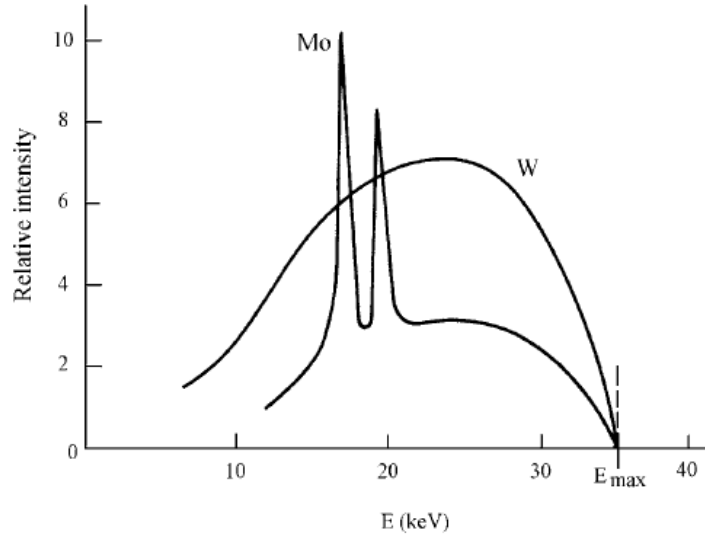
2.3.1 Bremsstrahlung Olayı

Wilhelm Roentgen, birkaç deneyi takip eden büyük keşfinden sonra karakteristik x-ışınlarının tanımını yapabilmiştir. Fakat atomlar, parçacıklar ve kuantum kavramları anlaşılncaya kadar x-ışınlarının nasıl üretildiğini açıklamak mümkün olmamıştır. Şimdi ise negatif yüklü ve eV kinetik enerjili bir elektron, hedef atomun pozitif yüklü çekirdeğinin kuvvet alanına girdiğinde x-ışınlarının nasıl meydana geldiği bilinmektedir. Bu kuvvet alanı tungsten gibi yüksek atom numaralı materyallerde çok büyüktür. Bu alan içindeki elektronlar, çekirdeğin yakınında doğrultularından saparak negatif yönde ivmelenir ve elektromanyetik radyasyon yayınımına sebep olur. Bu sırada elektron enerji kaybettiği için çekirdeğin kuvvet alanından yavaşlayarak ayrılır. Elektronun yavaşlamadan sonraki enerjisi $eV - h\nu$ olup, burada $h\nu$ elektromanyetik radyasyonun enerjisidir (Şekil 2). Röntgen, bu radyasyonun bilinmeyen yönlerini karakterize etmek için onları “X-ışınları” olarak adlandırmıştır. Yavaşlayan elektronlar tarafından üretilen bu ışınlar “hız kesimli ışınım” anlamına gelen “Bremsstrahlung” olarak ifade edilir.



Şekil 2. X ışınlarının üretimi – Bremsstrahlung

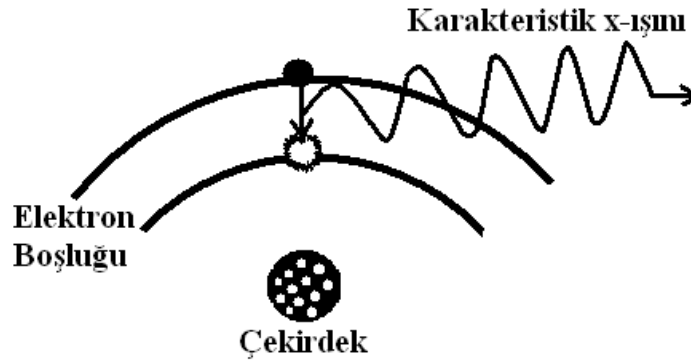
X-ışını üretimi olasılığa dayalıdır. Çünkü verilen bir elektron herhangi bir yolu alabilir ve enerjisinin tümünü kaybederek hedef çekirdeği geçebilir. Bremsstrahlung ışınları eV ivmelenme enerjisine kadar tüm enerjilerde ve tüm yönlerde, hedefte soğurularak yayımlanır. Örneğin; Tungsten (W) ve Molibden (Mo) için Şekil 3'te gösterildiği gibi, x-ışını spektrumu, gelen elektronun maksimum enerjisine (E_{max}) kadar sürekli bir enerji dağılımına sahiptir. Maksimum enerjinin büyüklüğü hedef materyale bağlı değildir. Fakat direkt olarak maksimum voltajla doğru orantılıdır. İvmelenmiş elektronların kinetik enerjilerinin yaklaşık %98'i ısı olarak kaybedilir. Çünkü etkileşime giren elektronların çoğu, enerjilerini hedef atomları iyonlaştırmak için harcarlar (19).



Şekil 3. Tungsten ve Molibden için X-ışını spektrumu (19)

2.3.2 Karakteristik X-Işınları

Kendi yerinden sökülen bir orbital elektronunun yeri, bir dış kabukta bulunan elektron tarafından veya serbest bir elektron tarafından, enerji seviyelerindeki değişimle ya da Bohr'un da tanımladığı gibi elektromanyetik radyasyon yayınımları ile daha düşük potansiyel enerji seviyesine atlayarak doldurulabilir. Yayınlanan enerji, doldurulan kabuğun bağlanma enerjisi ile elektronun geldiği kabuğun bağlanma enerjisi arasındaki farka eşittir. Her elementteki elektronlar tek enerji seviyesine sahip olduğundan elektromanyetik radyasyonun bu yayınımları o elementin karakteristiğidir. Bu yüzden 'karakteristik X-ışınları' olarak adlandırılırlar (Şekil 4).



Şekil 4. Karakteristik X-ışını oluşumu

Eğer K kabuğunda bir elektron boşluğu varsa bu boşluğu doldurma işleminde yayınlanan karakteristik X-ışınları 'K kabuğu X-ışınları' olarak bilinir. Elektron boşluklarını dolduran elektronlar L, M, N, ... kabuklarından gelse bile karakteristik x-ışınları doldurulan kabuğa göre tanımlanır.

2.3.3 Kütle Soğurma Katsayısı

Herhangi bir element veya bileşiğin kütle soğurma katsayısı, soğurulan x-ışınlarının enerjisiyle ve dalga boyuyla değişir. Soğurmanın derecesi verilen bir sistemin yol uzunluğuna bağlı olduğu gibi soğurucu ortamın yoğunluğuna da bağlıdır. Örneğin; sıvı cıvanın 1 mm uzunluktaki radyasyon şiddetinin azaltılması, aynı uzunluktaki gaz cıvanın azaltılmasından daha büyüktür. Bu sebeple soğurucu kalınlığını ifade etmek için kütle soğurma katsayısını, yoğunluk ve doğrusal kalınlık cinsinden kullanmak daha uygundur.

$$\mu_m = \mu / \rho \text{ (cm}^2\text{/g)} \quad (6)$$

bu eşitlikte μ_m ; birim kütle başına birim alandaki soğurulmadır.

Kütle soğurma katsayısı (μ/ρ) kimyasal ve fiziksel durumlardan bağımsız olup elementlerin atomik bir özelliğidir. Sadece dalga boyu (veya enerji) ve atom numarasının bir fonksiyonudur. (20).

2.3.4 Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi

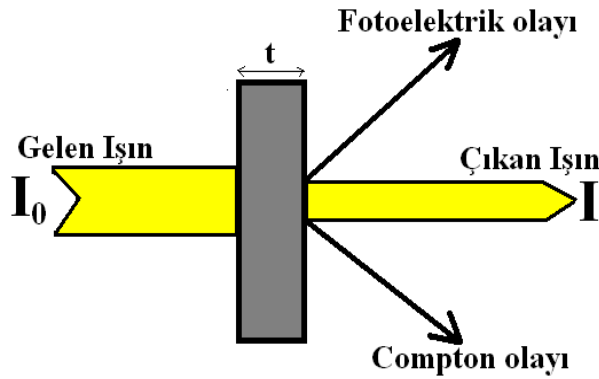
Tek enerjili ve paralel bir x-ışını demeti Δt kalınlığında bir maddeden geçirildiğinde çıkan ışık demetinin şiddetinde ΔI kadar bir azalma meydana gelir (Şekil 5). Buna göre;

$$\Delta I = -\mu \cdot I \cdot \Delta t \quad (7)$$

yazılabilir. Burada μ ; o maddeye ait lineer soğurma katsayısıdır. Bu eşitliğin integrali alınır;

$$I(E) = I_0(E) \cdot e^{-\mu \cdot t} \quad (8)$$

elde edilir. Burada I_0 ; başlangıçtaki radyasyon şiddeti, I ; ise soğurucudan çıktıktan sonraki radyasyon şiddeti, t ise; soğurucu maddenin kalınlığıdır.



Şekil 5. Lambert Kanunu (21)

Eşitlik 8 ile ifade edilen kanun “Lambert Kanunu” olarak bilinir. Lineer soğurma katsayısı; birim kalınlık başına düşen soğurulma (cm^{-1}) olarak tanımlanır (13,22). μ_m , kütle absorsiyon katsayısı ve μ , lineer absorsiyon katsayısı soğurucu maddenin özelliğini ortaya koyan en önemli parametrelerdir.

Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşimi;

- Elektromanyetik radyasyonun soğurulması (fotoelektrik olay ve çift oluşum)
- Elektromanyetik radyasyonun saçılması (koherent ve inkoherent saçılma)

olmak üzere iki başlık altında incelenir.

2.3.5 Elektromanyetik Radyasyonun Soğurulması

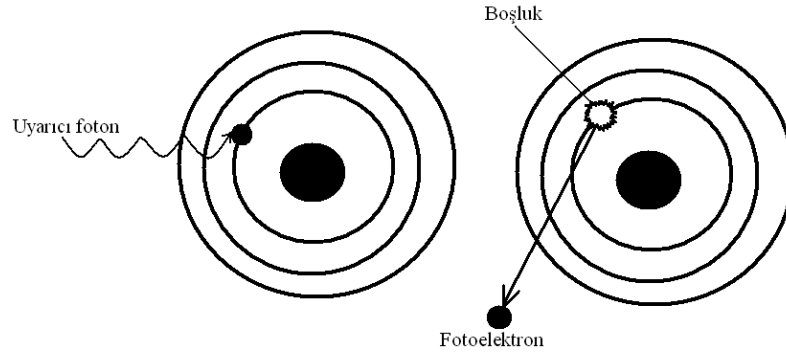
2.3.5.1 Fotoelektrik Olay

19. yüzyıl sonlarında yapılan bir dizi deney, metal yüzeylerinin üzerine yeterince yüksek frekanslı ışık düştüğünde, metal yüzeyinden elektronlar salındığını göstermiştir. Bu olay “fotoelektrik olay” olarak bilinir.

Fotoelektrik olayda, ortama giren yüksek enerjili x veya gama ışını etkileşme sonucunda ortam içindeki atomun çekirdeğe en yakın ilk iki tabakası olan K veya L tabakalarından elektron söker; böylece bütün enerjisini elektrona vererek kendisi yok olur ve koparılan elektrona;

$$E_e = E_\gamma - E_b \quad (9)$$

kinetik enerjisini kazandırır. Burada; E_e elektrona aktarılan enerji, E_γ gama ışınının enerjisi ve E_b yörünge elektronunun bağlanma enerjisidir. E_b , E_γ 'ya göre çok küçük olduğundan saçılan elektron gelen gama ışınının enerjisinin büyük bir kısmına sahip olur (18,23).



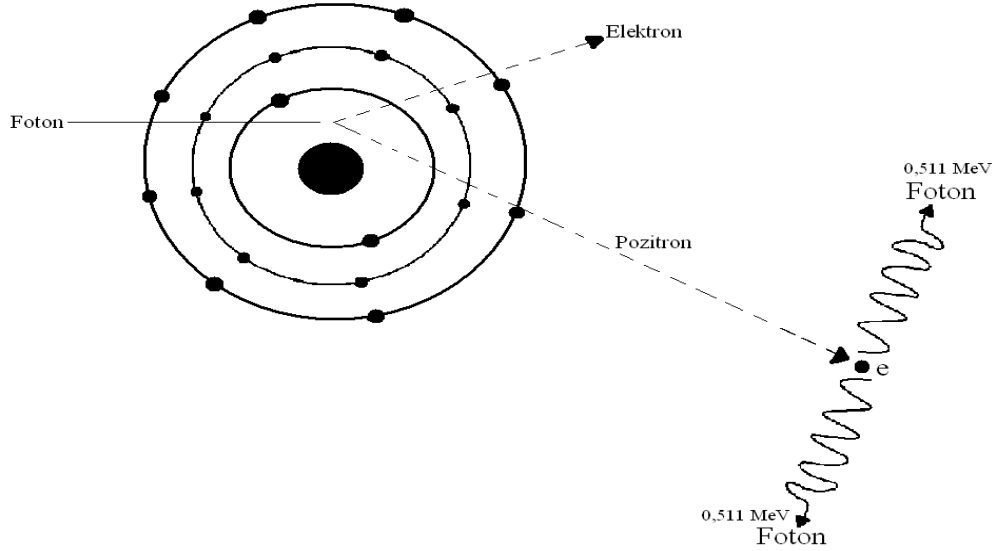
Şekil 6. Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olay, düşük enerjili gama ışınları tarafından meydana getirilir. Fotoelektrik olay sonucu atomdan kopan elektron hafif yüklü parçacık olarak ortam atomlarıyla etkileşir. Bu etkileşme atomların iyonlaşmasına veya uyarılmasına sebep olur.

Eğer etkileşme uyarılma şeklinde olmuşsa, bu olay sonucunda x-ışını salınır ve enerjinin bir kısmı x-ışınına dönüşmüş olur. Diğer bir durum ise; hafif yüklü parçacıklar olan elektronların, ortam atomlarının oluşturduğu elektrik alan içerisinde geçerken negatif yönde ivmelenmesi yani yavaşlaması durumudur ve bu durumda yine x-ışını salınır ve Bremsstrahlung ışınları meydana gelir (Şekil 2).

2.3.5.2 Çift Oluşum

Eğer fotonun enerjisi yeteri kadar büyükse ve atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse, fotonun enerjisinden çekirdek yakınında aynı anda biri negatif yüklü elektron, diğeri pozitif yüklü pozitron olmak üzere iki parçacık meydana gelir. Böylece elektromanyetik radyasyondan madde oluşur (Şekil 7).



Şekil 7. Çift oluşum

$$h\nu = m_e^+ + m_e^- + T_e^+ + T_e^- \quad (10)$$

burada $h\nu$; fotonun enerjisi, m_e^+ ve T_e^+ ; sırasıyla pozitronun kütlesi ve kinetik enerjisi, m_e^- ve T_e^- ; sırasıyla elektronun kütlesi ve kinetik enerjisidir.

Teorik olarak böyle bir çift oluşumun meydana gelebilmesi için, Eşitlik 10'a göre foton enerjisinin en az $2 \times 0,511 \text{ MeV} = 1,022 \text{ MeV}$ olması gerekir. Foton enerjisinin daha büyük olduğu durumlarda ise bu enerjinin artakalan kısmı elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır. Oluşan elektron, atomla serbest elektronlar gibi etkileşirken, pozitron ise bir yörünge elektronu ile birleşir ve zıt yönlü iki gama fotonu yayarak yok olur. Bu foton ise fotoelektrik yolla soğurulur (24).

2.3.6 Elektromanyetik Radyasyonun Saçılması

2.3.6.1 Koherent Saçılma

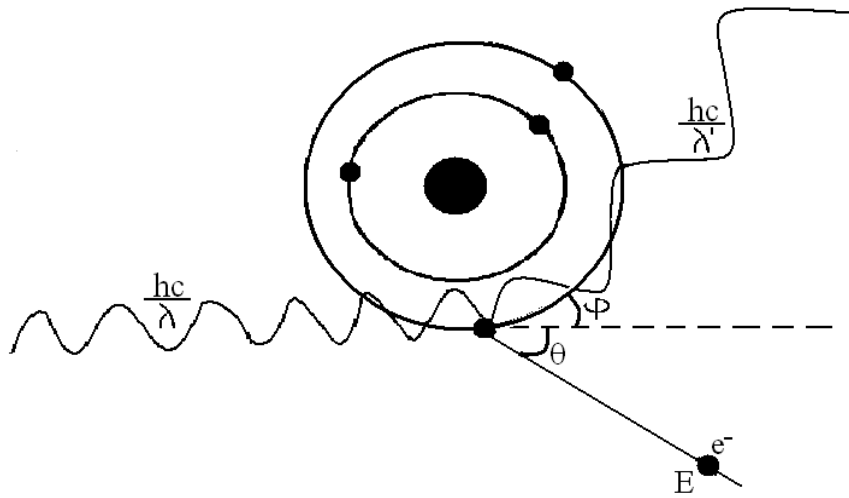
Gelen fotonla saçılan foton arasında, enerji farkı olmadan meydana gelen saçılmaya "koherent saçılma" denir. Koherent saçılmada, gelen ve saçılan ışın aynı fazdadır. Bu durum,

enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden daha düşük olan fotonların elektron üzerinden saçılmasıyla da oluşur (22).

2.3.6.2 İnkohherent Saçılma

Gelen fotonla saçılan foton arasında enerji farkı meydana gelen saçılmalara “inkohherent saçılma” denir. Gelen ve saçılan foton fazları farklıdır.

Compton olayı inkohherent saçılma değildir. Bu olay, atomun dış yörüngesine zayıf olarak bağlı elektrona, elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük enerjili fotonun çarparak saçılması şeklinde meydana gelir (22).



Şekil 8. Compton olayı

Elektron kütleli bir parçacık olduğu için fotonun bütün enerjisini soğurması momentumun korunumu gereği mümkün değildir. Dolayısıyla foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır saçılma uğrayarak yoluna devam eder. Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır (Şekil 8).

Gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark;

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \left[\frac{h}{m_0 c} \right] (1 - \cos\theta) \quad (11)$$

eşitliği ile verilir. Burada λ' ve λ sırasıyla gelen ve çıkan fotonların dalga boyları, m_0 elektronun durgun kütlesi, c ışık hızı, θ saçılma açısıdır.

Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar Compton saçılmasına uğrarlar, bu andan sonra da fotoelektrik olay ile soğurulurlar. Çünkü sadece Compton saçılması ile fotonlar tamamen soğurulamazlar.

Compton olayının olma olasılığı, etkileştiği maddenin atomlarının yörünge elektronlarının sayısı arttıkça artar. Orta enerjili fotonlar için etkileşme olasılığı en yüksek olan Compton olayıdır (24).

Radyasyonun canlı dokulardaki atom ve moleküllerle olan etkileşimi, yukarıda bahsedildiği gibidir. Radyasyonun çeşidine, enerjisine ve maruziyet süresine bağlı olarak etkileşime girdiği atom ve moleküllerdeki değişiklikler sırasıyla hücrelerin, organların ve sonrasında canlının zarar görmesine sebep olabilir. Bu noktada, radyasyonun biyolojik etkilerinden ve radyasyondan korunma yollarını bilmek büyük önem taşımaktadır.

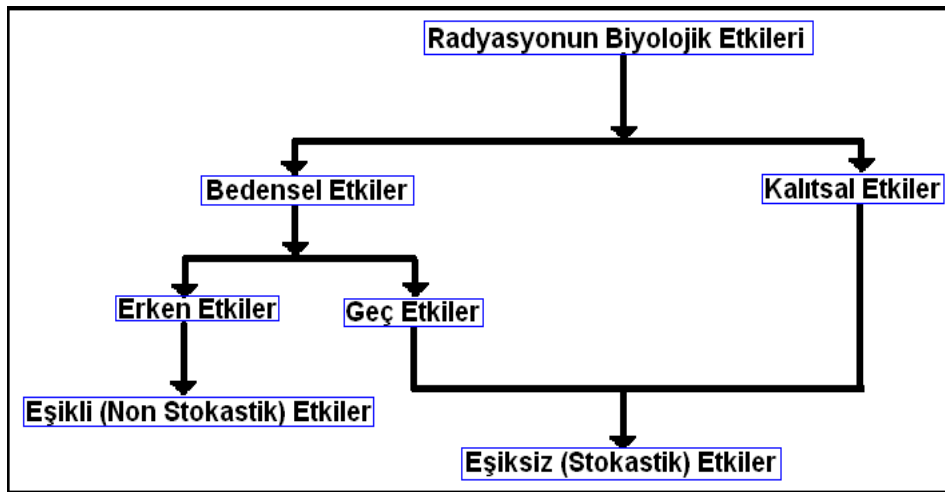
2.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun canlı üzerinde oluşturduğu etkilerin ayrıntılı bir şekilde incelenmesi sonucunda, radyasyon enerjisinin soğurulması ile biyolojik etkinin ortaya çıkması arasındaki sürede, birbirini izleyen olaylar zinciri dört etki kademesinde sıralanmıştır. Radyasyon etkisinin ilk kademesi olan “fiziksel kademe”de radyasyondan maddeye enerji transfer edilir. Bu olay, radyasyonu soğuran maddenin moleküllerinde uyarılma ya da iyonlaşma olaylarına yol açar. Bu ilk reaksiyonda ortaya çıkan yeni ürünler çok kısa bir süre içinde ikincil reaksiyonların oluşmasına sebep olur. Bu reaksiyonlar sonucunda ikincil reaksiyon ürünleri ortaya çıkar ve bunlar radyasyon etkisinin ikinci kademesi olan “fizikokimyasal kademe”de oluşur. Fizikokimyasal kademe de oluşan olaylar ya tek reaksiyonlar sonucunda ya da karmaşık zincirleme reaksiyonlar sonucunda ortaya çıkar. Üçüncü kademe “kimyasal kademe”dir. Bu kademe de önceki kademelerdeki reaksiyonlar sonucunda ortaya çıkan reaktif ürünler, hem birbiri ile hem de ortamdaki diğer moleküller ile reaksiyona girmeye devam ederler. Bir organizmada radyasyon etkisi ile oluşan bu tür moleküler değişiklikler, olayın “biyolojik kademe” adı verilen kademesinin başlamasına yol açar.

Biyolojik bir sistemde radyasyon etkisi ile oluşan bütün bu olaylar zinciri, eğer radyasyon enerjisinin ilk kademe de DNA ya da bir enzim molekülü gibi özel bir biyolojik yapı tarafından soğurulması ile başlamışsa, böyle bir etkiye “radyasyonun direk etkisi” denir. Bunun yanında radyasyon enerjisi bu biyolojik moleküllerin içinde bulunduğu ortamın molekülleri tarafından da soğurulmuş olabilir. Bu durumda radyasyon enerjisinin soğurulması ile değişikliğe uğrayan bu ortam molekülleri biyolojik moleküller ile reaksiyona girerek bunları değişikliğe uğratır. Burada radyasyon enerjisi ortamın molekülleri tarafından soğurulmuş ve biyolojik molekül bu olaydan dolayı olarak etkilenmiş olur. Böyle bir etkiye

“radyasyonun dolaylı etkisi” denir. Dolaylı etki, radyasyonun serbest radikaller meydana getirerek zarar vermesidir. Radyasyonun meydana getirdiği doğrudan etkiler dolaylı etkilerin yanında çok azdır (23).

Radyasyonun insan sağlığı üzerinde yaratabileceği zararlı etkiler uzun zamandır bilinmektedir. Bu etkiler radyasyon yanıkları, radyasyon hastalıkları, doğal ömür süresinin kısalması, kanser ve kalıtsal bozukluklardır. Hatta çok fazla miktarda radyasyon dozuna maruz kalınması halinde ani ölümlere de rastlanmaktadır (25). Yayınlanan ışın, canlılarda bedensel (somatik) veya kalıtsal (genetik) etkilere yol açabilir. Vücuttaki atom ve moleküllerin radyasyonla etkileşmesi sırasında soğurulan enerji yeteri kadar büyükse radyasyonun zararlı etkileri radyasyona maruz kalan kişide ortaya çıkar. Bu etkilere “iyonlaştırıcı radyasyonun bedensel etkileri” denir (23). Bedensel etkiler, “erken etkiler” ve “geç etkiler” olmak üzere ikiye ayrılır (Şekil 9). Erken etkiler, çok büyük miktarda radyasyon dozuna bir defada maruz kalınması sonucu ortaya çıkar (26). Bu etkiler “eşikli etkiler” olarak adlandırılır. Geç etkiler ise genelde kanser şeklinde ortaya çıkar. Radyasyonun meydana getirdiği kanser en fazla kan, cilt, akciğer, kemik ve kemik iliğinde görülür (24).



Şekil 9. Radyasyonun biyolojik etkilerinin sınıflandırılması

Alınan radyasyon dozu bedensel etkilere ek olarak üreme hücrelerini de etkileyebilir ve radyasyona maruz kalan kişilerin nesillerinde radyasyonun etkileri görülebilir. Buna “iyonlaştırıcı radyasyonun genetik etkisi” denir. Kalıtsal etkiler, geç etkiler ile birlikte “eşiksiz etkiler” olarak da gruplandırılır. Radyasyonun genetik materyaller üzerinde meydana getirdiği geriye dönüşü olmayan değişiklikler gen seviyesinde veya kromozom anormallikleri

şeklinde görülür. Radyasyondan kaynaklanan anormallik oranı radyasyonun doz hızı ile ilişkilidir. Doz hızı düştükçe meydana gelebilecek değişiklikler azalmaktadır (23,24).

2.5 Radyasyondan Korunma

Radyasyondan korunmanın temel prensipleri; gereklilik (justification), optimizasyon ve doz sınırlarıdır.

2.5.1 Gereklilik

Gereklilik, radyasyon korunmasında temel prensiplerden bir tanesidir. Bu kavram ilk olarak 1977’de “Recommendation of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 26)” tarafından “uygulamada pozitif net bir yarar sağlamadığı sürece hiçbir uygulama tavsiye edilmez” şeklinde tanımlanmıştır (27). Daha sonra ICRP 60 yayınında bu tanım “uygulamada net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilmez” şeklinde yapılarak daha sade ve açık hale getirilmiştir (28,29). 1980’de “Basic Safety Standards of the European Commission (Council Directive 80/836/Euratom) tarafından ise bu tanım; “bireysel ve toplumsal sağlık faydaları da dahil olmak üzere bireysel zararına karşı teşhis ve tedavide net bir yarar sağlayan ışınlamalar uygulanabilir” şeklinde yapılmıştır (30).

2.5.2 Optimizasyon

Türkiye Atom Enerjisi Kurumu tarafından 24.03.2000 tarihinde yayınlanan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği’ne göre; “ekonomik ve sosyal faktörler göz önüne alınarak, bütün radyasyon uygulamalarında maruz kalınacak dozun mümkün olduğu kadar düşük tutulması için gerekli önlemler alınır” tanımı yapılmıştır (31).

2.5.3 Doz Sınırları

Modern yaşamda radyasyonu izole etmek mümkün değildir. Bu sebeple radyasyon ve uygulama alanları konusunda otorite olan uluslararası kuruluşlarca halk ve radyasyon ile çalışan kişiler için azami izin verilen doz sınırları tespit edilmiştir. Mesleği gereği radyasyon ile çalışan kişiler ve halk kendileri için izin verilen radyasyon doz sınırlarını aşmamalıdır (14).

Tablo 2. Radyasyonla çalışan kişiler ve halk için doz sınırları

		Radyasyonla Çalışan Kişiler (mSv/yıl)	Halk (mSv/yıl)
Etkin Doz		20	1
Eşdeğer Doz	Göz	150	15
	Cilt	500	50
	Kol-Bacak	500	50

Yıllık doz sınırları sağlığa zarar vermeyecek şekilde uluslararası standartlara uygun olarak, radyasyonla çalışan kişiler ve halk için ayrı ayrı belirlenmiştir. Yıllık toplam doz aynı yıl içindeki dış ışınlama ile iç ışınlamadan alınan dozların toplamıdır. Kişilerin, denetim altındaki kaynaklar ve uygulamalardan dolayı bu sınırların üzerinde radyasyon dozuna maruz kalmalarına izin verilemez. Bu sınırlara tıbbi ışınlamalar ve doğal radyasyon nedeniyle maruz kalınacak dozlar dahil edilemez.

Radyasyonla çalışan kişiler için etkin doz ardışık beş yılın ortalaması 20 mSv’i, herhangi bir yılda ise 50 mSv’i geçemez. El ve ayak veya cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 500 mSv, göz merceği için 150 mSv’dir. Cilt için en yüksek radyasyon dozuna maruz kalan 1 cm²’lik alanın eşdeğer dozu, diğer alanların aldığı doza bakılmaksızın ortalama cilt eşdeğer dozu olarak kabul edilir (32).

Toplum üyesi kişiler için etkin doz yılda 1 mSv’i geçemez. Özel durumlarda; ardışık beş yılın ortalaması 1 mSv olmak üzere yılda 5 mSv’e kadar izin verilir. Cilt için yıllık eşdeğer doz sınırı 50 mSv, göz merceği için 15 mSv’dir (31).

2.6 Radyasyondan Korunma Yöntemleri

Radyasyon korunmasının amacı, erken etkilerin meydana gelmesini önlemek ve geç etkilerin meydana geliş olasılığını kabul edilebilir bir düzeye indirmektir. Radyasyonla ilgili uygulamalarda ‘mümkün olan en düşük radyasyon dozu ile çalışmak’ esastır. Buna “ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibi” denir (13,24).

Radyasyonun biyolojik zararları bilindiğinden, maruz kalınacak dozun sadece izin verilen seviyelerin altında kalması yeterli değildir. Bu doz mümkün olduğunca düşük tutulmalı ve bunun için gereken her türlü tedbir alınmalıdır (23).

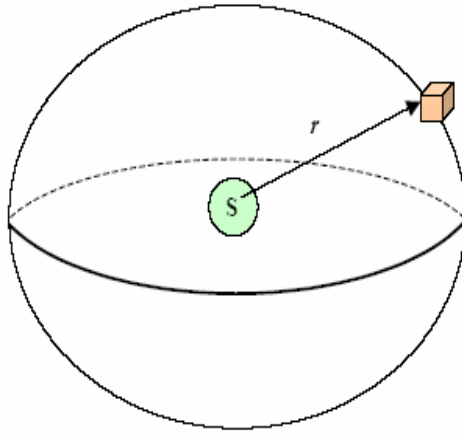
Radyasyondan korunmada üç temel yöntem; radyasyon kaynağına olan mesafe, radyasyon alanında geçirilen zaman ve radyasyon kaynağının ve bireyin zırhlanmasıdır.

2.6.1 Mesafe Kuralı

Bir radyasyon kaynağından uzaklaştıkça radyasyonun şiddeti azalır. r yarıçaplı bir kürenin merkezinde saniyede n tane foton yayınlayan bir nokta kaynak varsa, kürenin yüzeyindeki akı kaynaktan olan uzaklığın karesiyle ters orantılıdır (Şekil 10).

$$F = n / (4\pi r^2) \text{ foton.cm}^{-2}.\text{s}^{-1} \quad (12)$$

Bu kanun “ters kare kanunu” olarak bilinir. Ancak, kaynakla söz konusu nokta arasındaki uzaklık yanında kaynağın boyutları ihmal edilebilecek kadar küçük olması halinde, yani kaynağın nokta kaynak olması halinde bu kanun geçerlidir. Belli bir uzaklıktaki doz hızı biliniyorsa boşluk veya havadaki başka bir uzaklık için doz hızı değeri uzaklıkların kareleri ile ters orantılı olarak hesaplanır (Eşitlik 14).



Şekil 10. Ters kare kanunu (24)

D_1 ; kaynaktan r_1 mesafesindeki doz hızı değeri ve D_2 ; kaynaktan r_2 mesafesindeki doz hızı değeri olmak üzere;

$$D_1 r_1^2 = D_2 r_2^2 \quad (13)$$

yazılır ve buradan da;

$$D_2 = D_1 (r_1^2 / r_2^2) \quad (14)$$

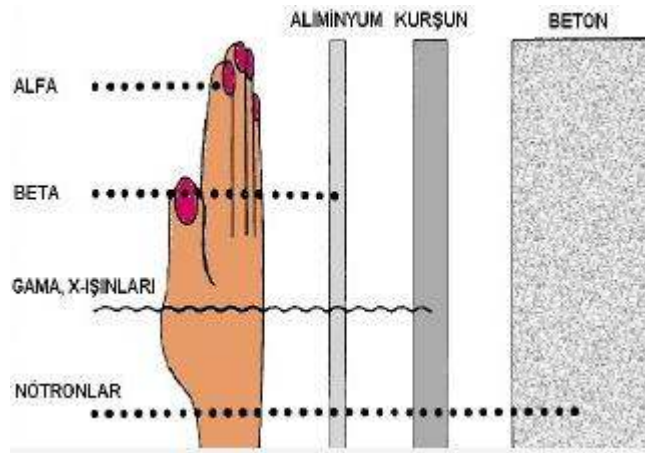
bağıntısı elde edilir.

2.6.2 Zaman Kuralı

Radyasyon uygulamalarında alınan doz, doz hızı ile zamanın çarpımıdır. Zaman ne kadar artarsa, alınan doz da o kadar artar. Buna göre, radyasyon alanında ne kadar az süre kalınırsa o kadar az doz alınır (24).

2.6.3 Zırhlama Kuralı

Radyasyon kaynağı ile bu kaynağın sebep olduğu doza maruz kalma ihtimali olan kişiler arasına kurşun, tuğla, beton, duvar,...vb gibi malzeme konulmasına “zırhlama” denir. Radyasyon dozunu azaltan malzemeye ise “zırhlama malzemesi” denir. Zırhlama malzemelerinin birim hacimdeki atom sayıları ne kadar fazla ise x ve gama ışınlarını zırhlama özelliği o kadar fazladır.



Şekil 11. Radyasyonun zırhlaması (33)

Zırhlamanın amacı, radyasyon enerjisinin zırhlama için kullanılan malzeme tarafından tamamen veya kısmen soğurulmasını sağlayarak, radyasyonun canlılar için zararsız seviyelere getirilmesidir.

Zırhlamanın gerekliliği zırhlanacak radyasyon tipine bağlıdır (Şekil 11). Zırh malzemesi seçiminde ilk düşünülmesi gereken bireyin korunmasıdır. Etkili bir zırhlama ile radyasyonun zararları en aza indirilebilir. Bununla birlikte, ekonomiklik, hafiflik gibi faktörler zırh malzemesi seçiminde etkilidir.

2.7 Tanısal Radyolojide Kişisel Korunma

Radyolojik uygulamalarda çalışan personelin radyasyondan korunması konusunda mesafenin mümkün olan en uzak, maruziyet süresinin mümkün olan en kısa tutulamadığı durumlarda kişisel koruyucuların önemi bir kat daha artmaktadır. Kişisel koruyucu kullanmanın temel amacı, radyasyonla uygulama yapan personelin saçılan radyasyona maruz kalmasını engellemektir.

Radyasyon tıpta teşhis amacıyla kullanıldığında, hastalıkla ilgili önemli bilgiler sağlarken, bu sırada hasta ve çalışanın saçılan radyasyondan korunması gerekir. Çünkü kan hücreleri yapımında aktif rol oynayan organlar başta olmak üzere; lens, tiroid, cilt, üreme hücreleri radyasyona karşı aşırı duyarlıdırlar. Bu nedenle hasta ve çalışan personelin gereksiz yere radyasyona maruz kalmamaları amacıyla, radyasyondan koruyucu önlük, tiroid koruyucu, göz koruyucu ve gerektiğinde el-kol koruyucu kullanmaları şarttır (Şekil 12).



Şekil 12. Çeşitli radyasyondan koruyucular (34)

Kullanılan radyasyondan koruyucuların soğurma yeteneklerini belirlemek için % soğurma etkisinin (% shielding effect) hesaplanması gerekmektedir (3). Buna göre;

$$\% \text{ Soğurma Etkisi} = [(Havadaki \text{ Doz} - \text{Örnek Altındaki Doz}) / (Havadaki \text{ Doz})] \times 100 \quad (15)$$

ifadesine göre hesaplanır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

X-ışını kullanarak görüntüleme yapan merkezlerde hasta, hasta yakını ve çalışan personeli iyonlaştırıcı radyasyondan korumak amacıyla cihaz ve oda zırhlanmasına ek olarak kurşunlu koruyucu giysiler kullanılmaktadır. Bu bölümde radyasyondan korunmak amacıyla kullanılan kurşunlu önlüklere alternatif olarak üretilen kurşunsuz örneklerin radyasyon soğurma özelliklerinin incelenmesi konusunda izlenen yöntem ve kullanılan gereçlere ayrıntılarıyla yer verilmiştir.

Öncelikle, araştırmanın hedefleri doğrultusunda kurşuna alternatif olarak kullanılacak elementler; toksik özellikleri, atom numaraları, yoğunlukları, atomun K tabakası eşik enerjileri ve kolay temin edilebilir olması gibi özellikleri değerlendirilerek kalay, antimon, bizmut ve tungsten olarak seçilmiştir. Bu dört elementin oluşturduğu metal tozu karışımının kütle soğurma katsayıları, belirli enerji değerleri için, XCOM (XCOM, version 3.1, M.J. Berger and J.H. Hubbell, 23 June 1999) programı ile belirlenmiştir. Bu elementler 20 - 50 µm boyutlarında toz zerrecikleri şeklinde yurt dışından tedarik edilmiştir. Daha sonra; %50 metal tozu - %50 polimer malzeme (1. örnek), %70 metal tozu - %30 polimer malzeme (2. örnek), %80 metal tozu - %20 polimer malzeme (3. örnek) ve %85 metal tozu - %15 polimer malzeme (4. örnek) oranlarına sahip, her biri 10 cm x 10 cm boyutlarında ve yaklaşık 1 mm kalınlığında dört örnek üretilmiştir. Üretilen örneklerin önce birincil x-ışını demeti altında ve sonra 20 cm kalınlığındaki PMMA fantomdan saçılan x-ışını demeti altında radyasyon soğurma yetenekleri UNFORS marka x-ışını analizörü kullanılarak ölçülmüştür. Ayrıca 100 kV tüp voltajı için, üretilen dört örneğin kurşun eşdeğeri kalınlığı Archer Eşitliği ile hesaplanmıştır. Bununla birlikte, ticari olarak satılan 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb eşdeğerinde kurşunsuz koruyucuların da radyasyon soğurma yetenekleri çalıştığımız deney düzeneğinde ölçülmüş ve bu dört örnek ile karşılaştırılmıştır.

3.1 Araştırmanın Tipi

Yapılan araştırma, radyasyon soğurucu olarak üretimi gerçekleştirilen örneklerin, x-ışını cihazları ve radyasyon dedektörleri aracılığıyla radyasyon soğurma ölçümlerinin yapıldığı deneysel bir çalışmadır.

3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 01.11.2010 – 20.07.2011 tarihleri arasında Etkin Tıbbi Cihazlar Servis Ticaret ve Sanayi Ltd. Şti ve Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda

gerçekleştirilmiştir.

Etkin Tıbbi Cihazlar Servis Ticaret ve Sanayi Ltd. Şti. tarafından tedarik edilen metal tozu karışımı, Kocaeli Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümü Plastik ve Kauçuk Teknolojisi Laboratuvarı'na gönderilmiştir. Burada 15.01.2011 – 01.04.2011 tarihleri arasında metal tozu karışımı polimer malzeme ile karıştırılarak örneklerin üretimi gerçekleştirilmiştir.

01.04.2011 – 30.04.2011 tarihleri arasında Etkin Tıbbi Cihazlar Servis Ticaret ve Sanayi Ltd. Şti.'nin, Karşıyaka Devlet Hastanesi Radyoloji Bölümü'nde kurulu bulunan Listem REX-525 dijital radyografi cihazı ile, üretilen örneklerin ve 0,25 - 0,50 mmPb eşdeğeri önlüklerin birincil x-ışını soğurma yetenekleri ölçülmüştür. Daha sonra 01.05.2011 – 30.05.2011 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda kurulu bulunan Philips Telediagnost Optimus 65 versiyon 3 floroskopi ünitesinde, saçılan x-ışınlarına karşı soğurma yetenekleri de ölçülmüştür.

3.3 Çalışma Materyali

Çalışmada materyal olarak, 10 cm x 10 cm boyutlarında ve yaklaşık 1 mm kalınlığında, metal tozu – polimer malzeme karışımından oluşan dört adet örnek üretilmiştir.

Polimer malzemenin üretimi Kocaeli Üniversitesi Kimya Mühendisliği Bölümü'ne ait Plastik ve Kauçuk Teknolojisi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Öncelikle, Rodolfo Comerio marka açık karıştırıcı yardımıyla polimer malzeme, parçalanıp işlenmeye hazır hale getirilmesi için mastikasyon adı verilen işleminden geçirilmiştir (Şekil 13). Daha sonra, tanecik boyutları 20 – 50 µm arasında değişen kalay, antimon, bizmut ve tungstenden oluşan metal tozları karışımı, işleminden geçirilmiş polimer malzeme içerisine eklenmiştir.



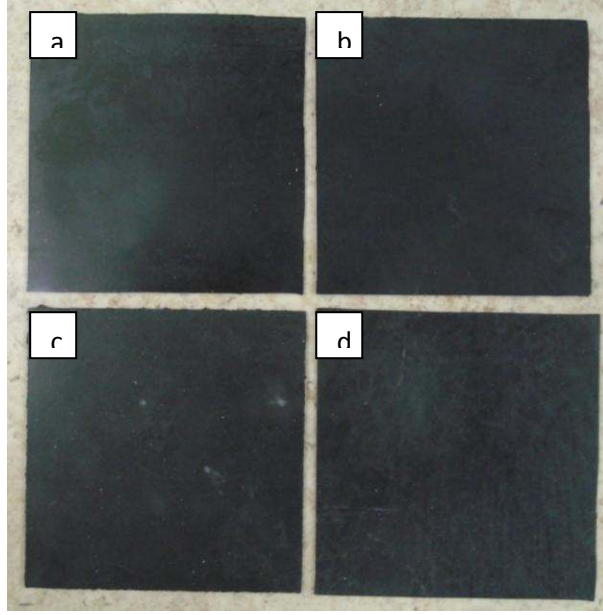
Şekil 13. Rodolfo Comerio marka açık karıştırıcı

Elde edilen metal tozu – polimer malzeme karışımı, belirli miktarlarda Memtaschi Mario Milano marka prese yerleştirilerek pişirilmiş ve 10 cm x 10 cm boyutlarında, yaklaşık 1 mm kalınlığında örnekler elde edilmiştir (Şekil 14).



Şekil 14. Memtaschi Mario Milano marka pres

Karıştırma ve pişirme aşamalarında metal tozlarının polimer malzeme içerisinde homojen dağılımı ve örneklerin homojen pişmesi hedeflenmiştir. Bu sebeple üretimi gerçekleştirilen tüm örneklerin fiziksel ve kimyasal olarak yeterlilikleri test edilmiştir. Mooney olarak isimlendirilen viskozite testi ISO 289-1 standardına göre, reometre olarak isimlendirilen pişme eğrisi testi ISO 3417 standardına göre, gerilme testi ASTM D412 standardına göre sertlik testi ASTM D2240 standardına göre ve yoğunluk testi Archimed prensibine göre yapılmıştır. Plastik ve Kauçuk Teknolojisi Laboratuvarı'nda yapılan bu testlerden herhangi birini geçemeyen veya kusurlu bulunan örnekler çalışmaya dahil edilmemiştir. Elde edilen örnekler Şekil 15'tedir.

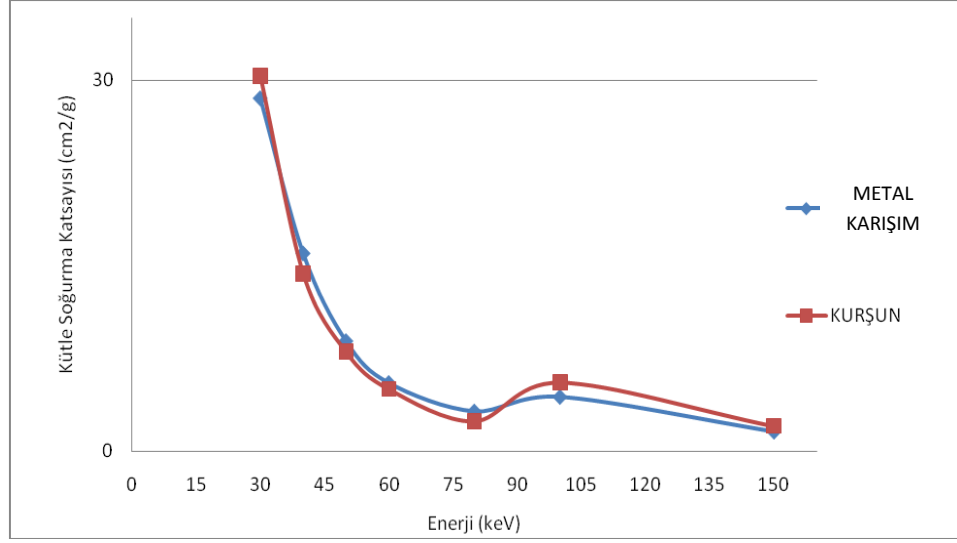


Şekil 15. Örnekler (a. %50 Metal Oranı b. %70 Metal Oranı c. %80 Metal Oranı d. %85 Metal Oranı)

3.4 Araştırmanın Değişkenleri

İyonlaştırıcı radyasyondan korunmak için geleneksel olarak kurşun ve kurşunlu koruyucular kullanılmasının ana nedenlerinden biri, kurşunun geniş bir enerji aralığında oldukça etkin bir soğurma sağlamasıdır. Ancak giriş ve amaç kısmında bahsedilen sebeplerden dolayı kurşun kullanımı pek çok alanda giderek azalmaktadır. Kurşun ile eşdeğer korumayı sağlayacak yeni nesil bir koruyucu geliştirilirse bu alanda da kurşun kullanma zorunluluğu ortadan kalkacaktır.

Toksik özellikleri, atom numaraları, yoğunlukları, atomun K tabakası eşik enerjileri, kolay temin edilebilirliği gibi özellikleri değerlendirilerek kalay, antimon, bizmut ve tungsten elementleri seçilmiştir. Bu elementlerle oluşturulan karışımın 30, 40, 50, 60, 80, 100 ve 150 keV enerjiler için kütle soğurma katsayısındaki değişiminin grafiği XCOM ile elde edilmiş ve kurşunun davranışına oldukça yakın olduğu gözlenmiştir (Grafik 1).



Grafik 1. Metal karışımı ve kurşun için enerjiye göre kütle soğurma katsayısı değişimi grafiği (XCOM çalışması)

Atomların K tabakası eşik enerjileri diagnostik radyolojide önemli parametrelerden biridir. Kurşunsuz koruyucularda kullanılan elementler K tabakası eşik enerjilerine göre soğurmada avantaj sağlamaktadırlar. Kalay ve antimon gibi düşük atom numaralı elementlerin K tabakası eşik enerjileri 30 keV civarındadır (Tablo 3). Bahsedilen elementler bu enerji etrafında oldukça iyi soğurma yeteneği sergilemektedir. Atom numarası yükseldikçe K tabakası eşik enerjisi de yükselmektedir (11).

Tablo 3. Kurşunun ve seçilen elementlerin önemli bazı özellikleri

Element	Atom No (Z)	Atom Ağırlığı (akb)	Tanecik Boyutu (μm)	Yoğunluğu (g/cm^3)	K Tabakası Eşik Enerjisi (keV)
Kurşun	82	207,20	-	11,340	88,0
Kalay	50	118,71	20 - 50	7,365	29,2
Antimon	51	121,76	20 - 50	6,697	30,4
Bizmut	83	208,98	20 - 50	9,780	90,5
Tungsten	74	183,85	20 - 50	19,350	69,5

Araştırma için tedarik edilen elementler Kocaeli Üniversitesi Kimya Mühendisliği'nin Plastik ve Kauçuk Teknolojisi Laboratuvarı'nda polimer malzeme içerisine karıştırılmıştı. Burada polimer malzeme yalnızca elementleri tutucu ve bulundukları hacimde bunları homojen dağıtıcı olarak rol oynamaktadır. Polimer malzemenin üretiminde farklı reçeteler uygulanmıştır. Ancak bu değişiklikler örneklerin radyasyon soğurma yeteneğini doğrudan etkilememektedir.

Öte yandan üretilen örneklerin kalınlıkları da radyasyon soğurmasını etkileyen bir parametredir. Bu sebeple teknik yeterlilikler elverişli olduğu sürece tüm örnekler aynı kalınlıkta (yaklaşık 1 mm) üretilmeye çalışılmıştır.

3.5 Veri Toplama Araçları

3.5.1 Veri Kayıt Formu:

Yapılacak farklı soğurma çalışmalarının her biri için tablolar oluşturulmuş, farklı zamanlarda yapılan çalışmaların tarihlerine göre sonuçları Tablo 4'te gösterilen veri kayıt formuna girilmiş ve sonuçların değerlendirilmesi sağlanmıştır.

Tablo 4. Veri kayıt formu örneği

Tüp Voltaşı (kV)	Havadaki Doz (Ort $\pm$ Std Sapma)	1. örnek (Ort $\pm$ Std Sapma)	2. örnek (Ort $\pm$ Std Sapma)	.	.
50					
55					
60					
.					

3.5.2 XCOM Programı

XCOM web altyapısı olan bir veritabanıdır. Bu program yardımı ile herhangi bir element, karışım veya bileşiğin 1 keV ile 100 GeV enerji aralığında saçılma, fotoelektrik olay ve çift oluşum olayları için kütle soğurma katsayıları hesaplanabilir (35).

XCOM programı farklı malzemelerin bir arada bulunduğu karışımların radyasyon soğurma özelliklerinin incelendiği pek çok bilimsel çalışmada etkin olarak kullanılmaktadır (2,7).

3.5.3 X-Işını Analizörleri

3.5.3.1 Radyografi Dedektörü (RF&Mam Detector)

Radyografi dedektörü, Unfors marka x-ışını analizörü seti içerisinde bulunan dedektörlerden biridir (Şekil 16). Dedektör, örneklerin birincil x-ışını altındaki radyasyon soğurma yeteneklerini ölçmek amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 16. Radyografi dedektörü (RF&Mam Detector) (36)

Dedektörün özellikleri;

- Radyografi / Floroskopi düşük doz ve yüksek doz modu
- % 5 kesinlikle 10 μGy – 9999 Gy doz ölçebilme ve 20 $\mu\text{Gy/s}$ – 1000 $\mu\text{Gy/s}$ doz hızı ölçebilme aralığı
- % 2 hassasiyetle 35 kV – 160 kV tüp voltajı ölçebilme aralığı
- % 0,5 hassasiyetle 1 ms – 999 ms ışınlama zamanı ölçebilme aralığı

3.5.3.2 Alan Dedektörü (Survey Detector)

Alan dedektörü, Unfors marka x-ışını analizörü seti içerisinde bulunan bir diğer dedektördür (Şekil 17). Dedektör, örneklerin saçılan x-ışını altındaki radyasyon soğurma yeteneklerini ölçmek amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 17. Alan Dedektörü (Survey Detector)

Özellikleri;

- 13 keV – 1,25 MeV enerji ölçebilme aralığı
- 0,001 nGy çözünürlük

3.5.4 Dijital Radyografi Cihazı

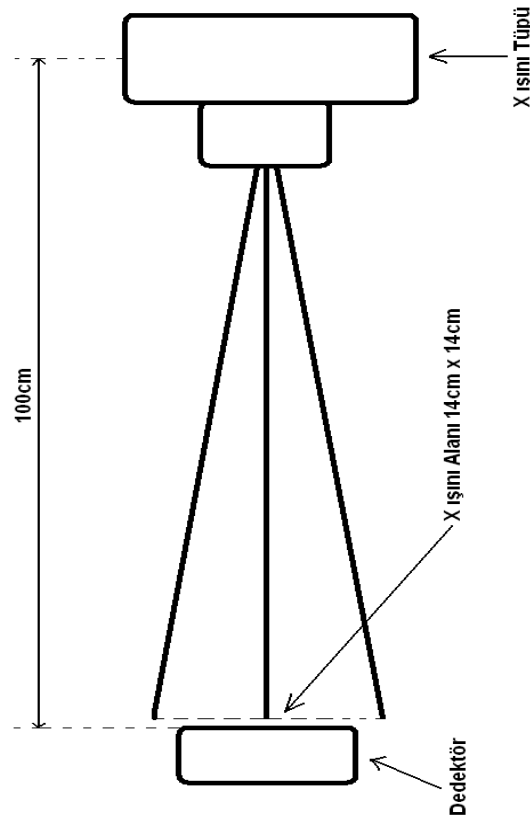
İlk olarak Etkin Tıbbi Cihazlar Servis Ticaret ve Sanayi Ltd. Şti.ne ait, Karşıyaka Devlet Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan dijital cihazında, örneklerin birincil x-ışınına karşı soğurma yetenekleri ölçülmüştür.

Bunun için öncelikle Şekil 18'daki düzenek oluşturulmuş ve beşer kV aralıklarla 50 kV'den 125 kV'ye kadar 16 ayrı tüp voltajında, radyografi dedektörü ile havadaki doz değerleri ölçülmüştür. Ölçümler için; odak ile dedektör arası mesafe 100 cm, x-ışını alanı 14 cm x 14 cm, tüp akımı 100 mA ve ışınlama süresi 0,1 s olarak ayarlanmıştır. Her tüp voltajı için, diğer parametreler sabit tutularak, beşer ölçüm alınmıştır. Dozlar mGy cinsinden okunup, sonuçlar 'ortalama doz $\pm$ standart sapma' şeklinde verilmiştir.

Cihaz bilgileri;

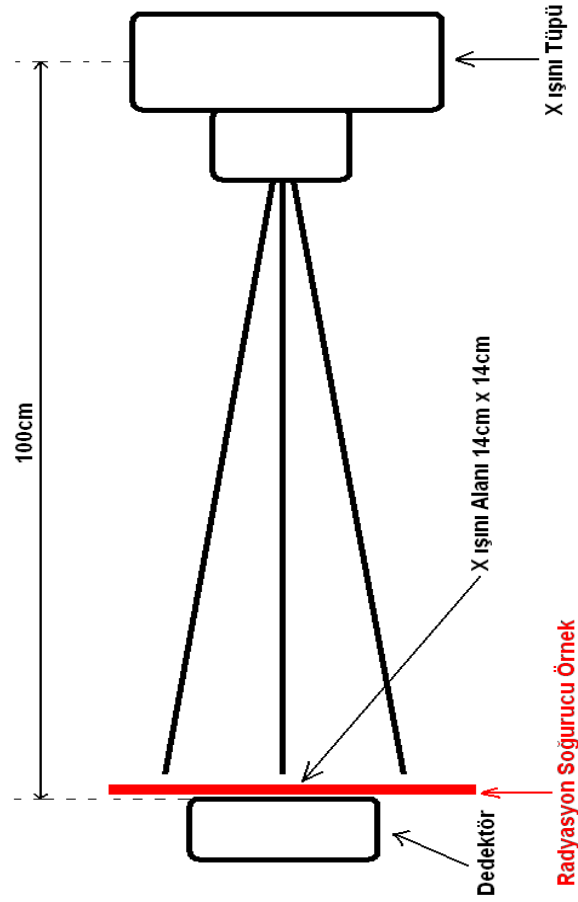
- Listem
- REX-525
- DC voltaj

- Tüp markası: Toshiba Rotanode
- En yüksek tüp voltajı: 125kVp
- Anot açısı: 16^0
- Döner anot sistemi
- En yüksek tüp gücü: 50 kVA
- Çift fokal spot sistemi; 1 mm – 2 mm



Şekil 18. Birincil X-ışını altında havadaki doz değerlerinin ölçüm düzeneği

Cihazın tüp voltajı dışındaki parametreleri değiştirilmeden, dedektör üzerine 1. örnek yerleştirilmiş ve 50 kV ile 125 kV arasındaki aynı tüp voltajları için ışınlamalar yapılarak doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 19). Bu işlem her tüp voltajı için beşer kez tekrarlanmıştır. Tüm bu ölçümler 2., 3. ve 4. örneklere de uygulanmıştır. Benzer şekilde dozlar mGy cinsinden okunmuş ve sonuçlar ‘ortalama doz $\pm$ standart sapma’ olarak kaydedilmiştir.



Şekil 19. Birincil X-ışını altında örnekler için doz değerlerinin ölçüm düzeneği

Birincil X-ışınları ile ölçümler yapıldıktan sonra, Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan floroskopi cihazı ile radyografi modunda örneklerin saçılan x-ışınına karşı soğurma yetenekleri ölçülmüştür.

Bunun için öncelikle Şekil 20'deki düzenek oluşturulmuş ve beşer kV aralıklarla 50 kV'den 125 kV'ye kadar 16 ayrı tüp voltajında, alan dedektörü ile havadaki doz değerleri ölçülmüştür. Ölçümler için; odak ile fantom merkezi arası mesafe 100 cm, fantom merkezi ile dedektör arası mesafe 45 cm, fantom kalınlığı 20 cm, x-ışını alanı 30 cm x 30 cm, tüp akımı 100 mA ve ışınlama süresi 0,1 s olarak ayarlanmıştır. Her tüp voltajı için, diğer parametreler sabit tutularak, beşer ölçüm alınmıştır. Dozlar μGy cinsinden okunup, sonuçlar 'ortalama doz $\pm$ standart sapma' şeklinde verilmiştir.

Cihaz bilgileri;

- Philips, Telediagnost
- Optimus 65
- DC voltaj

Radyografi modu;

- En yüksek t p voltajı: 150 kV
- En yüksek elektrik gücü: 65 kW
- T p voltajı: 40 – 150 kV
- T p akımı: 1 – 650 mA

Floroskopi modu;

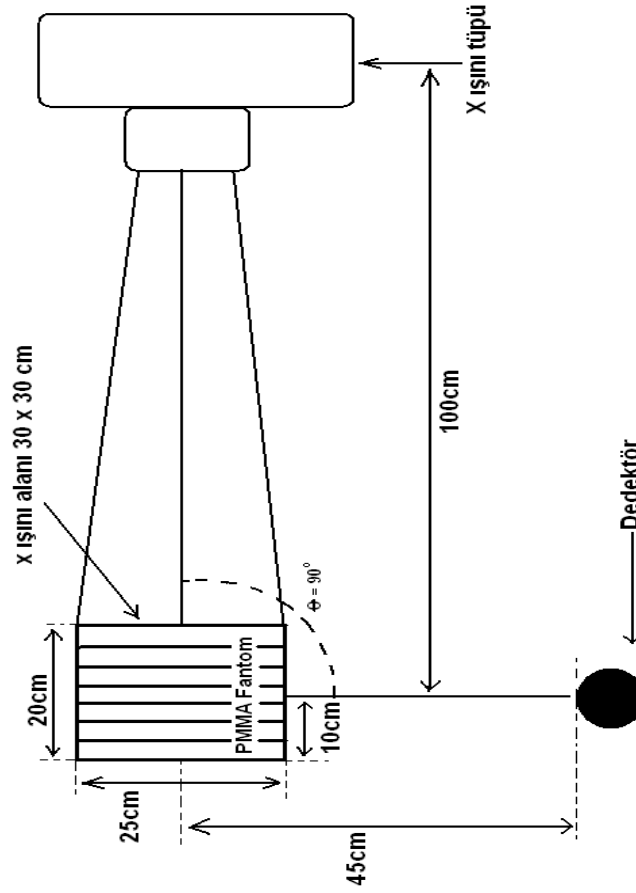
- En yüksek t p voltajı: 110 kV (opsiyonel olarak 125 kV)
- Sürekli elektrik gücü (continious output): 650 W (650 mA ve 100 kV)
- T p voltajı: 40 – 125 kV
- T p akımı: 0,1 – 6 mA
- En yüksek ışınlama süresi: 800 ms

Görüntü güçlendirici;

- 23,31,38 cm

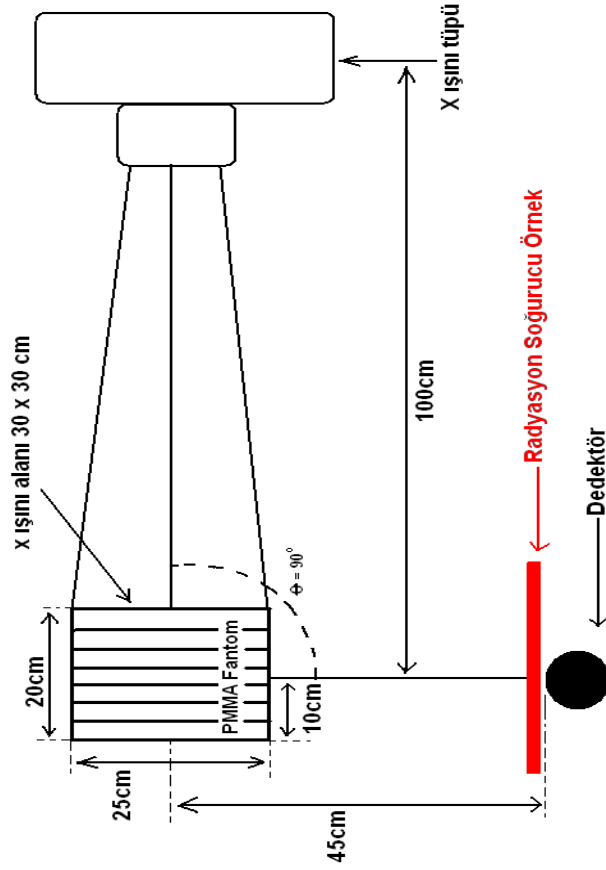
X-ışını tüpü;

- Süper Rotalix Metal SRM GS 0511
- Fokal spot: 0,5 – 1,1 mm
- Anot açısı: 11⁰



Şekil 20. Saçılan X-ışını altında havadaki doz değerlerinin ölçüm düzeneği

Cihazın tüp voltajı dışındaki parametreleri değiştirilmeden, dedektör önüne 1. örnek yerleştirilmiş ve 50 kV ile 125 kV arasındaki aynı tüp voltajları için ışınlamalar yapılarak doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 21). Bu işlem her tüp voltajı için beşer kez tekrarlanmıştır. Tüm bu ölçümler 2., 3. ve 4. örneklere de uygulanmıştır. Benzer şekilde dozlar μGy cinsinden okunmuş ve sonuçlar ‘ortalama doz $\pm$ standart sapma’ olarak kaydedilmiştir



Şekil 21. Saçılan X-ışını altında örnekler için doz değerlerinin ölçüm düzeneği

3.5.5 PMMA (Polimetilmetakrilat) Fantom

Her biri 25 cm x 25 cm x 2,5 cm boyutlarında olan, su eşdeğeri ve PMMA'dan üretilmiş toplam sekiz adet malzeme üst üste yerleştirilerek, ortalama hasta kalınlığı olarak kabul edilen 20 cm yüksekliğinde bir fantom elde edilmiştir. Bu fantom, örneklerin saçılan radyasyona karşı soğurma yetenekleri değerlendirilirken saçıcı olarak kullanılmıştır (Şekil 22).



Şekil 22. PMMA (Polimetilmetakrilat) Fantom

3.6 Araştırmanın Planı ve Takvimi

Bölüm 3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı kısmında ayrıntılarıyla anlatılan çalışma basamakları, bu bölümde şematik olarak gösterilmiştir.

Literatür Taraması

01.11.2010–15.12.2010



Elementlerin Soğurma Özelliklerinin Bilgisayar Programında İncelenmesi

15.12.2010 – 15.01.2011



Örneklerin Üretilmesi

15.01.2011 – 01.04.2011



Verilerin Toplanması

01.04.2011 – 30.05.2011



Verilerin Analizi ve Değerlendirmesi

30.05.2011–30.06.2011



Yazım

30.06.2011–20.07.2011

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

Birincil x-ışını altında, önce havada sonra örnekler altında her tüp voltajı için beşer kez ışınlama yapılarak radyasyon dozları mGy cinsinden ölçülmüş ve ortalama dozlar standart sapmalarıyla belirlenmiştir. Veri kayıt formuna kaydedilen bu doz değerlerinden yararlanılarak her örneğin her bir tüp voltajı için % soğurma etkisi hesaplanmıştır (Eşitlik 15). Aynı işlemler ticari olarak satılan 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb eşdeğeri kurşunsuz koruyucular

için de uygulanmıştır. Buradan elde edilen sonuçlarla tüp voltajı - % soğurma etkisi grafiği çizilmiştir (Grafik 2). Ayrıca, birincil x-ışını altında 100 kV tüp voltajı için elde edilen radyasyon doz değerleri kullanılarak her örneğin kurşun eşdeğer kalınlığı Archer Eşitliği ile hesaplanmıştır (Eşitlik 16).

Saçılan x-ışınları için, Şekil 20'deki gibi kurulmuş düzenek ile fantom ışınlanmış; önce havada sonra örnekler arkasında her tüp voltajı için beşer kez ölçüm alınarak radyasyon dozları μGy cinsinden ölçülmüş ve ortalama dozlar standart sapmalarıyla belirlenmiştir. Kaydedilen bu doz değerlerinden yararlanılarak her örneğin her bir tüp voltajı için % soğurma etkisi hesaplanmıştır. Benzer şekilde, ticari olarak satılan 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb eşdeğeri kurşunsuz koruyucular için de ışınlamalar yapılarak ölçümler alınmıştır. Buradan elde edilen sonuçlarla tüp voltajı - % soğurma etkisi grafiği çizilmiştir (Grafik 3).

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları

Radyasyonla yapılan uygulamalarda çalışan kişilerin en iyi şekilde korunmaları esastır. Bu nedenle, bu çalışmada maksimum radyasyon soğurma kapasitesine sahip örneklerin üretilmesi hedeflenmiştir. Bu doğrultuda dört örneğin her birindeki metal tozu oranı giderek artırılmıştır. Örnekler içerisinde en yüksek metal tozu oranına sahip olan, % 85 metal tozu - % 15 polimer malzeme oranları ile 4. örnek'tir. Bu oran kullandığımız polimer malzeme için doyum noktası olmuş, % 85'in üzerindeki metal tozu oranlarına sahip bir başka örnek daha polimer malzemenin doğası gereği üretilmemiştir. Böylece, örneklerden alınacak en yüksek verim % 85 metal tozu oranı ile sınırlanmıştır.

3.9 Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 04 Ağustos 2011 tarihli ve 2011/26-09 sayılı karar ile; 129-GOA protokol numaralı ve 'Tıbbi Amaçlı X Işını Uygulamalarında Radyasyondan Korunmak Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Önlük Malzemelerine Alternatif Olarak Üretilen Kurşunsuz Örneklerin Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi' isimli araştırmanın onayı alınmıştır. Onay ekte sunulmuştur.

4. BULGULAR

Bu çalışmada; kalay, antimon, bizmut ve tungsten gibi metal elementlerin toz karışımlarının polimer malzeme ile homojen olarak karıştırılması ile örnekler elde edilmiştir. Bu örneklerde birincil ve saçılan radyasyon azaltma değerleri için radyasyon doz ölçümleri yapılmıştır. Yapılan deneyler sırasında alınan veriler tablo ve grafiklerle değerlendirilmiştir.

4.1 Örneklerin Kalınlıkları

Bu çalışma için üretilen örneklerin kalınlıklarının 1 mm olması hedeflenmiştir. Ancak 0,001 mm duyarlılığa sahip kalınlık ölçme cihazı ile kalınlıklar ölçülmüş ve sonuçlar aşağıdaki gibi bulunmuştur;

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

4.2 Birincil X-Işını İle İlgili Ölçümler

3.5.4 Dijital Radyografi Cihazı bölümünde ayrıntılı bir şekilde ifade edildiği gibi, değişen kV değerlerinde birincil x-ışını için havada ve örneklerin altında ölçülen radyasyon dozları Tablo 5 ile verilmiştir. Ayrıca ticari olarak satılan 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb eşdeğeri kurşunsuz koruyucular için alınan radyasyon ölçüm değerleri de aynı tabloya eklenmiştir.

Tablo 5. Birincil X-ışını altındaki ölçümler

Tüp Voltajı (kV)	Havadaki Doz (Ort mGy ± Std Sapma)	1. örnek (Ort mGy ± Std Sapma)	2. örnek (Ort mGy ± Std Sapma)	3. örnek (Ort mGy ± Std Sapma)	4. örnek (Ort mGy ± Std Sapma)	0,25mmPb (Ort mGy ± Std Sapma)	0,50mmPb (Ort mGy ± Std Sapma)
50	0,4131 ± 4x10 ⁻⁴	0,0445 ± 2x10 ⁻⁴	0,0019 ± 3x10 ⁻⁴	0,0017 ± 6x10 ⁻⁵	0,0011 ± 2x10 ⁻⁴	0,0021 ± 5x10 ⁻⁴	0,0001 ± 4x10 ⁻⁴
55	0,4778 ± 2x10 ⁻⁴	0,0556 ± 2x10 ⁻⁴	0,0034 ± 9x10 ⁻⁵	0,0029 ± 9x10 ⁻⁴	0,0021 ± 3x10 ⁻⁴	0,0034 ± 2x10 ⁻⁴	0,0002 ± 2x10 ⁻⁴
60	0,5724 ± 5x10 ⁻⁴	0,0787 ± 3x10 ⁻⁴	0,0071 ± 5x10 ⁻⁴	0,0064 ± 6x10 ⁻⁴	0,0049 ± 2x10 ⁻⁴	0,0072 ± 3x10 ⁻⁴	0,0006 ± 3x10 ⁻⁴
65	0,6967 ± 3x10 ⁻⁴	0,1102 ± 5x10 ⁻⁴	0,0131 ± 2x10 ⁻⁴	0,0122 ± 3x10 ⁻⁴	0,0097 ± 3x10 ⁻⁴	0,0131 ± 3x10 ⁻⁴	0,0016 ± 2x10 ⁻⁴
70	0,7683 ± 2x10 ⁻⁴	0,1302 ± 4x10 ⁻⁴	0,0181 ± 5x10 ⁻⁴	0,0168 ± 8x10 ⁻⁴	0,0137 ± 4x10 ⁻⁴	0,0179 ± 2x10 ⁻⁴	0,0026 ± 2x10 ⁻⁴
75	0,8406 ± 2x10 ⁻⁴	0,1592 ± 2x10 ⁻⁴	0,0266 ± 2x10 ⁻⁴	0,0251 ± 3x10 ⁻⁴	0,0205 ± 1x10 ⁻³	0,0263 ± 4x10 ⁻⁴	0,0050 ± 1x10 ⁻⁴
80	0,9548 ± 4x10 ⁻⁴	0,1994 ± 3x10 ⁻⁴	0,0385 ± 4x10 ⁻⁴	0,0362 ± 4x10 ⁻⁴	0,0304 ± 5x10 ⁻⁴	0,0388 ± 4x10 ⁻⁴	0,0087 ± 2x10 ⁻⁴
85	0,9976 ± 2x10 ⁻⁴	0,2213 ± 2x10 ⁻⁴	0,0480 ± 3x10 ⁻⁴	0,0463 ± 5x10 ⁻⁴	0,0388 ± 2x10 ⁻⁴	0,0487 ± 3x10 ⁻⁴	0,0122 ± 5x10 ⁻⁴
90	1,0928 ± 2x10 ⁻⁴	0,2578 ± 5x10 ⁻⁴	0,0607 ± 1x10 ⁻³	0,0586 ± 6x10 ⁻⁴	0,0499 ± 3x10 ⁻⁴	0,0626 ± 3x10 ⁻⁴	0,0173 ± 6x10 ⁻⁴
95	1,1760 ± 4x10 ⁻⁴	0,3068 ± 1x10 ⁻³	0,0811 ± 6x10 ⁻⁴	0,0787 ± 4x10 ⁻⁴	0,0672 ± 6x10 ⁻⁴	0,0837 ± 3x10 ⁻⁴	0,0261 ± 2x10 ⁻⁴
100	1,2820 ± 5x10 ⁻⁴	0,3474 ± 4x10 ⁻⁴	0,0974 ± 8x10 ⁻⁵	0,0944 ± 4x10 ⁻⁴	0,0813 ± 4x10 ⁻⁴	0,1005 ± 2x10 ⁻⁴	0,0325 ± 3x10 ⁻⁴
105	1,4456 ± 2x10 ⁻⁴	0,4183 ± 3x10 ⁻⁴	0,1253 ± 3x10 ⁻⁴	0,1221 ± 1x10 ⁻³	0,1050 ± 7x10 ⁻⁴	0,1317 ± 5x10 ⁻⁴	0,0445 ± 2x10 ⁻⁴
110	1,4834 ± 2x10 ⁻⁴	0,4509 ± 4x10 ⁻⁴	0,1413 ± 2x10 ⁻⁴	0,1372 ± 4x10 ⁻⁴	0,1186 ± 2x10 ⁻³	0,1485 ± 3x10 ⁻⁴	0,0516 ± 4x10 ⁻⁴
115	1,6095 ± 1x10 ⁻⁴	0,5063 ± 6x10 ⁻⁴	0,1657 ± 2x10 ⁻⁴	0,1606 ± 8x10 ⁻⁴	0,1397 ± 5x10 ⁻⁴	0,1749 ± 6x10 ⁻⁴	0,0624 ± 2x10 ⁻⁴
120	1,7374 ± 2x10 ⁻⁴	0,5681 ± 1x10 ⁻⁴	0,1920 ± 6x10 ⁻⁴	0,1858 ± 5x10 ⁻⁴	0,1624 ± 8x10 ⁻⁴	0,2035 ± 2x10 ⁻⁴	0,0744 ± 2x10 ⁻⁴
125	1,8586 ± 2x10 ⁻⁴	0,6276 ± 5x10 ⁻⁴	0,2056 ± 3x10 ⁻⁴	0,2180 ± 1x10 ⁻³	0,1863 ± 4x10 ⁻⁴	0,2314 ± 2x10 ⁻⁴	0,0884 ± 1x10 ⁻⁴

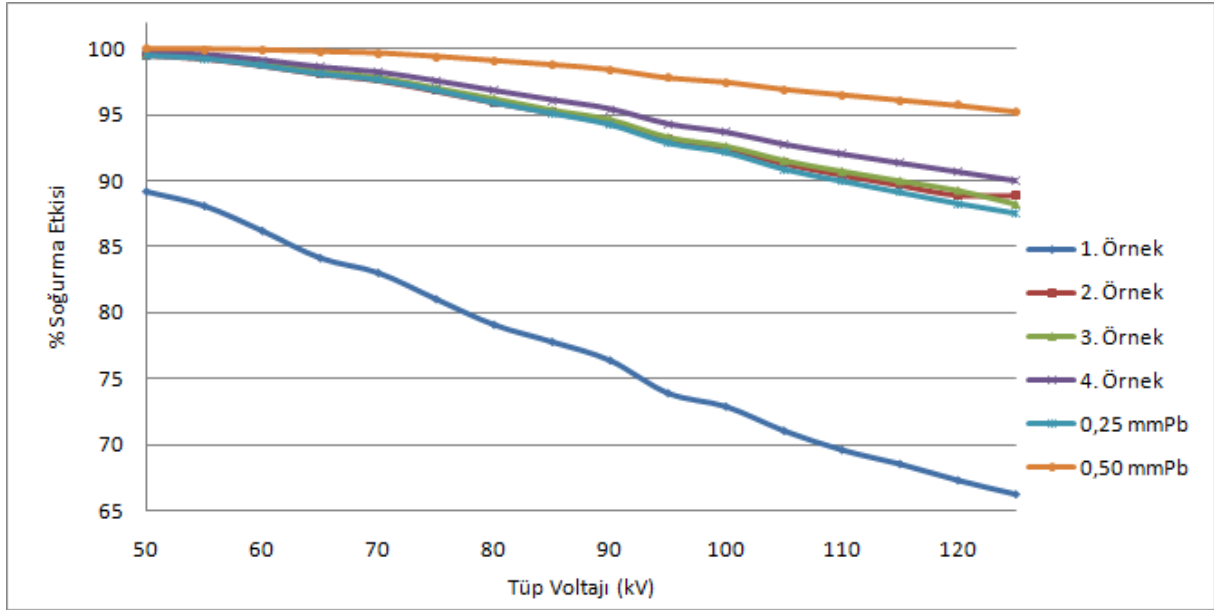
4.2.1 Birincil X-Işını İçin % Soğurma Etkisi

Tablo 5’te verilen radyasyon dozları kullanılarak her örnek ve kurşun eşdeğeri diğer iki önlük için % soğurma etkileri Eşitlik 15 ile hesaplanmıştır. Ölçüm yapılan her tüp voltajı için hesaplanan bu değerler Tablo 6’da verilmiştir. Bu tabloda ilk göze çarpan durum, tüp voltajı yani x-ışını enerjisi arttıkça örneklerin soğurma yeteneklerinin azaldığıdır. İkinci olarak, örnekler içerisindeki metal oranı arttıkça soğurma yeteneklerinin de arttığı görülmektedir.

Tablo 6. Birincil X-ışını İçin Hesaplanan % Soğurma Etkileri

Tüp Voltajı (kV)	1. örnek (%)	2. örnek (%)	3. örnek (%)	4. örnek (%)	0,25 mmPb Önlük (%)	0,50 mmPb Önlük (%)
50	89,23	99,54	99,59	99,72	99,49	99,99
55	88,15	99,29	99,39	99,55	99,29	99,97
60	86,25	98,76	98,89	99,14	98,74	99,89
65	84,19	98,11	98,25	98,60	98,11	99,77
70	83,06	97,64	97,81	98,22	97,67	99,66
75	81,06	96,84	97,01	97,56	96,87	99,40
80	79,12	95,97	96,21	96,82	95,94	99,09
85	77,82	95,19	95,35	96,11	95,12	98,78
90	76,40	94,44	94,63	95,43	94,27	98,42
95	73,91	93,10	93,31	94,29	92,88	97,78
100	72,90	92,41	92,64	93,66	92,16	97,46
105	71,06	91,33	91,55	92,73	90,89	96,92
110	69,60	90,48	90,75	92,00	89,99	96,52
115	68,54	89,70	90,02	91,32	89,13	96,12
120	67,30	88,95	89,30	90,65	88,29	95,72
125	66,24	88,94	88,27	89,98	87,55	95,24

Birincil x-ışını için hesaplanan % soğurma etkilerinin tüp voltajına göre değişimini gösteren grafik aşağıda verilmiştir (Grafik 2).



Grafik 2. Birincil X-ışını için tüp voltajı - % Soğurma Etkisi grafiği

Bu grafiğe göre 2., 3. ve 4. örneğin soğurma yetenekleri bakımından 0,25 mmPb eşdeğerindeki önlük ile benzer davranış sergilediği; % 50 metal tozu içeren 1. Örneğin ise soğurma yeteneğinin diğerlerinin çok altında kaldığı görülmektedir. Öte yandan hiç bir örnek 0,50 mmPb eşdeğeri önlük kadar etkin bir koruma sağlamamaktadır.

4.2.2 Örneklerin Kurşun Eşdeğer Kalınlıkları ve Ağırlıkları

Tablo 5'te 100 kV tüp voltajı için verilen, dört örneğe ait radyasyon doz değerleri kullanılarak örneklerin kurşun eşdeğeri kalınlıkları Eşitlik 16 ile hesaplanmıştır (Tablo 7).

$$x = (1 / \alpha \gamma) \ln \{ [B^{-\gamma} + (\beta / \alpha)] / [1 + (\beta / \alpha)] \} \quad (16)$$

Archer Eşitliği olarak adlandırılan bu ifadede x; malzeme kalınlığı, $\alpha=2,5$; $\beta=15,28$; $\gamma=0,7557$ değerindeki sabitlerdir. B ise geçirgenlik katsayısı olup, her örnek için örnek altında ölçülen dozun havada ölçülen doza oranı ile belirlenmiştir (1,37,38).

Tablo 7. 100 kV’de örneklerin geçirgenlik katsayıları, kurşun eşdeğeri kalınlıkları ve ağırlıkları

Örnek No	Geçirgenlik Katsayısı (B)	Kurşun Eşdeğeri Kalınlık (mmPb)	Ağırlık (kg/m ²)
1	0,27	0,11	$1,0190 \pm 2 \times 10^{-4}$
2	0,08	0,32	$3,8415 \pm 1 \times 10^{-4}$
3	0,07	0,33	$3,7302 \pm 1 \times 10^{-4}$
4	0,06	0,36	$4,0081 \pm 1 \times 10^{-4}$

Burada görüldüğü üzere, tabloda aşağı inildikçe yani örnek içerisindeki metal tozu oranı arttıkça radyasyon geçirgenlik katsayısının azalmış, kurşun eşdeğer kalınlığı artmıştır. Örnekler içerisindeki metal oranı arttıkça ağırlıklar da giderek artmıştır.

4.3 Saçılan X-Işını İle İlgili Ölçümler

3.5.4 Dijital Radyografi Cihazı bölümünde detaylarıyla ifade edilen, saçılan x-ışını için havada ve örneklerin arkasında, Şekil 20 ve 21’deki düzeneklerle ölçülen radyasyon dozları Tablo 8’de verilmiştir. Yine, 0,25 mmPb ve 0,50 mmPb eşdeğeri kurşunsuz koruyucular için alınan radyasyon ölçüm değerleri bu tabloya eklenmiştir.

Tablo 8. Saçılan X-ışınları için alınan ölçümler

Tüp Voltajı (kV)	Havadaki Doz (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	1. örnek (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	2. örnek (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	3. örnek (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	4. örnek (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	0,25mmPb (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)	0,50mmPb (Ort $\mu\text{Gy} \pm$ Std Sapma)
50	2,2145 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,2794 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,0131 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0032 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,0102 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,0134 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0016 $\pm$ 2x10 ⁻⁴
55	2,7446 $\pm$ 6x10 ⁻³	0,3877 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,0228 $\pm$ 2x10 ⁻³	0,0041 $\pm$ 7x10 ⁻⁴	0,0169 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0227 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,0032 $\pm$ 4x10 ⁻⁴
60	3,6184 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,6183 $\pm$ 2x10 ⁻³	0,0496 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	0,0072 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,0308 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0519 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	0,0023 $\pm$ 3x10 ⁻⁴
65	4,7929 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,9377 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0934 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,0314 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0602 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,1019 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0054 $\pm$ 3x10 ⁻⁴
70	5,5175 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	1,1577 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,1255 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0378 $\pm$ 9x10 ⁻³	0,0831 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,1378 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0101 $\pm$ 4x10 ⁻⁴
75	6,3397 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	1,4806 $\pm$ 2x10 ⁻⁵	0,1916 $\pm$ 2x10 ⁻⁵	0,0566 $\pm$ 6x10 ⁻³	0,1280 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,2141 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,0217 $\pm$ 3x10 ⁻⁴
80	7,2014 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	1,8577 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,2827 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0776 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,1966 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,3195 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0444 $\pm$ 1x10 ⁻⁴
85	7,5142 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	2,1347 $\pm$ 7x10 ⁻⁴	0,3568 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,0957 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,2564 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,4098 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,0097 $\pm$ 4x10 ⁻⁴
90	7,9053 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	2,5491 $\pm$ 8x10 ⁻⁴	0,4634 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,1339 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,3346 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,5293 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,0880 $\pm$ 5x10 ⁻⁴
95	8,2698 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	3,1059 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,6300 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,1687 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,4631 $\pm$ 8x10 ⁻³	0,5043 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,1331 $\pm$ 3x10 ⁻⁴
100	8,5309 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	3,5762 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,7735 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,2232 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,5696 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	0,8873 $\pm$ 7x10 ⁻⁴	0,1831 $\pm$ 6x10 ⁻⁴
105	8,9574 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	4,4190 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	1,0260 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	0,2612 $\pm$ 6x10 ⁻³	0,7715 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	1,1907 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	0,2748 $\pm$ 2x10 ⁻⁴
110	9,1766 $\pm$ 9x10 ⁻³	4,8085 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	1,1787 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	0,3309 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,8985 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	1,3338 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,3346 $\pm$ 3x10 ⁻⁴
115	9,5042 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	5,4776 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	1,4104 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	0,4082 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	1,0829 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	1,6330 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,4198 $\pm$ 1x10 ⁻⁴
120	9,9417 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	6,1647 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	1,6616 $\pm$ 8x10 ⁻³	0,5321 $\pm$ 7x10 ⁻⁴	1,2886 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	1,9227 $\pm$ 5x10 ⁻⁴	0,5126 $\pm$ 4x10 ⁻⁴
125	10,4620 $\pm$ 1x10 ⁻⁴	6,8316 $\pm$ 2x10 ⁻⁴	1,9190 $\pm$ 4x10 ⁻⁴	0,5342 $\pm$ 6x10 ⁻⁴	1,5035 $\pm$ 7x10 ⁻⁴	2,2080 $\pm$ 3x10 ⁻⁴	0,6290 $\pm$ 3x10 ⁻⁴

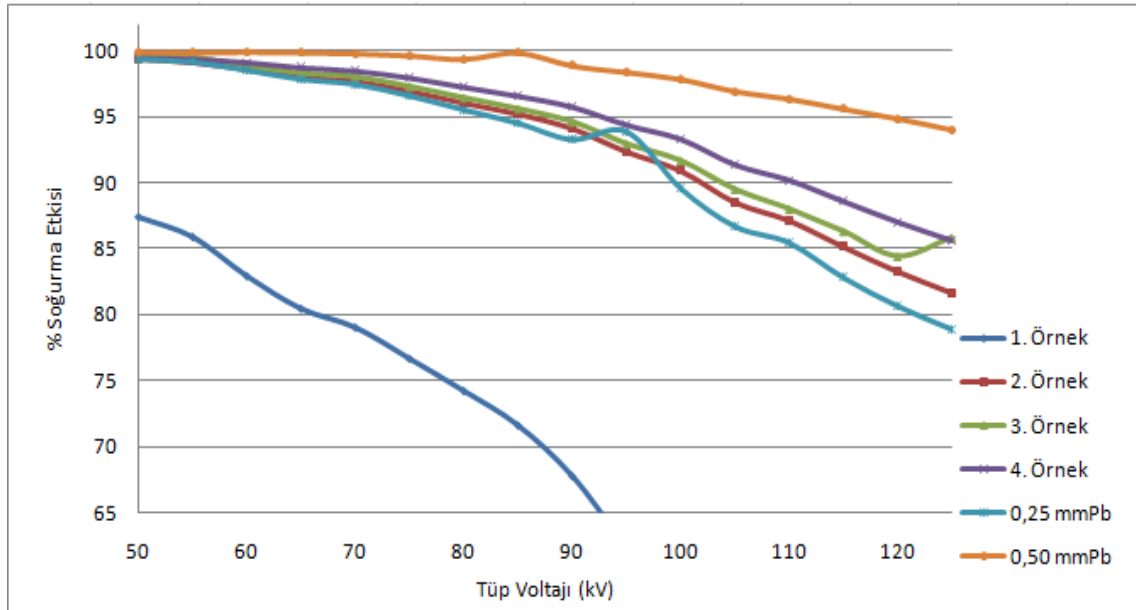
4.3.1 Saçılan X-Işınları İçin % Soğurma Etkisi

Tablo 8'deki doz değerlerinden yararlanılarak her örnek ve kurşun eşdeğeri iki önlük için % soğurma etkileri Eşitlik 15 ile hesaplanmıştır. Birincil x-ışınları için hesaplandığı gibi, saçılan X-ışınları için de her tüp voltajına karşılık % soğurma etkisi tablosu oluşturulmuştur (Tablo 9).

Tablo 9. Saçılan X-ışınları İçin Hesaplanan % Soğurma Etkileri

Tüp Voltajı (kV)	1. örnek (%)	2. örnek (%)	3. örnek (%)	4. örnek (%)	0,25 mmPb Önlük (%)	0,50 mmPb Önlük (%)
50	87,38	99,41	99,46	99,54	99,39	99,93
55	85,87	99,17	99,48	99,38	99,17	99,88
60	82,91	98,63	98,81	99,15	98,57	99,94
65	80,44	98,05	98,27	98,74	97,87	99,89
70	79,02	97,73	98,00	98,49	97,50	99,82
75	76,65	96,98	97,27	97,98	96,62	99,66
80	74,20	96,07	96,41	97,27	95,56	99,38
85	71,59	95,25	95,58	96,59	94,55	99,87
90	67,75	94,14	94,59	95,77	93,31	98,89
95	62,44	92,38	92,92	94,40	93,90	98,39
100	58,08	90,93	91,64	93,32	89,60	97,85
105	50,67	88,55	89,47	91,39	86,71	96,93
110	47,63	87,16	87,98	90,21	85,47	96,35
115	42,37	85,16	86,28	88,61	82,82	95,58
120	37,99	83,29	84,39	87,04	80,66	94,84
125	34,70	81,66	85,82	85,63	78,90	93,99

Bu tabloda da benzer şekilde radyasyon enerjisi arttıkça soğurma yeteneğinin azaldığı, örneklerdeki metal tozu oranı arttıkça da soğurganlığın arttığı gözlenmektedir.



Grafik 3. Saçılan X-ışını için tüp voltajı - % soğurma etkisi grafiği

Grafik 3'e göre saçılan radyasyonu soğurma yetenekleri bakımından 2., 3. ve 4. örneğin 1. örneğe göre daha iyi olduğu izlenirken, bu üç örnek 0,25 mmPb eşdeğerindeki önlükten daha iyi bir soğurma performansı sağladığı görülmüştür. Birincil radyasyonu soğurma yeteneğindeki duruma benzer olarak saçılan radyasyonu soğurma yeteneği bakımından da hiçbir örnek 0,50 mmPb önlük kadar etkin bir koruma sağlamamaktadır.

5. TARTIŞMA

Kurşunlu önlük malzemesine alternatif olabilecek kurşunsuz örneklerin üretimi öncesinde yapılan literatür taramasında, benzer bir çok çalışmada x-ışınlarından korunmak amacıyla metal tozu - polimer malzeme karışımından oluşan materyaller kullanıldığı görülmüştür. Bu karışımlarda esas radyasyon soğurucu, yüksek yoğunluktaki metallerdir. Polimer malzeme yalnızca metalleri tutucu ve onları bir hacim içerisinde homojen dağıtıcı olarak kullanılmaktadır. Yaptığımız çalışmada kullandığımız kalay, bizmut, tungsten ve antimon literatürde de en çok karşımıza çıkan metallerdir. Eder tarafından gerçekleştirilen pek çok çalışmada kurşuna alternatif olabilecek radyasyondan koruyucu malzemeler üretilmeye çalışılmıştır. Eder 2006 yılında yaptığı çalışmasında bizden farklı olarak antimon kullanmamış, yalnızca kalay, bizmut ve tungsten ile çalışmıştır. Çalışmamıza benzer olarak, bu metallerden oluşan karışımı farklı oranlarda polimer malzeme ile karıştırmış ve üretimini gerçekleştirdiği örneklerin radyasyon soğurma özelliklerini incelemiştir. Bu incelemeyi yaparken tüp voltajı olarak 60 – 150 kV aralığı seçerek bizim çalışmamızdakinden daha geniş bir aralıkta çalışmıştır. Bu çalışmasında ürettiği malzemelerin birincil radyasyon altında radyasyon soğurma yeteneği için; 60 kV'de %97,2 soğurma, 80 kV'de %89,3 soğurma, 100 kV'de %80,8 soğurma, 125 kV'de %74,4 soğurma ve 150 kV'de %69,7 soğurma elde etmiştir. Eder'in sonuçları 4. örnek ile kıyaslanırsa, örneğimizin radyasyon soğurma kapasitesinin daha iyi olduğu görülmektedir (4,5). Eder yaptığı diğer çalışmalarda da teşhise yönelik tıpta en çok kullanılan aralık olan 60 – 125 kV aralığında belli tüp voltajlarını seçmiştir. Bizimle benzer olarak üretilen örneklerinin kurşun eşdeğer kalınlıklarını da hesaplamıştır. Eder toplam dört örneğin kurşun eşdeğerini hesaplamıştır. 100 kV tüp voltajı için 0,60 mmPb, 0,65 mmPb, 0,66 mmPb ve 0,63 mmPb eşdeğer kalınlıkları elde etmiştir. Bu örneklerin 100 kV'deki radyasyon zırlama özelliklerinin bizim ürettiğimiz örneklerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun sebebi ürettiğimiz örneklerin yaklaşık 1 mm kalınlığında olması ve kullanılan metal oranlarındaki farklılıklardır (9).

Radyasyondan koruyucu olarak kurşuna eşdeğer yeni bir malzeme geliştirilirken kullanılan elementlerin enerjiye göre kütle soğurma katsayılarındaki değişimin görülmesi gereklidir. Bu amaçla, seçilen enerji aralığı için elementlerin, bileşiklerin ya da karışımların kütle soğurma katsayılarını veren bir veri tabanına ihtiyaç duyulmaktadır. Literatür taraması yapıldığında bu konunun XCOM bilgisayar programı kullanılarak aşıldığı görülmektedir.

Dodoo-Amoo, Demir, Karakuza ve Kaçar yaptıkları çalışmalarda radyasyondan korunmak amacıyla bizimle aynı hedefi gözeterek zırhlama malzemeleri geliştirmek üzere çalışmışlardır. İsmi geçen araştırmacılar kullandıkları malzemelerin belli enerji aralıklarındaki kütle soğurma katsayılarını XCOM programını kullanarak belirlemişlerdir (2,7,23,24). Çalışmamızda da kurşuna alternatif metaller olarak kalay, antimon, bizmut ve tungstenden oluşan karışımın kütle soğurma katsayıları, seçtiğimiz enerji aralığı için XCOM ile belirlenmiştir.

Finnerty ve arkadaşları, x-ışınları ile çalışan kişilerin radyasyondan korunması konusunda kullanılan, kurşunlu önlüklerin artık kurşunsuz yeni nesil önlüklerle yer değiştirmesi olgusundan yola çıkarak bir çalışma yapmışlardır. Bu kapsamda iki farklı hastanede, dört farklı üreticinin toplam 41 kurşunsuz koruyucu giysilerinin kurşun eşdeğerlerini incelenmiştir. Koruyucu giysiler üzerinde yazan eşdeğer kalınlıkların gerçekte ne olduğunu saptamaya yönelik bir uygulama yapmışlardır. Kurşun eşdeğerini hesaplamak için uyguladıkları yöntem bizim uyguladığımız yöntemle benzerdir. Ancak bizden farklı olarak ayrıca 70 kV tüp voltajı için de hesaplama yapmışlardır. Öte yandan Finnerty ve arkadaşları yaptıkları çalışma sonucunda 100 kV tüp voltajı üzerinde enerji bağımlılığının baskın olarak arttığı, yani soğurma kapasitesinin hızlanarak azaldığı yorumunu yapmışlardır. Grafik 2 ve Grafik 3'e bakılırsa bu yorumun sonuçlarımızı da desteklediği açıkça görülmektedir (1).

Zuguchi ve arkadaşları dış radyasyondan korunmanın üç kuralı olan zaman, mesafe ve zırhlama terimlerinden yola çıkmışlar ve zırhlama konusu üzerine bir çalışma yapmışlardır. Kurşunsuz radyasyon koruyucular zırhlama olarak ifade edilen radyasyondan korunmanın üçüncü kuralını sağlamak için imkân verir. Zuguchi bu çalışmasında ilk olarak birincil radyasyon altında ve 60 – 120 kV tüp voltajı aralığında üç tane kurşunlu, üç tane kurşunsuz koruyucunun geçirgenliğini incelemiş, 100 kV tüp voltajı üzerinde kurşunlu koruyucuların zırhlama yeteneği kurşunsuz koruyucuların zırhlama yeteneğine kıyasla daha iyi olduğu sonucuna varmıştır. Bunun sebebi; kurşunun K tabakası eşik enerjisi kurşunsuz malzemeninkinden daha yüksek olması ve böylece birincil x-ışını altında 100 kV tüp voltajı üzerinde kurşun malzemenin zırhlama etkisi daha yüksek olmasıdır. Bizim çalışmamızda ise yeni tasarlanan örnekler mevcut olan kurşunsuz önlüklerle aynı ölçüm yöntemi kullanılarak karşılaştırılmış ve tüp voltajı arttıkça kurşunsuz önlüklerin koruyuculuğu daha yavaş azalırken örneklerin koruyuculuğunun daha hızlı azaldığı görülmüştür (Grafik 2). Zuguchi bu

alışmasında ikinci olarak aynı t p voltajı aralığı için saçılan radyasyonla ölçümler yapmıştır. Saçılan radyasyon altında hem kurşunlu hem de kurşunsuz radyasyon koruyucuların zırhlama yeteneklerinin benzer olduğu sonucunu çıkar mıştır. Bunu sebebi ise; aynı t p voltajı için saçılan radyasyon enerjisinin direk radyasyon enerjisine göre daha düşük olmasıdır. Böylece saçılan radyasyon değerlendirilirken atomun K tabakası eşik enerjisinden bahsedilmez. Bu yüzden saçılan radyasyon altında kurşunsuz malzemenin zırhlama yeteneği kurşun ile benzerdir. Zuguchi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada birincil radyasyon için kurşun önlük ile 0,35 mmPb kurşun eşdeğeri olan kurşunsuz  nl ğ n benzer azaltma gerçekleştirdiği gözlenirken 100 kV t p potansiyelinden sonra kurşunsuz örneğin daha az azaltma ( rneğin 120 kV’de yaklaşık % 4 daha az azalttığı) gösterdiğini görmüşlerdir. Saçılan x-ışınları için 60 - 120 kV aralığında 0,35 mmPb kurşun eşdeğeri olan kurşunsuz  nl kle sağlanan korunmanın kurşunla aynı olduğu görülmüştür. Bunun yanı sıra yaptığımız çalışmada hem birincil hem de saçılan radyasyonun soğurma grafiklerine (Grafik 2 ve Grafik 3) baktığımızda hazırlanan örneklerin 0,25 mmPb göre daha iyi soğurma etkisi gözlenirken 0,50 mmPb göre daha az soğurma etkisi olduğu gözlemlenmiştir. Yüksek kV değerlerindeki davranışları özellikle 2., 3. ve 4. Örnekler için benzer olduğu değerlendirilmiştir. Zuguchi ile bizim çalışma metodumuz arasındaki fark t p akımı ve ışınlama s residir. Tüpün aşırı ısınmasını ve buna bağlı olarak oluşabilecek hataları önlemek amacıyla çalışmamızda daha düşük bir tüp akımı ve ışınlama süresi seçilmiştir. Öte yandan Zuguchi çalışmasında kurşunsuz malzemelerin toksik olmadığını da belirtmiştir. Bizim de çalışmaya başlamadaki amaçlarımızdan biri budur. Zuguchi ve arkadaşları yaptıkları bu çalışma sonucunda, uygulamayı yapan doktorların çoğunlukla saçılan radyasyona maruz kaldıklarında dolayı kurşunla aynı korumayı sağlayan ve hafif olan kurşunsuz  nl klerin kullanımını önermişlerdir (3).

Muir ve arkadaşları Christchurch hastanesinde rutin olarak kullanılan Infab Corporation ürünü kurşunsuz radyasyon koruyucu ile 0,50 mm kurşunun radyasyon geçirgenliğini karşılaştırmışlardır. Koruyucular Philips Optimus 50 x-ışını cihazı ile 50 – 125 kV arasında birincil x-ışını altında ışınlamalara maruz bırakılmışlardır. Giriş ve çıkış dozları kaydedilmiş ve her bir t p voltajı için radyasyon geçiş yüzdeleri hesaplanmıştır. Bizim çalışmamız ile kıyaslandığında kullanılan t p voltajı çalışma aralığı bakımından yöntemler uyum göstermektedir. Yapılan çalışmadaki giriş dozu ifadesi bizim çalışmamızdaki havada ölçülen doz değerlerine karşılık gelmektedir. Green-Lite kurşunsuz önlük ve kurşunsuz yelek, 85 kV t p voltajında 0,50 mm kurşun eşdeğeri olarak etiketlenmiştir. Bu  r nler  n kısımları için en

az 0,50 mm kurşuna eşdeğer koruma sağlaması için tasarlanmışlardır. Ancak çalışma sonucunda 0,50 mm kurşuna göre ve diğer 0,50 mm kurşun eşdeğeri önlük ve yeleklere göre daha kötü bir davranış sergilediği sonucu ortaya çıkmıştır. Green-Lite kurşunsuz radyasyon koruyucusunun enerjiye bağlı olarak 0,30 mm ile 0,39 mm kurşun eşdeğerinde bir koruma sağladığı görülmüştür (39).

Katoh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada bizim gibi yeni bir malzemeler üretmişler, bu malzemelerin kurşun eşdeğerlerini Archer eşitliğini kullanarak hesaplamışlardır. Ürettikleri malzemenin kalınlığı 12,5 mm olup bizim ürettiğimize kıyasla oldukça fazladır. 100 kV tüp voltajı için elde ettikleri kurşun eşdeğeri kalınlığı ise 0,87 mmPb'dir. Biz bu işlemi yalnızca 100 kV tüp voltajı için yaparken Katoh 100, 125 ve 150 kV tüp voltajları için yapmıştır. Ticari olarak piyasaya sunulan kurşunlu veya kurşunsuz koruyucuların kurşun eşdeğeri 100 kV tüp voltajı için verildiğinden çalışmamızda yalnızca 100 kV tüp voltajı için değerlendirme yapıldı (40).

Schlattl ve arkadaşları yaptıkları araştırmada kurşunsuz zırhlama malzemesini simülasyon metodu ile üretmişlerdir. Bu çalışmalarını için kalay ve kalay-bizmuttan oluşan iki farklı malzeme kullanmışlar, bunların zırhlama özelliklerini 0,35 mmPb ile kıyaslayarak incelemişlerdir. Çalışma voltajı olarak 60, 75 ve 120 kV tüp voltajları seçmişlerdir. 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 varmışlardır. 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 bulmuşlardır (41).

Radyasyondan korunmada zırhlama malzemesinin seçilmesi büyük önem taşımaktadır. Bunun çeşitli nedenleri vardır. Ancak en önemli nedeni radyasyonla çalışanı korumaktır. Bunun yanı sıra hafif olmalı ve uzun süren çalışmalarda uygulamayı yapan doktor, tekniker veya hemşire gibi personelin üzerinde uzun süre taşımaya destek olmalıdır. Bu nedenle yaptığımız çalışma sonucunda hazırladığımız 4 örnekten 1. örnek hariç diğer örnekleri, özellikle de 4. örneği radyasyondan korunmada düşük enerjilerde 0,25 mmPb'ye alternatif olarak rahatlıkla önerebiliriz. Ancak çok yüksek enerjilerde 0,50 mmPb altında bir koruma sağlamaktadır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Radyasyondan korunmanın üç temel prensibi vardır. Bunlardan birincisi; radyasyon kaynağının yakınında olabildiğince kısa zaman geçirmek, diğeri radyasyon kaynağına mümkün olan en uzak mesafede durmak ve sonuncusu da radyasyon kaynağını zırlamaktır.

Radyasyonun zararlı etkilerinden korunmak için geleneksel olarak kurşun içeren kişisel koruyucular kullanılmaktadır. Ucuz ve kolay işlenebilir olmasına rağmen, kurşun hem toksik hem de ağır bir elementtir. Bu gibi nedenlerle tercih sebebi olmaktan giderek çıkmaktadır. Kurşun yerine, kurşun ile eşdeğer bir koruma sağlayan yeni nesil radyasyon koruyucular geliştirilmektedir.

Yapılan çalışmada içerisinde kurşun bulunmayan yeni nesil radyasyon koruyucu örnekler üretilmiş, bunların radyasyon soğurma yetenekleri ölçülmüş ve kurşun eşdeğeri kalınlıkları hesaplanmıştır.

Kalay, antimon, bizmut, tungsten elementlerini seçmemizdeki temel nedenler; yoğunlukları, toksik özelliklerinin kurşuna kıyasla çok düşük olması, kolay temin edilebilir olması ve atomun K tabakası eşik enerjilerinin çeşitliliğidir. Kurşunun geniş bir enerji aralığında lineer bir soğurma yeteneği olduğu bilinmektedir. Bu lineerlik diğer elementlerde mevcut değildir. Ancak farklı K tabakası eşik enerjilerine sahip elementler bir araya getirilerek bu soğurma özelliği sağlanabilir. Yani kurşuna eşdeğer bir malzeme geliştirilebilir. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, yukarıda ismi geçen dört element seçilmiştir. Ayrıca metallerin ekonomik olması ve kolay ulaşılabilirliği göz önünde tutulan özellikler arasındadır. İleride seri üretimi planlanan bir ürün için maliyetlerin düşük olması en çok elementlerin ekonomik durumuna bağlı olacaktır. Araştırma sonraki adımlarda geliştirilmek istenirse, yine maliyetler göz önünde tutularak çalışmaya başka elementler de eklenebilir. Öte yandan çalışmada kullanılan elementlerin tanecik boyutu da göz ardı edilmemelidir. Dar bir hacimde elementlerin en homojen şekilde dağılabilmesi için boyutlarının yeterli küçüklükte olması gerekmektedir. Bu nedenle ortalama 1 mm kalınlığında üretimi gerçekleştirilen örnekler için 20 – 50 µm tanecik boyutlarına sahip elementler kullanılmıştır.

Üretilen ve testleri gerçekleştirilen örneklerin radyasyon soğurma performansına bakılırsa (Tablo 6) 1. Örneğin en düşük soğurma kapasitesine sahip olduğu açıkça görülmektedir. Bu örneğin kurşun eşdeğeri kalınlığı 0,25 mmPb önlüğün çok altında

kalmaktadır. Bu yüzden % 60 metal tozu bulunan örneğin üretilmesi yerine %70 ve sonrasının üretimine karar verilmiştir. En yüksek metal oranına sahip olan örneğin en iyi korumayı sağladığı görülmektedir. Dolayısıyla yapılan ölçümler sonucunda hem birincil hem de ikincil radyasyondan en iyi koruyan örnek 4. örnektir. Bu nedenle ileride radyasyondan koruyucu olarak üretilmesi planlanan bir ürün için 4. örneğin kullanılması önerilebilir. Ancak burada iki önemli durum söz konusudur. Birincisi; yapılacak koruyucunun metrekaresindeki ağırlığıdır. 2. ve 3. örneğin radyasyon soğurma etkisi incelenirse, birbirine oldukça yakın soğurma kapasitelerinin olduğu görülür. 3. ve 4. örnek kıyaslandığında, düşük enerjilerde 3. örneğin 4. örnek gibi davranış sergilediği gözlemlenirken artan kV değerlerinde 4. örneğin 3. örneğe göre üstünlük gösterdiği görülmüştür. Bu aşamada hangi örneğin daha başarılı olduğunu değerlendirmek için koruyucunun ağırlığının incelenmesi ön plana çıkar. Bu değerlendirme yapıldığında en ağır örnek 4. örnek olurken, 3. örneğin eşdeğer kalınlığı 0,33 mmPb olmasına rağmen 0,32 mmPb eşdeğerine sahip olan 2. örneğin daha ağır olduğu görülmüştür. Böyle bir durumda 3. örneğin üretimi her açıdan daha avantajlı olacaktır. Kurşunsuz koruyucuların kendi arasında ağırlıkları kıyaslanırsa bile ağırlığı kurşunlu koruyucularınkinden fazla olan kurşunsuz koruyucular tercih edilmez. Örneğin girişimsel uygulamalarda personel tarafından uzun süre kullanılan bu koruyucuların, kullanım kolaylığı ve hareket serbestliği açısından, özellikle hafif olması tercih sebebidir. Böyle bir çalışma için, üretilen koruyucunun metrekaresindeki ağırlığı, eşdeğer korumaya sahip kurşunlu koruyucunun ağırlığı ile kıyaslanmalıdır. İkincisi; seçilen elementlerin polimer malzeme içerisine hangi oranda ekleneceği durumudur. Araştırmanın sınırlılıkları bölümünde de vurgulandığı üzere polimer malzeme içerisine belli bir orandan sonra metal eklenememektedir. Çalışmamızda % 85 metal oranı kullandığımız polimer malzeme için doyum noktasıdır. % 90 ve üzerinde element yüzdesine sahip olan örnekler, polimer malzemenin bu miktardaki metali tutamaması sebebiyle üretilmemektedir.

Üretilen örneklerin kalınlıkları 1 mm olarak seçilmiştir. Burada amaç, en ince malzeme ile en iyi soğurma etkisini elde ederek daha hafif bir malzeme geliştirmektir. 1. örnek dışındaki tüm örnekler 0,25 mmPb eşdeğerinden daha yüksek bir korumaya sahiptir. Bunun yanı sıra 2. örnek $1,498 \pm 0,045$ mm kalınlığında olduğundan eşdeğer kurşun kalınlığı artmış ve bu nedenle 0,25 mmPb değerine yaklaşmış olabilir. Ancak örneklerin hiçbiri 0,50 mmPb'nin üzerine çıkamamıştır. Bu noktadan sonra örneklerin kalınlıkları artırılarak 0,50 mmPb eşdeğerine ulaşılması yoluna gidilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Finnerty M, Brennan PC. Protective aprons in imaging departments: manufacturer stated lead equivalence values require validation. Eur Radiol, 2005;15: 1477-1484.
2. Demir F. Bor ve barit agregalı ağır betonların nötron parçacıkları, x ve γ ışınları için radyasyon soğurganlıklarının belirlenmesi. Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2009.
3. Zuguchi M, Chida K, Taura M, Inaba Y ve ark. Usefulness of non-lead aprons in radiation protection for physicians performing interventional procedures. Radiation Protection Dosimetry, 2008;131: 531-534.
4. Eder H. Lead substitute material for radiation protection purposes. United States Patent; No: 7,041,995 B2, 2006.
5. Eder H. Lightweight radiation protection material for a large energy application range. United States Patent Application Publication; No: US 2009/0230334 A1, 2009.
6. Ballsieper B. Radiation protection material based on silicone. United States Patent Application Publication; No: US 2006/0217477 A1, 2006.
7. Dodoo-Amoo DNA, Landsberger S, MacDonald JM, Castro JM. Development of composite materials for non-lead gloves for use in radiological hand protection. Health Phys, 2003;84: 737-746.
8. RoHS Guidance Producer Support Booklet, National Measurement Office, 2010.
9. Eder H. Lead-free radiation protection material comprising at least two layers with different shielding characteristics. United States Patent Application Publication; No: US 2006/0151750 A1, 2006.
10. Eder H, Panzer W, Schöfer H. Is the lead-equivalent suited for rating protection properties of lead-free radiation protective clothing? Medizinphysik und Technik Fortschr Röntgenstr, 2005;177: 399-404.
11. Eder H, Schlattl H, Hoeschen C. X ray protective clothing: Does DIN 6857-1 allow an objective comparison between lead-free and lead-composite materials? Technik und Medizinphysik Fortschr Röntgenstr, 2010;182: 422-428.
12. Büyükuslu H. Isparta'nın Yalvaç ilçesi ve çevresinin doğal fon (background) radyasyon düzeylerinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.
13. Turhan A. Borlamanın paslanmaz çeliğin radyasyon zırhlama özelliğine etkisinin

araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2008.

14. Yaren H, Karayılanoğlu T. Radyasyon ve insan sağlığı üzerine etkileri. TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni, 2005;4: 199-208.

15. http://faculty.virginia.edu/consciousness/new_page_5.htm Erişim tarihi: 10.07.2011

16. Kaya A. İyonize radyasyonun biyolojik etkileri. Dicle Tıp Dergisi Journal of Medical School, 2002;29: 65-74.

17. Hayrat AÖ. Radyasyon ve radyoizotopların tıpta kullanılması. Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.

18. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of radiotherapy physics, theory and practice. New York London, Taylor and Francis group, CRC Press, 2007; 57-70.

19. Martin JE. Physics for radiation protection: A handbook. Second Edition. Weinheim, Wiley-VCH, 2006; 149-153.

20. Kaya N. $69 \leq Z \leq 76$ atom numaralı elementlerin K tabakası soğurma –sıçrama faktörlerinin tayini. Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2006.

21. <http://www4.nau.edu/microanalysis/Microprobe-SEM/Signals.html> Erişim tarihi: 13.07.2011

22. Tarakçıoğlu MT. K tabakasından L tabakasına boşluk geçiş ihtimallerinin ölçülmesi. Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2005.

23. Karakuza A. Kimyasal etkilerin betonların radyasyon zırhlama özellikleri üzerine etkisinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.

24. Kaçar A. Yapılarda radyasyon kalkını olarak kullanılan barit agregalı ağır beton elemanların zırh kalınlık hesaplarının belirlenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2006.

25. <http://www.taek.gov.tr/ogrenci/r07.htm> Erişim tarihi: 13.07.2011

26. Cangüzel T. Radyasyonun biyolojik etkileri, 1981.

27. International Commission on Radiological Protection. Recommendation of the ICRP, Publication 26, Pergamon Press, Oxford, 1977.

28. Corbett RH, Faulkner K. Justification in radiation protection. The British Journal of Radiology, 1998; 71: 905-907.

29. Faulkner K, Law J. Justification in radiation protection: A study of screening mammography.
30. European Commission. Council Directive of 15 July 1980 amending the directives laying down the basic safety standards for the health protection of the general public and workers against the dangers of ionising radiation. 80/836/Euratom, Brussels, EC, 1980.
31. <http://www.taek.gov.tr/belgeler-formlar/mevzuat/yonetmelikler/radyasyon-guvenligi/radyasyon-guvenligi-yonetmeligi/> Erişim tarihi: 05.07.2011
32. <http://canteach.candu.org/library/20031305.pdf> Erişim tarihi: 13.07.2011
33. <http://www.freewebs.com/kemal1710/radyasyon1.htm> Erişim Tarihi: 10.07.2011
34. <http://www.medicalsearch.com.au/Products/Lead-free-Radiation-Protection-Gloves-79070> Erişim tarihi: 10.07.2011
35. <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm> Erişim tarihi: 15.02.11
36. <http://www.premiersalesassoc.com/unfors.htm> Erişim tarihi: 17. 04.2011
37. Katoh Y, Tsukada M, Mita S, Fukushi M ve ark. Shielding evaluation of lead-free board for diagnostic x-rays. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2010;66: 1555-1560.
38. Tsalafoutas IA, Yakoumakis E, Sandilos P, Vlahos L ve ark. The diagnostic x-ray protection characteristics of panelcrete, aquapanel, betopan and gypsoplak superboard. Br J Radiol, 2001;74: 351-357.
39. Muir S, McLeod R, Dove R. Light-weight lead aprons—light on weight, protection or labelling accuracy? Australas Phys Eng Sci Med, 2005;25: 128-130.
40. Katoh Y, Fukushi M, Abe S, Nyui Y ve ark. Evaluation of non-lead boards as x-ray protective material. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2007;63: 428-435.
41. Schlattl H, Zankl M, Eder H, Hoeschen C. Shielding properties of lead-free protective clothing and their impact on radiation doses. Med Phys, 2007;34: 4270-4280.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 456

05.08.2011

Yard.Doç.Dr.Ayşegül YURT

Kurulumuz tarafından 04.08.2011 tarih ve 129-GOA protokol numaralı 2011/26-09 karar numarası ile görüşülen "Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Koruyuculara Alternatif Üretilen Koruyucuların Radyasyon Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2011/26-09	Tarih:04.08.2011
	Yrd.Doç.Dr.Ayşegül YURT'un sorumlusu olduğu "Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Koruyuculara Alternatif Üretilen Koruyucuların Radyasyon Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi" isimli klinik araştırma adının "Tıbbi Amaçlı X Işını Uygulamalarında Radyasyondan Korunmak Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Önlük Malzemelerine Alternatif Olarak Üretilen Kurşunsuz Örneklerin Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi" olarak değiştirilmesi etik kurulumuzca uygun bulunmuştur.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
----------------------	--

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Ph.D.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Yüksekokulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Ph.D.Zuhal BAHAR	Ph.D. Yüksek Hemşire, Halk Sağlığında doktora	DEU Hemşirelik Yüksekokulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ömer Selahattin TOPALAK	İç Hastalıkları (Gastroenteroloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Servet AKAR	İç Hastalıkları (Romatoloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.İşıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Ph.D.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	129-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Tıpta Teşhis Amacıyla Kullanılan Kurşunlu Koruyuculara Alternatif Üretilen Koruyucuların Radyasyon Soğurma Özelliklerinin İncelenmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Yrd.Doç.Dr.Ayşegül YURT Sağlık Bilimleri Ens. Medial Fizik A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI

Hüseyin ÇETİN

TC Kimlik No	59293545484
Doğum Yılı:	1986
Yazışma Adresi :	Aşağı Tokatlı Mahallesi Deniz Sokak No:10 Safranbolu/Karabük
Telefon :	05364232439
Faks :	-
e-posta :	ctn.huseyin@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
T.C.	Ege Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik	3,43	2009

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Etkin Tıbbi Cihazlar Ltd. Şti.	T.C.	İzmir	Metroloji Laboratuvarı	Muayene Teknik Yöneticisi	2009 -

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		

Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)	
---	--

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
☐			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar
