

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Al₂O₃ LÜMİNESANS DOZİMETRELERİN TANISAL RADYOLOJİ ENERJİ
ARALIĞINDA DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE
KULLANILABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI**

Jalil PAZHUHISH

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2022**

Her hakkı saklıdır

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranış ilkelerine uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kurallar ve davranışların gerektirdiği şekilde, başka kaynaklardan aldığım tüm materyalleri ve sonuçları alıntı yaparak, bunlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Tarih

Jalil PAZHUHISH



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Al₂O₃ LÜMİNESANS DOZİMETRELERİN TANISAL RADYOLOJİ ENERJİ ARALIĞINDA DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE KULLANILABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

Jalil PAZHUHISH

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Doç. Dr. Eren ŞAHİNER

Radyoloji araştırmalarında, radyasyon dozunun dikkatli ölçülmesi/takibi için farklı türlerde aktif ya da pasif dozimetreler kullanılmakta olup termolüminesans (TL) ve optik uyarmalı lüminesans (OSL) dozimetreler bunların içerisinde yaygın olarak kullanılan dozimetre türleridir. Termolüminesans dozimetreler yüksek lüminesans verimleri, yüksek hassasiyete sahip olması, küçük boyutları ve kolayca kullanılabilirliği gibi özelliklere sahip olduğu için radyolojide doz ölçüm ve değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında, yüksek hassasiyetli α -Al₂O₃:C termolüminesans dozimetrelerin, kinetik parametreleri (aktivasyon enerjisi E , frekans faktörü s ve kinetik mertebesi b) hem sayısal (dekonvolüsyon) hem de deneysel olarak başlangıçtaki artış yöntemi, kesikli ısıtma eğrisi ve farklı ısıtma hızları yöntemi gibi farklı yöntemlerle incelenmiştir. Kalibrasyon kısmında, ¹³⁷Cs gama kaynağı ve kalibrasyon X-ışın cihazı kullanılarak dozimetreler farklı enerjilerde kalibre edilmiştir. Element düzeltme faktörü (ECC), okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) her kaynak ve enerji için ayrı ayrı hesaplanmış olup yüksek doz ve yüksek enerjide ECC faktörün sapmasının düşük doz ve düşük enerjiye göre daha fazla olduğu gözlenmiştir. Ayrıca Thermo Model 2210 cihazındaki ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı, ¹³⁷Cs gama kaynağı referans alınarak kalibre edilmiştir. Işık hassasiyeti deneylerinde dozimetrelerin lüminesans davranışları, gün ışığı, sterilizasyon UV-C cihazı, floresan lambaları, mavi ve kırmızı LED ışık kaynakları gibi farklı doğal ve yapay kaynaklar altında incelenmiştir. Bununla birlikte, Thermo Model 2210 ve Elsec cihazlarının alt taşı olarak, Kâğıt, Plastik, Al, Çelik, Cu, Pirinç, Zn, Pb gibi 1 mm kalınlıkta farklı malzemeler dozimetrelerin altına konularak hesaplanan doz değerine bu malzemelerin geri saçılma etkisi incelenmiştir. Ayrıca bu malzemelerin kullanılan cihazlarda dozimetrelerin üzerinde konularak beta kaynakların verdiği enerjiye göre zırlama etkileri de araştırılmıştır.

α -Al₂O₃:C dozimetrelerin tanısal radyoloji enerji aralıklarında dozimetrik olarak kullanılabilirliği incelenmiştir. Bu amaçla, dozimetrelerin sönüm, tekrarlanabilirlik, doz-cevap, enerji cevabı, minimum dedekte edilebilen doz değeri ve bu dozimetreler için ön ısıtma sıcaklığı araştırılmıştır. Doz cevap kısmında kalibrasyon X-ışın cihazı ile verilen ve teşhis amaçlı olarak yaygın kullanılan 3 farklı enerji (60, 80 ve 100 kVp) kullanılarak incelenmiştir.

Bu tez çalışması 18AF017295 bursluluk kodu ile Yurtdışı Türkler ve Akraba Topluluklar Başkanlığı (YTB) tarafından desteklenerek gerçekleştirilmiştir.

Ağustos 2022, 109 sayfa

Anahtar kelimeler: Tanısal radyoloji, termolüminesans (TL), α -Al₂O₃:C dozimetre, dozimetrik özellikler, kinetik parametre

ABSTRACT

Master's Thesis

INVESTIGATION OF DOSIMETRIC PROPERTIES AND PERFORMANCE TEST OF Al_2O_3
LUMINESCENCE DOSIMETERS FOR DIAGNOSTIC RADIOLOGY ENERGY RANGE

Jalil PAZHUHISH

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Medical Physics Department
Health Physics Master's Program

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Eren ŞAHİNER

In the radiology research, different types of active or passive dosimeters are being used for carefully estimation/monitoring of radiation doses. The most commonly used types of dosimeters are thermoluminescence (TL) and optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters. Thermoluminescence (TL) dosimeters are frequently used in dose estimation and evaluation in radiology due to their high luminescence efficiency, high sensitivity, small dimension, and ease of their usage.

Within the scope of this thesis, the kinetic parameters (activation energy E , frequency factor s , and kinetic order b) of high-sensitivity $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ thermoluminescence dosimeters were investigated both numerically (deconvolution) and experimentally with different methods such as initial rise, fractional glow, and various heating rate methods. In the calibration part, dosimeters were calibrated using ^{137}Cs gamma source and calibration X-ray system at different energies. Element correction factor (ECC) and reader calibration factor (RCF) were evaluated separately for each source and energy. It was observed that the deviation of the ECC factor was dominant and higher at high dose and energy than at low dose and low energy. In addition, the $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta source of Thermo Model 2210 device was calibrated by taking the ^{137}Cs gamma source as a reference. In the light sensitivity experiments, the luminescence behavior of the dosimeters was investigated under different natural and artificial sources for instance daylight, sterilization UV-C device, fluorescent lamp, and blue & red LED lights. Additionally, 1 mm thick discs made of different materials such as Paper, Plastic, Al, Stainless-steel, Cu, Brass, Zn and Pb as the substrate of Thermo Model 2210 and Elsec devices were placed beneath the dosimeters. The backscattering effect of these materials on the absorbed dose value was investigated. Moreover, the shielding effects of these materials investigated according to the beta source energy by placing them on the dosimeters in the devices used.

The dosimetric properties of $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimeters in the diagnostic radiology energy range was investigated. For this purpose, fading, reproducibility, dose-response, energy-response, minimum detectable dose, and post irradiation annealing temperature of this dosimeters were studied. In the dose response section, three different energies (60, 80, 100 kVp) widely used for diagnostic purpose, given by calibration x-ray system were tested.

This thesis study was carried out by the support of Presidency for Turks Abroad and Related Communities (YTB) within the scope of scholarship code 18AF017295.

August 2022, 109 pages

Key Words: diagnostic radiology, thermoluminescence (TL), $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dosimeter, dosimetric properties, kinetic parameters

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın konusunun belirlemesinde ve gerçekleştirilmesinde; kıymetli zamanını ve değerli bilgilerini tüm ilgisi ile benden esirgemeyerek her fırsatta bu araştırmayı yürütmeme destek olan öğrettikleri ile de meslek hayatımın mihenk taşlarını yerli yerine koyan ve yol gösteren danışman hocam Doç. Dr. Eren Şahiner'e en içten dileklerimle teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.

Yüksek lisans ders dönemim boyunca aldığım derslerde gösterdikleri ilgi ve yüksek tecrübeleriyle bana kattığı her bilgi için emekli öğretim üyesi sayın Prof. Dr. Niyazi Meriç ve enstitü müdürü sayın Prof. Dr. Haluk Yücel'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Her daim bilimsel olarak; kaynak ve yöntem açısından yardımlarını esirgemeyen, çalışmalarında bilgi ve önerileri ile bana destek olan sayın Arş. Gör. Dr. Engin Aşlar'a çok teşekkür ederim. Ayrıca laboratuvarlardaki destekleri ve tecrübelerini paylaşımlarından dolayı başta Arş. Gör. İbrahim Demirel olmak üzere diğer tüm hocalarıma şükranlarımı sunarım. Aynı zamanda bizlere her zaman yardımcı olan tüm Nükleer Bilimler Enstitüsü personeline teşekkürlerimi sunuyorum.

Ayrıca, bana böyle bir eğitim fırsatı sağlayan ve Türkiye Bursuyla çalışmalarım sürecinde maddi ve manevi olarak destekleyen Yurtdışı Türkler ve Akraba Topluluklar Başkanlığı (YTB)'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Bunun yanında, tez çalışmalarım boyunca kıymetli zamanını ve desteklerini esirgemeyen Arş. Gör. Dr. Fulya Gökşen'e teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, bugünlere gelmemi sağlayan, hayatım boyunca desteklerini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan kıymetli aileme özellikle teşekkür etmek isterim.

Jalil PAZHUHISH

2022

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	6
2.1 Lüminesans	6
2.2 Termolüminesans (TL)	8
2.3 Bir Tuzak-Bir Yeniden Birleşme Merkezi Teorik Modeli	9
2.3.1 Birinci mertebe kinetik	12
2.3.2 İkinci mertebe kinetik.....	14
2.3.3 Genel mertebe kinetik.....	15
2.4 TL Tuzak Parametrelerinin Belirlenmesi İçin Kullanılan Metotlar.....	15
2.4.1 Başlangıçtaki artış yöntemi (Initial rise method).....	15
2.4.2 Kesikli ışıma eğrisi tekniği (Fractional glow technique)	16
2.4.3 Farklı ısıtma hızları yöntemi (Various heating rate method)	17
2.4.4 Dekonvolüsyon yöntemi (CGCD)	18
2.5 Termolüminesans Dozimetrelerinin (TLD) Özellikleri	20
2.5.1 Hassasiyet (Sensitivity)	21
2.5.2 Doz cevabı	21
2.5.3 Enerji cevabı	22
2.5.4 Tavlama koşulları	24
2.5.5 Termal sönümlenme.....	25
2.5.6 Dedeksiyon sınırları	26
2.5.7 Sönüm ve kararlılık.....	27
2.5.8 Atermal sönümlenme (Optik sönümlenme)	28
2.5.9 Işık hassasiyeti	28
2.6 Radyasyon Doz Birimleri	28

2.6.1 Işınlama.....	29
2.6.2 Kerma.....	30
2.6.3 Soğurulan doz.....	30
2.6.4 Doz eşdeğeri.....	31
2.6.5 Etkin doz (E).....	32
2.6.6 Lineer enerji transferi (LET).....	32
2.7 X-Işın Tüpleri ve X-Işın Üretimi	33
2.8 Tanısal Radyoloji	34
2.9 Giriş Cilt Dozu (ESD)	34
2.10 Dozimetrede Yüklü Parçacık Dengesi.....	35
2.10.1 Yüklü parçacık dengesi (CPE).....	35
2.10.2 CPE altında soğurulan doz, çarpışma kerma (collision kerma) ve ışınlama arasındaki ilişkiler	38
2.10.3 CPE'ye imkân veren veya hatasına neden olan koşullar	40
2.11 Alüminyum Oksit ($Al_2O_3:C$) Dozimetrelerin Lüminesans Özellikleri ve Radyoloji Alanı ile İlgili Çalışmalar	41
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	47
3.1 Materyal.....	47
3.1.1 Kullanılan dozimetreler.....	47
3.1.2 Ölçüm parametreleri	48
3.1.3 Harshaw 3500 TLD okuyucu	49
3.1.4 Kül fırını (Protherm PFL 110/6).....	50
3.1.5 Işınlama üniteleri.....	51
3.1.5.1 Thermo model 2210 $^{90}Sr/^{90}Y$ beta kaynağı	51
3.1.5.2 Elsec 9010 cihazı.....	53
3.1.5.3 ^{137}Cs ışınlama ünitesi	53
3.1.5.4 X-ışın kalibrasyon sistemi	55
3.1.6 UV Işınlama ünitesi.....	56
3.1.7 Mavi ve kırmızı LED	56
3.2 Kullanılan Yöntemler	58
3.2.1 Dozimetre üzerine yapılan çalışmalar.....	58
3.2.1.1 Dozimetrelerin tuzak parametrelerinin hesaplanma yöntemleri	58
3.2.2 Kalibrasyon işlemleri.....	59
3.2.2.1 Dozimetrelerin kalibrasyonu.....	59

3.2.2.2 Thermo model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağının kalibrasyonu	62
3.2.3 Dozimetrelerin ışık hassasiyeti deneyleri	63
3.2.3.1 Gün ışığı etkisi	63
3.2.3.2 Yapay UV (254 nm) etkisi	64
3.2.3.3 Laboratuvar çalışma koşullarındaki kullanılan floresan ışık hassasiyeti deneyi.....	64
3.2.3.4 Işık kaynaklı sönümleme	65
3.2.4 Geri saçılma (Backscatter) etkisi	66
3.2.5 Dozimetrik özellikler	68
3.2.5.1 Sönümleme testi (Fading)	68
3.2.5.2 Tekrarlanabilirlik (Reproducibility)	69
3.2.5.3 Doz-cevap deneyleri	69
3.2.5.4 Enerji cevabı testi.....	70
3.2.5.5 Minimum dedekte edilebilen doz (MDD).....	70
3.2.5.6 Ön ısıtma sıcaklığı.....	71
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	73
4.1 Dozimetrelerin TL Kinetik Çalışması	73
4.1.1 Başlangıç artış yöntemi (initial rise method) sonuçları	73
4.1.2 Kesikli ısıtma eğrisi (fractional glow technique) sonuçları.....	74
4.1.3 Farklı ısıtma hızları (various heating rate) metodu sonuçları	75
4.1.4 Dekonvolüsyon (CGCD) yöntemi sonuçları	76
4.2 Dozimetrelerin kalibrasyon test sonuçları	78
4.2.1 Beta kaynağının kalibrasyonu	80
4.3 Işık Hassasiyeti Sonuçları.....	81
4.4 Geri Saçılma ve Zırhlama Etkisi	86
4.5 Dozimetrik Özellikler	89
4.5.1 Sönüm (fading) çalışması.....	89
4.5.2 Tekrarlanabilirlik testi	90
4.5.3 Doz cevap çalışması	91
4.5.4 Enerji cevabı	92
4.5.5 Minimum dedekte edilebilen doz değeri	94
4.5.6 Ön ısıtma sıcaklığı.....	94
5. SONUÇ	96
KAYNAKLAR	101

SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR

A	Kütle Numarası
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
A_m	Rekombinasyon Olasılığı
A_n	Tekrar Tuzaklanma Olasılığı
b	Kinetik Mertebe Terimi
β	Isıtma Hızı
CGCD	Computerized Glow Curve Deconvolution
CPE	Yüklü Parçacık Dengesi (Charged Particle Equilibrium)
CT	Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
D	Soğurulan Doz
E	Etkin Doz
E	Aktivasyon Enerjisi
ECC	Element Düzeltme Faktörü (Element Correction Coefficient)
E_g	Yasak Band Aralığı
ESD	Yüzey Giriş Dozu (Entrance Surface Dose)
eV	Elektron Volt
FOM	Figure of Merit
FGT	Kesikli Işıma Eğrisi Tekniği (Fractional Glow Technique)
GOK	Genel Mertebe Kinetik
Gy	Gray
H_T	Doz Eşdeğeri
IAEA	Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu
ICRP	Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu (International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units)
IR	Başlangıç Artış Yöntemi (Initial Rise)
I_{T1}	Termoluminesans Şiddeti
k	Boltzmann Sabiti
K_{col}	Çarpışma Kerma
kV	Kilo Volt
kVp	Kilo Volt Pik

LED	Işık Yayan Diyot (Light-Emitting Diode)
m	Hol konsantrasyonu
mAs	Miliamper Saniye
MDD	Minimum Dedekte Edilebilen Doz
N	Elektron Tuzaklarının Konsantrasyonu
n	Tuzanlanmış Elektronların Konsantrasyonu
n₀	t = 0 anındaki Tuzaklanmış Toplam Elektron Sayısı
NIST	National Institute of Standards and Technology
n_c	Elektronların Konsantrasyonu
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans
PMMA	PoliMetil Metakrilat
PTTL	Phototransferred Thermoluminescence
R	Röntgen
R	Rekombinasyon Merkezi
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü (Reader Calibration Factor)
RL	Radyolüminesans
ROI	Region of Interest
s	Frekans Faktörü
Sv	Sievert
T	Mutlak Sıcaklık
τ	Yaşam Ömrü
T	Tuzak Merkezi
TENMAK	Türkiye Enerji, Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
T_m, T_{max}	Maksimum Sıcaklık
UV	Ultraviyole
VHR	Farklı Isıtma Hızları (Various Heating Rate)
μ_g	Simetri Faktörü
μ_{en}/ρ	Kütle Soğurma Katsayısı
Φ	Foton Akıcılığı
Ψ	Enerji Akıcılığı
Z	Atom Numarası
Z_{etk}	Etkin Atom Numarası

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1 a) Floresans, b) fosforesans olayının şematik olarak göstermiş hali	6
Şekil 2. 2 Uyarıcı türlerine göre ve zamana bağlı olarak lüminesans çeşitleri	7
Şekil 2. 3 Bir tuzak-bir rekombinasyon merkezine gösteren TL modeli	9
Şekil 2. 4 farklı dozimetrelerin doz-cevap eğrileri.....	22
Şekil 2. 5 Belirtilen birkaç TLD malzemenin foton enerji cevabı..	24
Şekil 2. 6 Şematik Bir TLD materyalinin tavlama. Işınlama ve okuma aşamaları.	25
Şekil 2. 7 a) Soldan monoenerjetik bir foton demeti ile ışınlanan bir malzemenin geometrisi, (b) Malzemede serbest bırakılan yüklü parçacıkların izleri. Şeklin altı kısmı, yüklü parçacıkların yol uzunluklarını göstermektedir.	36
Şekil 2.8 Malzemenin içindeki dV hacmin derinliğinin bir fonksiyonu olarak toplam iyonlaşma.....	37
Şekil 2.9 Yüksek enerjili bir foton demeti tarafından ışınlanan bir ortamdaki derinliğin bir fonksiyonu olarak çarpışma kerması ve soğurulan doz.....	38
Şekil 3.1 Tez çalışmasında kullanılan dozimetreler.....	48
Şekil 3.2 Harshaw TLD 3500 okuyucu sistemi	49
Şekil 3.3 Protherm Kül fırını dış kısmı	51
Şekil 3.4 Düşük dozlarda Beta ışınlaması için kullanılan Thermo Model 2210 ⁹⁰ Sr/ ⁹⁰ Y kaynağı.....	52
Şekil 3.5 a. Elsec 9010 OSL sayım sistemi.....	53
Şekil 3.6 a. ¹³⁷ Cs ışınlama ünitesi	54
Şekil 3.7 X-ışın kalibrasyon sistemi.....	56
Şekil 3.8 Philips model UVC TUV/G15 T8 cıvalı lamba, UV ışınlama ünitesi.....	56
Şekil 3.9 Mavi ve kırmızı LED'ler.	57
Şekil 3.10 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan ışınlama ünitesi ve düzeni;.....	60
Şekil 3.11 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan ışınlama ünitesi ve düzeni; a) x-ışın kalibrasyon sistemi, b) deney düzenekleri.....	61
Şekil 4.1 Başlangıçtaki artış yöntemi (1°C/s) $\ln(TL)$ 'ye karşı $1/kT$ oluşturulan grafiği.	74
Şekil 4.2 Alüminyum Oksit α -Al ₂ O ₃ :C dozimetresi için kesikli ışıma eğrisi tekniği sonuçları.....	75

Şekil 4.3 Farklı ısıtma hızları (1, 2, 4, 5, 8, 10, 20°C/s) arasındaki $\ln(Tm2\beta)-1/kTm$ grafiği.....	76
Şekil 4.4 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ile 0,5 Gy ışınlanan alüminyum oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, dozimetrelerin ışıma eğrisinin dekonvolüsyon analizi.	77
Şekil 4.5 Tur sayısı-sayım değerleri grafiği.	80
Şekil 4.6 TL pikin gün ışığına maruz kalma süresine göre kayıp ve değişim meydana gelmesi.....	81
Şekil 4.7 Değişen gün ışığın, maruz kalma zaman aralıklarına göre TL azalma ve sönümlenmesi.	82
Şekil 4.8 Sabit UV ışınlama enerjisi koşulları altında farklı zaman aralıklarında dozimetrelerin ışık kaynaklı sönümlenmesi ve sinyalin kaybı.	83
Şekil 4.9 Mavi ve kırmızı LED'lerin sabit uzaklık ve sabit enerjide maruz kalma süresine göre TL sönümlenmesi	85
Şekil 4.10 Dozimetrelerin ışık kaynakların tür ve dalga boylarına göre maruz kalma süresinin bir fonksiyonu olarak TL sönümlenmesi	86
Şekil 4.11 Malzemelerin atom (Z) ve etkin atom (Z_{etk}) numarasına göre TL sinyalin şiddetindeki azalış	87
Şekil 4.12 Elsec 9010 ve Thermo model 2210 beta kaynakların için alt taş olarak malzemelerin atom veya etkin atom numarasının bir fonksiyonu olarak geri saçılma etkisi.	89
Şekil 4.13 Alüminyum oksit dozimetrelerin 30 gün boyunca zamanla sönüm deneylerinin sonucu.....	90
Şekil 4.14 25 tur (~ 1 mGy) beta doz değerinde dozimetrelerin tekrarlanabilirliği ve doğal fon değerlerinin değişiklikleri.....	90
Şekil 4.15 1 Gy ile ~ 1 kGy arasında $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ile ışınlanan $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetresinin aratan doz ile TL şiddetinin değişimi (doz cevap).....	91
Şekil 4.16 $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler için 3 farklı enerjide (60, 80 ve 100 kVp) doz cevap eğrisi	92
Şekil 4.17 a) $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin x-ışın tüp pik enerjisinin bir fonksiyonu olarak TL kerma hassasiyeti	93
Şekil 4.18 $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler için ön ısıtma sıcaklığının tespiti	95

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Alüminyum Oksit α - Al_2O_3 :C dozimetreler için tavsiye edilen tavlama, ön ısıtma ve okuma değerleri.	48
Çizelge 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu sistemin genel özellikleri	50
Çizelge 3. 3. Protherm PFL 110/6 kül fırını özellikleri	51
Çizelge 3.4 Sezyum ^{137}Cs gama ışınlama ünitesinin genel özellikleri.....	54
Çizelge 3.5 Ankara Üniversitesi kalibrasyon laboratuvarı X-ışın sistemi	55
Çizelge 3.6 Kullanılan elementlerin ve malzemelerin atom ve etkin atom numaraları.	68
Çizelge 4.1 Alüminyum oksit dozimetrelerin dozimetrik pikin farklı yöntemlerle hesaplanan aktivasyon enerjisi ve frekans faktörleri ve bunların değişimi..	77
Çizelge 4.2 Dozimetrelerin farklı kaynakları ile ışınlama sonucunda elde edilen sayım ve ECC faktörlerinin % sapma değerleri.....	79
Çizelge 4.3 Dozimetrelerin iki farklı kaynak (X-ışını ve ^{137}Cs gama kaynağı) ve X-ışın için 3 farklı enerjiye göre hesaplanan RCF değerleri.....	80

1. GİRİŞ

X-ışınlarının 1895 yılında Röntgen tarafından keşfi, radyoloji alanında yeni çalışma yöntem ve tekniklerini geliştirmiştir (Lança 2011). Medikal ve endüstriyel uygulamalarda teşhis ve görüntü amacıyla en yaygın kullanılan iyonize radyasyon türlerinin başında X-ışınları gelmektedir. Tanısal radyoloji, hayvanlar da dahil olmak üzere insanların vücutlarındaki hastalıkları teşhis etmek için görüntüleme tekniğini kullanan tıbbi disiplindir. Tanısal radyolojide kullanılan test türleri ve ekipmanların özelliklerine göre, belirli bir bölgenin ayrıntılı görüntüsünü oluşturmak için 0,3 ile 40 mGy aralığında radyasyon doz maruziyeti söz konusudur (IAEA 1995). Radyoloji başta kanser olmak üzere nesnelerin iç formlarını görüntüleyerek birçok sağlık problemlerini teşhis etmek için kullanılan önemli tekniklerin başında gelmektedir (TopLineMd 2022). Doktorlar, bir hasta için uygun bir tedavi planı belirlemek amacıyla tanısal radyolojinin test sonuçlarından faydalanmaktadır. Uygulanan bu testler sırasında hastanın, personelin ve çevrenin radyasyona maruz kalmasına neden olabilir.

Görüntüleme yöntemlerinde (CT, Radyografi, Nükleer tıp vb.) kullanılan iyonlaştırıcı radyasyon, yüksek hassasiyette kontrol altında tutulmalıdır. Aksi halde hekimlerin, uzmanların, hastaların ve hatta bazen hastanın ailelerinin (Nükleer tıp uygulamalarında) fazladan radyasyona maruz kalmasına sebep olabilir. Bu nedenle bir hasta için bir tarama ve teşhis önermeden önce, radyasyon taramasının risk ve faydalarının kritik bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir (Zaer vd. 2014). Kullanılan uygulamalar sırasında çalışanların ve çevrenin maruz kaldığı radyasyon miktarının hassas bir şekilde ölçülmesi ve hesaplanması gerekli olup maruz kalınan radyasyonun anlık veya periyodik olarak ölçülmesi ve takip edilmesi gerekmektedir.

Radyasyon doz ölçümlerinde ölçülecek alanlara göre farklı dozimetreler kullanılmaktadır. Dozimetre, kişinin maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi amacıyla kullanılan cihaz veya malzemedir ve bu cihaz/malzeme radyasyona karşı, ölçülebilir, tekrar üretilebilir etkileşimlere sahip olmalıdır (TENMAK 2022). Kullanılan cihazlarla ölçüm ve değerlendirmeler sırasında doğru sonuçlar elde edilebilmesi için azami özen gösterilmesi gerekmektedir. Radyasyon dozimetrelerinin rolü, her hasta için

spesifik olarak hastalığı en etkili şekilde teşhis/tedavi edecek uygulanan tarama doz miktarını belirlemektir ve bu sırada normal dokuları en az radyasyona maruz bırakarak iyonize radyasyon kaynaklı hasarı minimize etmektir. Radyasyon deteksiyon ve ölçümü vücuda veya vücut yakınına takılan detektörleri kullanarak yapılabilir. Daha sonra detektör tarafından alınan sinyal değerlendirilerek, çeşitli sistemler ve makinelerin yardımıyla doza geçiş yapılabilir.

Ölçüm yöntemler arasında, en yaygın kabul gören yöntemlerin başında vücuda takılan dozimetreler gelmektedir ve amacı radyasyon kaynağından kişiye verilen dozun doğru ve güvenilir bir şekilde belirlenebilmesidir. Bu amaçla en çok kullanılan dozimetre tipleri lüminesans dozimetreleridir. Lüminesans dozimetreler, Termolüminesans (TL) ve Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) dozimetreler olarak farklı tipte ve şekilde bulunmakta olup ölçülecek radyasyon tipine, enerjisine ve doz ölçülecek ortamın özelliklerine göre farklı çeşitleri bulunmaktadır. Örneğin, LiF, CaF₂, MgO, BeO, Li₂B₄O₇, CaSO₄ ve Al₂O₃ kristal malzemelerinin çeşitli elementler ile katkılандırılmış halleri gibi üretilebilmektedir. Bu dozimetrelerin lüminesans hassasiyetleri, etkin atom numaraları ve ölçülebildikleri doz aralıkları farklıdır. Bunların içerisinde lüminesans verimi ve ölçebildiği doz aralığı geniş (0,5 Gy-50 Gy'e kadar, (Yukihara ve McKeever 2008) olanlardan biri Al₂O₃ dozimetreler olup hem TL hem de OSL özelliği göstermektedir.

İyonlaştırıcı radyasyonun dozimetre malzemeleriyle etkileşmesi, malzemenin yapısında katkılандırılan elementler ile yapay olarak oluşturulmuş ya da bulunan doğal kusurların radyasyonla etkileşmelerine dayanır. Malzeme tarafından soğurulan radyasyonun oluşmuş bu safsızlıklar ve kusurlarda yüklerin tuzaklanmasını ve tuzaklanan bu elektronların ısı yardımı ile uyarımı Termolüminesans (TL), ışıkla uyarımı optik uyarmalı lüminesans tekniği olup yüklerin tuzaklar arası geçişlerden lüminesans elde edilmesidir (Aşlar 2020).

TL dozimetreler, kişisel dozimetri, çevre dozimetrisi, tarihlendirme, retrospektif dozimetri ve sağlık fiziki uygulamaları gibi iyonize radyasyon bulunan çalışma ortamlarındaki doz izleme aracı olarak radyasyon ölçülmesinde kullanılmaktadır. TL olayı, Robert Boyle tarafından 1600'lü yıllarda ısınan elmaştan yayılan ışığın tespiti ile

keşfedilmiştir. Alüminyum oksit katkılanılmamış hali 1950'lerin başlarında termoluminesans materyali olarak önerilmiş ve o zamandan bu yana birçok element ve nadir toprak elementleri ile katkılanılmış hali dozimetri malzeme olarak araştırılmıştır. Ancak hiçbir radyasyon dozimetri alanında önemli bir katkı yaratmamıştır. Sonunda Urals Politeknik Enstitüsündeki bir grup tarafından TLD uygulamaları için ve TL dozimetresi olarak kullanımını için karbon ile katkılanılmış hali geliştirilmiştir (McKeever vd. 1995, McKeever vd. 1999). $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ makul TL dozimetrik özellikleri gösteren; yüksek hassasiyete sahip olan (TLD-100'den 40-60 kez daha hassas), geniş bir doz aralığında doğrusal doz cevabına sahip olan, tekrarlanabilir ve TL/OSL tekniklerinin birlikte kullanılabildiği bir malzemedir. Bu özellikler sayesinde iyonize radyasyonun dozimetresi olarak hem çevresel hem de medikal uygulamalarındaki dozun ölçülmesinde yüksek kullanım potansiyeline sahiptir (Bøtter-Jensen vd. 2003).

Tez çalışmasının temel amacı Alüminyum oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrenin tanısal radyoloji enerji aralıklarında ve tanısal radyoloji çalışmalarındaki geniş doz aralıklarında dozimetrik özelliklerinin incelenmesi ve kullanılabilirliğinin araştırılmasıdır. Bu kapsamda ilk olarak dozimetrelerin kinetik parametreleri belirlenmiştir. Tuzak parametrelerin belirlenmesi için dekonvolüsyon (CGCD), farklı ısıtma hızları yöntemi kesikli ışıma eğrisi tekniği ve başlangıçtaki artış yöntemi yöntemini kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Daha sonra ışık hassasiyeti farklı doğal ve yapay ışık kaynakları yardımı ile dozimetrelerin luminesans sinyalinin meydana geldiği değişiklikler incelenmiştir. Dozimetrik özelliklerinin incelenmesi amacıyla, sönmüleme, tekrarlanabilirlik, doz-cevabı, enerji-cevabı, minimum dedekte edilebilen doz değeri ve ön ısıtma sıcaklığı terimleri araştırılmıştır.

İlgili alanlarda kullanılacak olan dozimetre malzemelerin öncelikle sinyallerinin analiz edilmesi ve tuzak parametrelerinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu tez çalışması kapsamında $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreleri için TL kinetik parametreleri (E , s ve b), farklı yöntemler kullanılarak kinetik parametreleri belirlenmiştir. $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ materyali termal sönmülemeye uğrayan bir malzemedir (McKeever vd. 1995). Bunun için termal sönmüleme düzeltilmesine gerek kalmadan düşük ısıtma hızları ($\beta=1^\circ\text{C/s}$ ve 5°C/s) kullanılarak TL kinetik parametreleri incelenmiştir.

Termoluminesans dozimetreleri kullanılırken, doz değerlendirilmesi ve ölçülen doz değerinde hata payının ve sapmaların en aza indirilmesi amacıyla element düzeltme faktörünün (ECC) bir grup dozimetre için üretilmesi gerekmektedir. Ayrıca foto-çoğaltıcı tüplerden çıkan yükleri doz birimlere dönüştürülmek için okuyucu kalibrasyon faktörünün (RCF) belirlenmesi gerekmektedir. α -Al₂O₃:C dozimetreler yüksek etkin atom numarasına sahip olması nedeniyle düşük enerjili x-ışınları bölgesinde enerji bağımlılığı göstermektedir. Enerji bağımlılık zorluklarının düzeltilmesi için aynı enerjilerde kalibre edilmesi gerekmektedir. Dozimetrelerin kalibrasyonları öncelikle ¹³⁷Cs gama kaynağı, sonrasında x-ışınları için 3 farklı enerji ile (60 kVp, 80 kVp ve 100 kVp) ışınlanarak ECC ve RCF faktörleri ayrı ayrı 4 farklı durumda değerlendirilmiştir. Böylece α -Al₂O₃:C TL kristallerinin farklı radyasyon kaynaklarıyla, farklı enerjiler ve farklı doz değerlerinde kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiş olup farklı radyasyon kaynaklarına dozimetrelerin gösterdiği tepkiler incelenmiştir. ¹³⁷Cs gama kaynağından elde edilen verileri kullanılarak Bireysel Dozimetri Laboratuvarında (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü) bulunan ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı kalibre edilmiştir.

Alüminyum oksit α -Al₂O₃:C dozimetrelerin ışığa karışı hassas olması nedeniyle dozimetrelerin farklı ışıklara karşı davranışlarının incelenmesi gerekmektedir. Çalışma kapsamında kullanılan dozimetrelerin ışık hassasiyetinin incelenmesi kısmında gün ışığı altında, yapay sterilizasyon UV lamba ile, laboratuvar çalışma koşullarındaki floresan ışıklar altında ve LED teknolojiye bağlı olarak verilebilen en düşük enerjide (kırmızı ışığı) ve verilebilen en yüksek enerjide (mavi ışığı) dozimetrenin luminesans sinyalinin değişimi incelenmiştir. Bu şekilde doğal UV (Gün ışığı), yapay UV (254 nm), floresan ve LED'lerin etkisinin tuzak-yük popülasyonuna olan etkisi araştırılmıştır.

TLD'lerin tavlama işlemi uzun süreler gerektirdiğinden dolayı, işlemin doz değerlendirme sürecinden çıkarılması ile daha hızlı bir şekilde sonuçlar elde edilmesi ve tekrar kullanılabilirliğinin araştırılması amacıyla α -Al₂O₃:C dozimetrelerin tavlama yapılmadan 7 döngüde düşük doz verilerek ölçüm alınmıştır. Elde edilen sonuçlara göre bu dozimetreler düşük dozlarda tavlama işlemi gerçekleştirmeden kullanılabilirliği, aynı zamanda doğal fon (background) sayım değerlerinde de artış gözlemlenmediği kanıtlanmıştır. Bununla birlikte diğer dozimetrik özellikleri; sönümleme olayı, enerji

cevabı, minimum dedikte edilebilen doz değeri de incelenmiştir. Doz cevap kısmında ise klinik çalışmalarında kullanılan enerji aralıklarında geniş doz aralıklarında dozimetrelerin davranışı araştırılmış olup beta kaynağı ile 1 Gy'den başlayarak yaklaşık 1 kGy'kadar artan dozlara karşı doz cevabı incelenmiştir.

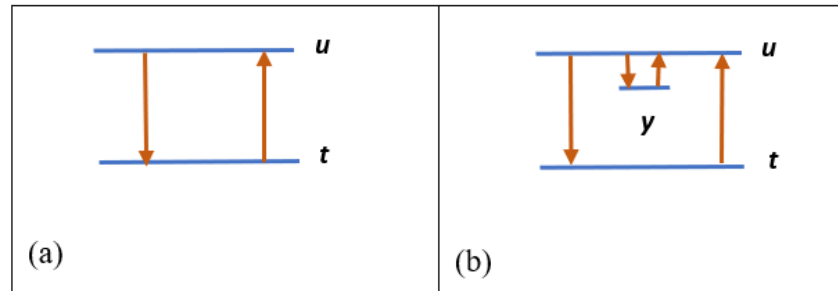
Tezin ikinci bölümünde termolüminesans (TL) olayı, tuzak parametrelerinin belirlenmesi için kullanılan yöntemleri, termolüminesans dozimetrelerinin özelliklerini, radyasyon birimleri, X-ışın tüpleri ve X-ışın üretimi, tanısal radyoloji, giriş cilt dozu, dozimetrede yüklü parçacık dengesi ve CPE altında Soğurulan Doz, Çarpışma Kerma (collision Kerma) ve Işınlama arasındaki ilişkileri içeren kuramsal bilgilere yer verilmiştir. Üçüncü bölümünde kullanılan materyal ve metottan bahsedilerek dördüncü bölümünde elde edilen bulgular ve veriler tartışılmıştır. Beşinci bölümünde ise elde edilen sonuçlar kısaca özetlemiş ve bu konuda ileriye dönük yapılacak çalışmalar hakkında öngörülerde bulunulmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Lüminesans

Lüminesans olayı, atom veya molekülün, dış kaynaklı bir radyasyon tarafından enerji soğurması sonucunda, uyarılmış durum ile taban durumu arasındaki enerji farkı kadar salınan elektromanyetik radyasyon olarak tanımlanır. Lüminesans, siyah cisim ışımasından farklı olarak düşük sıcaklıklarda baskındır (Şahiner 2015).

Lüminesans olayı, enerjinin malzeme tarafından soğurulması ve lüminesans ışığın salınımı arasında bozunumunun süresine bağlı olarak iki gruba ayrılabilir. Bu bozunum süresi 10^{-8} saniyeden küçük olduğunda ($\tau < 10^{-8}s$) floresans, 10^{-8} saniyeden büyük bir bozunum süresine ($\tau > 10^{-8}s$) sahip olduğunda fosforesans olayı olacaktır (Chen ve McKeever 1997). Floresans ve fosforesans olayı Şekil 2.1 göstermektedir.



Şekil 2.1 a) Floresans, b) Fosforesansın şematik gösterimi

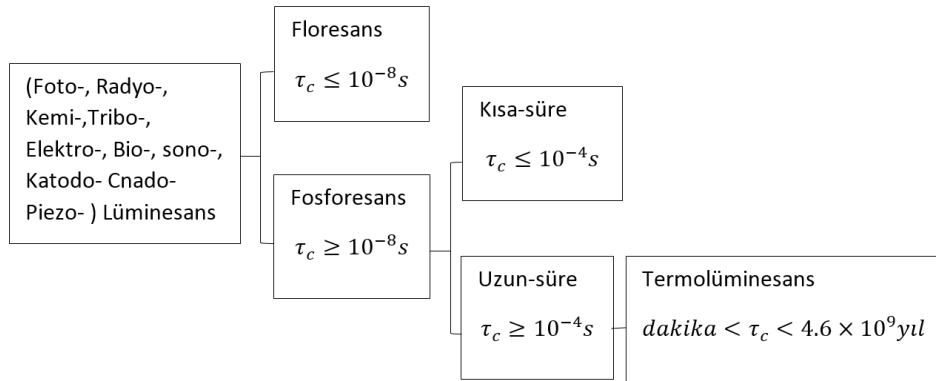
Şekil 2.1a'da uyarılanmış seviye (u)'daki bir elektronun taban durumuna (t)'ye geçişinden kaynaklı yayılan ışık, floresans olayını, 2.1 b'de ise yarı kararlı (y) bir seviyede bulunan uyarılmış elektronun taban seviyesine dönüş ise fosforesans olayını şematize etmektedir.

Malzemeler elektrik akımını iletme durumlarına göre üçe ayrılır: iletkenler, yarı iletkenler ve yalıtkanlar. Saf yalıtkan malzemelerde ve 0°K sıcaklığındaki yarı iletkenlerde elektronla dolu olan bant, değerlik bandı, elektron bulundurmeyen daha yüksek enerji

bölgesinde ise iletkenlik bandıdır, bu iki bant arasında ise yasak bant bulunmaktadır. Yalıtkanlar geniş bir bant aralığına (3-12 eV) sahip olması nedeniyle foto-iletimi gözlenmez. Yarı iletkenler ise bant aralığının enerji değeri 2 eV'ten az olduğu için taban durumundaki elektron iletkenlik bandına geçiş yapabilir, taban durumuna geri dönerken lüminesans ışığı salar (Şahiner 2015).

Dış kaynaklı iyonize radyasyon materyal geldiğinde, malzemenin elektronlarına enerji vererek değerlik bandından iletkenlik bandına geçirir. Kristal örgü içerisinde ise, deşik ya da hol boşluğu bırakmaktadır. İletim bandına bulunan elektronlar, yeniden değerlik bandına dönerken, materyaldeki yapı kusurlarından dolayı oluşmuş elektron tuzaklarında, holler ise hol tuzaklarında tuzaklanırlar ve burada malzemenin özelliklerine bağlı olarak yarı kararlı bir şekilde, değişen sürelerde bulunurlar. Tuzaklardaki elektronlar enerji kaynakları (ısı ya da ışık gibi) bir dış kaynakla uyarıldığında elektronlar yeniden iletim bandına geçerler ve değerlik bandına geri döndüğünde lüminesans merkezinde yeniden birleşerek foton (ışık) salar (Bos 2006).

Belirli olasılıklarla gerçekleşen bu olay, malzemelerdeki uyarılmış elektronların bulundukları tuzaktan kurtulup kararlı hale geçmeleri için etki eden uyarı türüne göre farklıdır. Uyarma işlemi, ışık yardımıyla uyarılırsa optik uyarmalı lüminesans (OSL) ısı enerjisi ile yapılırsa termolüminesans (TL), iyonize radyasyon ile uyarılırsa Radyolüminesans, UV ışık ile uyarılırsa fotolüminesans olarak adlandırılır (McKeever 1985).



Şekil 2.2 Uyarıcı türlerine göre ve zamana bağlı olarak lüminesans çeşitleri (McKeever 1985)

Şekil 2.2’de gösterilen ilk bölüm, lüminesans çeşitlerinin uyarıcı tipine göre, diğerleri ise enerjinin emilimi ve salınımı arasındaki geçen süreye göre verilmektedir.

Bu tez ise termolüminesans olayı üzerinde yoğunlaşmıştır.

2.2 Termolüminesans (TL)

Termolüminesans (TL), termal olarak uyarılan bir olay olup yalıtkan ya da yarı iletken materyalin ısıtılması sonucunda elde edilen ışık emisyonudur. TL malzemesi dış kaynaklı radyasyona (iyonlaştırıcı, UV, görünür ışık vb.) maruz kaldığında enerjiyi emer ve yarı kararlı bir duruma dönüşür bu enerjiyi depolayarak ısıya maruz kalıncaya kadar muhafaza eder, daha sonra ısı ile termal olarak uyarıldığında, sistem relaksasyondan sonra görünür ışık yayarak denge haline döner (McKeever 1985, Furetta 2003).

Uyarma ve relaksasyon kristalin atomlarının elektronlarında meydana gelir. TL materyali dış kaynaklı iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığında, elektronlar enerji kazanır ve atomun değerlik bandından iletkenlik bandına geçiş yapar. Değerlik bandında boşluk (hol) meydana gelir. Bu holler ve elektronlar kristaldeki safsızlıkların sağladığı tuzaklara düşene kadar ilgili bantlarda hareketli hale gelir. Kristal ısıtıldığında, elektron serbest hale gelir ve tuzaklardan çıkarak atomun değerlik bandına geri dönebilir, bu sırada elektronlar malzemenin içerisinde hareket ederek yeniden rekombinasyon noktalarına hollerle birleşebilir ve görünür bölgede ışık fotonu yayar. Yayılan ışık, tuzaklanan elektronların sayısı ve dolayısıyla soğurulan radyasyon miktarı ile orantılıdır (McKeever 1985, Martin 2006).

Bir materyalin termolüminesans üretimi için üç özelliğe sahip olması gereklidir.

- a) İlgilenilen materyalin yalıtkan ya da yarı iletken olması gerekmektedir. Metal materyaller TL özelliği göstermezler.
- b) Materyalin iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakıldığı süre içerisinde enerji depolayabilmesi gerekir.

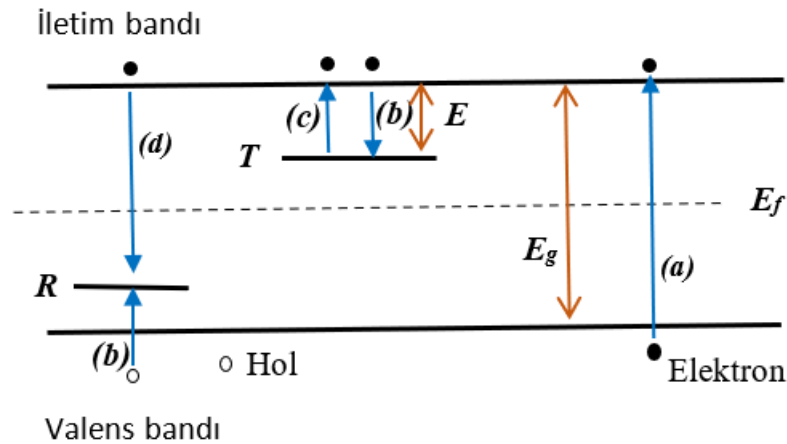
- c) Materyal tarafından soğurulan enerjinin ışık formunda yayılabilmesi için materyalin ısı enerjisiyle ilet uyarılması gereklidir (McKeever 1985, Bos 2006).

Malzeme soğutulup tekrar ısıtıldığında termolüminesans ışığı vermez, bu özelliği gösterebilmesi için yeniden iyonize radyasyona maruz kalmış olması gereklidir.

TL dozimetreler, direkt veya dolaylı olarak radyasyona maruz kalmış canlı dokunun veya bir malzemenin almış olduğu ışınım miktarının ölçülmesi ve hesaplanması amacı ile kullanılır.

2.3 Bir Tuzak-Bir Yeniden Birleşme Merkezi Teorik Modeli

Termolüminesans (TL) olayı, katı hal malzemelerin enerji bant teorisinden elde edilebilir. İdeal bir kristalde, yalıtkan ve yarı iletken materyallerde elektronların çoğu valans bandında bulunur. Elektronların bulunabileceği sonraki en yüksek band (iletim bandı), valans bandından yasak band aralığı (E_g) ile ayrılır. Bununla birlikte, kristalin örgüsünde yapısal kusurlar varsa ya da safsızlıklar katkılanıras elektronlar yasak enerji aralığında bulunabilme olasılığına sahip olabilirler. Şekil 2.3'te en temel bir termolüminesans modeli verilmiştir.



Şekil 2.3 Bir tuzak-bir rekombinasyon merkezine gösteren termolüminesans modeli

Şekil 2.3'te materyal içerisindeki elektronların enerji alması ve yarı kararlı elektron tuzaklarının bilgiyi depolanması ve nasıl kullanılabileceği şematik olarak açıklanmaktadır. Şekilde T ile gösterilen seviye, fermi seviyesi üzerinde ve iletim bandı aralığında yer almakta olup bir elektron tuzağı olarak görev yapmaktadır. R seviyesi ise rekombinasyon merkezi işlevi görür ve bir hol tuzağı olarak adlandırılır. Malzemeye gelen radyasyon enerjisi elektronlar tarafından soğurarak iyonlaşır, soğurulan enerji miktarı enerji bant aralığının $(h\nu > E_g)$ fazla ise valans bandındaki bulunan elektronlar, enerjiyi alarak atomun taban durumu (valans bandında) serbest boşluklar (holler) iletim bandında ise serbest elektronlar meydana getirirler (geçiş (a)). İletim bandına çıkan elektronlar geri dönerken deşikler (holler) ile doğrudan rekombinasyon yaparak ($<10^{-8}$ s) radyolüminesans ışığı yayarlar (Bos 2006). TL malzemelerdeki (yarı iletken ve yalıtkan) safsızlıklar nedeniyle elektronların önemli bir kısmı iletim bandına yakın T'de, holler ise valans bandına yakın tuzaklarda R'de tuzaklanırlar ((b) geçişi).

Elektronların tuzaklardan birim zamanda kurtulma olasılıkları Arrhenius eşitliği ile verilir ($p = se^{-\frac{E}{kT}}$). Burada p, birim zamanda elektronların kurtulma olasılığıdır. s ise sıcaklıktan bağımsız frekans faktörü (birimi s^{-1}); E, birimi eV olan tuzak derinliği ya da aktivasyon enerjisi olup elektronların tuzaklardan iletim bandına çıkması için gerekli enerji miktarıdır; k Boltzman sabiti ($8,1617 \times 10^{-5} \frac{eV}{K}$); T ise mutlak sıcaklıktır ve Kelvin ($^{\circ}K$) ile verilir.

İyonize radyasyon materyalle etkileştiğinde materyalde elektronlar ve holler olarak iyon çiftleri oluşur. Oluşan bu iyon çiftlerinin sayısı daima eşittir. Bu yüzden R enerji seviyesinde tuzaklanan holler, T tuzağındaki elektronların sayısına eşit olup denge dışı (non-equilibrium state) bir durumu temsil eder ve yarı karardır. Dengeye ulaşma durumu Arrhenius eşitliğindeki E ve s parametreleri ile ilişkilidir. Denge durumuna ulaşmak için materyalin, ışınlama zamanındaki sıcaklık (T_0)'dan daha yüksek bir sıcaklığa ısıtılmasıyla ulaşılır. Bu durumda elektronlar bulunan tuzaklardan kurtularak iletim bandına çıkma olasılığını yani geçiş (c)'ye artırır. Yükler, yeniden birleşme merkezlerine (R) uğrayana kadar kristalin iletim bandı boyunca hareket eder. Lüminesans merkezin uyarılmış durumundan temel duruma dönüş yaparken yaydığı ışık termolüminesans (TL)

olarak adlandırılmaktadır. Birim zamandaki elde edilen TL şiddeti $I_{TL}(t)$, foton/saniye cinsinden ısıtma sırasında herhangi bir t zamanında, (Denklem (2.1)) ile verilen R 'de bulunduğu elektronlar ve hollerin rekombinasyon hızı ile ilişkilidir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dm}{dt} \quad (2.1)$$

Denklemde, her yeniden birleşme merkezinin bir foton oluşturduğu ve üretilen her fotonun da dedekte edilebildiği varsayılır. Burada, m , R 'de bulunan hollerin konsantrasyonudur. Deşikler zamanla azaldıkları için denklem negatif işaretlidir. Denklem (2.2)'de yeniden birleşme hızı $(\frac{dm}{dt})$, (n_c) iletim bandındaki elektronların konsantrasyonu ve (m) deşiklerin konsantrasyonu verilmiştir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dm}{dt} = n_c mA_m \quad (2.2)$$

Denklemde, A_m , sıcaklıktan bağımsız varsayılan birim zaman ve hacimde, sabit bir yeniden birleşme olasılığıdır. Tuzaklanan elektronların konsantrasyonunun değişim hızı $(\frac{dn}{dt})$, Denklem (2.3)'te gösterdiği gibi tekrar tuzaklanma olasılığından tuzaktan kurtulma olasılığının farkı ile verilir.

$$-\frac{dn}{dt} = np - n_c(N - n)A_n \quad (2.3)$$

Burada N , elektronların tuzaklarının konsantrasyonu; A_n ise m^3s^{-1} birimli tekrar tuzaklanma olasılığıdır. Denklem (2.4)'ta iletim bandındaki bulunan serbest elektronların konsantrasyonunun değişim hızı, $(\frac{dn_c}{dt})$, verilmiştir.

$$-\frac{dn_c}{dt} = np - n_c(N - n)A_n - n_c mA_m \quad (2.4)$$

Denklem (2.2), (2.3) ve (2.4) bir tuzak, bir yeniden birleşme enerji seviyesi olması durumunda tuzaklanan bir elektronun yük mekanizmasını ifade eder. (2.2)-(2.4)

Denklemleri, TL olayının birçok analizinin temelini verilmekte olup analitik şekilde çözülemezler. İletim bandındaki serbest elektron konsantrasyonu yarı durağan kabul edilmiş olup yarı denge (QE, quasi equilibrium) varsayımı Chen ve Mckeever (1997) tarafından önerilmiştir. Bu varsayım Denklem (2.5) ile verilir.

$$\left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dn}{dt} \right| ; \left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dm}{dt} \right| \quad (2.5)$$

Ayrıca tuzaklanan deşik ve elektronlar ışınlama sırasında çiftler halinde üretilir. Yüklerin nötralliğinden dolayı aşağıdaki terim elde dediler.

$$n_c + n = m$$

Bunun için $n_c \approx 0$ için $n_c \approx m$ olup Denklem (2.1) denklem (2.6) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = \frac{dm}{dt} \approx \frac{dn}{dt} \quad (2.6)$$

$\frac{dn_c}{dt} \approx 0$ olduğu zaman Denklem (2.2) ve (2.3) yardımıyla $I_{TL}(t)$ ifadesi Denklem (2.7) haline gelir.

$$I_{TL}(t) = \frac{mA_m n s e^{-E/kT}}{(N-n)A_n + mA_m} \quad (2.7)$$

2.3.1 Birinci mertebe kinetik

Denklem (2.8), ek basitleştirici varsayımlar olmadığı durumunda analitik bir şekilde çözülemez. Materyalin ısıtma aşaması sırasında yeniden tuzaklanma olasılığının ihmal edilebilir olduğu ($mA_m \gg (N - n)A_n$) kabul edilmiştir (Randall ve Wilkins (1945 a; 1945 b). Bu kabule göre Denklem (2.7), Denklem (2.8)'e dönüşür:

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = s n e^{-E/kT} \quad (2.8)$$

Bu diferansiyel Denklem, kristal örgü içerisindeki yük taşınımı birinci derece kinetik aşamasında tanımlanır. Burada sıcaklık sabit tutulursa elektronların tuzaktan kurtulma ihtimali p sabit hale gelir ve Denklem (2.8)'in çözülmesiyle $I_{TL}(t)$ ifadesi Denklem (2.9) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = I_0 e^{-tp} \quad (2.9)$$

Burada I_0 , $t = 0$ anındaki değerini ifade eder. Sabit bir sıcaklıkta, bozunum zamanının basit bir üstel fonksiyonu halini alır. Bu olaya fosforesans denir. Ancak sıcaklık zaman içerisinde değişirse p artık sabit değildir ve diferansiyel Denklem (2.8)'in çözümü Denklem (2.10) olacaktır:

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = n_0 s e^{-E/kT(t)} \times \exp \left[-S \int_0^t e^{-E/kT(\hat{t})} d\hat{t} \right] \quad (2.10)$$

Burada, n_0 , $t = 0$ zamanında tuzaklanan toplam elektron sayısıdır. Denklem (2.10)'e göre sıcaklık arttıkça lüminesans şiddeti başlangıçta artar, daha sonra maksimuma ulaşır ve sonunda azalma meydana gelmektedir. Elde edilen pik “Birinci merteye ışıma eğrisi” olarak adlandırılır. Sıcaklığın, zamanla lineer olarak arttığı durumunda, $T(t) = T(t = 0) + \beta(t)$; β , ısıtma hızı, lüminesans şiddeti $I_{TL}(t)$, sıcaklığın bir fonksiyonu olarak Denklem (2.11) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{\beta dt} = n_0 \frac{s}{\beta} e^{-E/kT(t)} \times \exp \left[-\frac{S}{\beta} \int_{T_0}^T e^{-E/k\hat{T}} d\hat{T} \right] \quad (2.11)$$

Tek bir pik için birinci merteye Randal-Wilkins piki Denklem (2.12)'de verilmiştir. Pik, düşük sıcaklık tarafında yüksek sıcaklık tarafına göre daha geniş olan karakteristik bir asimetrik şekle sahiptir. Halperin ve Braner (1960) yılında yapılan çalışmalarda pikin yarı yükseklikteki tam genişlik simetri faktörü birinci merteye kinetik için $\mu_g = 0,42$ olarak bulunmuştur.

2.3.2 İkinci mertebe kinetik

Garlick ve Gibson (1948) tarafından yapılan ikinci mertebe kinetik hesaplamalarında kabuller şunlardır;

- Tuzakların satürasyondan uzak olduğu durum

$$(n \gg N \text{ ile } n = m)$$

- Elektronlar için tekrar tuzaklanma olasılığının yüksek olduğu durum

$$mA_m \ll (N - n)A_n$$

Bu kabuller altında Denklem (2.7) ifadesi Denklem (2.12) haline gelir

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{sA_m}{NA_n} n^2 e^{-E/kT} \quad (2.12)$$

Burada dn/dt , n^2 ile orantılıdır ve n 'nin ikinci kuvvet ile verilmiş terim ikinci mertebe olduğunu göstermektedir. Yeniden birleşme ve tekrar tuzaklanma olasılıklarının eşit olduğu ($A_m = A_n$) ve sıcaklığın lineer artışa sahip olduğu durumda ikinci mertebe kinetik Denklem (2.12) Denklem (2.13) ile verilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{\beta dt} = \frac{n_0^2 s}{N\beta} e^{-E/kT} \times \left[1 + \frac{n_0 s}{N\beta} \times \int_{T_0}^T e^{-E/kT} dT \right]^{-2} \quad (2.13)$$

Bu Denklem Garlick ve Gibson (1948) tarafından önerilen ikinci mertebe kinetik için TL eşitliğidir. Elde edilen eğrinin temel özelliği neredeyse simetrik olmasıdır. Işıma eğrinin yüksek sıcaklıktaki kısmı, düşük sıcaklıktaki kısmına göre daha geniştir. Pikin yarı yüksekteki tam genişlik simetri faktörü μ_g , 0,52 olarak bulunmuştur (Bos 2006).

2.3.3 Genel mertebe kinetik

TL birinci ve ikinci mertebe kinetik formları, spesifik basitleştirici varsayımlar kullanılarak elde edilmiştir. Bu basitleştirici varsayımlar olmadığı durumda, TL piki ne birinci ne de ikinci kinetik mertebeye uymayacaktır. Bu durumda genel mertebe kinetiği için deneysel bir ifade kullanılmıştır (May ve Partridge (1964)). $I_{TL}(t)$ önerilen ifadeye göre Denklem (2.14)'te verilmiştir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = n^b \dot{s} e^{-E/kT} \quad (2.14)$$

Burada $\dot{s}$, $m^{3(b-1)}s^{-1}$ boyutuna sahiptir. b , ise genel mertebe kinetik ifadesi olarak tanımlanır ve 1-2 arasında değer alır, mutlaka 1 veya 2 olmasına gerek yoktur. $b \neq 1$ olmadığı durumda $t \rightarrow T$ integral sınırlarında Denklem (2.15) elde edilir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{\beta dt} = \frac{s''}{\beta} n_0 e^{-E/kT(t)} \times \left[1 + (b-1) \frac{s''}{\beta} \times \int_{T_0}^T e^{-E/kT} dT \right]^{-\frac{b}{b-1}} \quad (2.15)$$

Burada $s'' = \dot{s} n_0^{b-1}$ birimi s^{-1} 'dir. Denklem (2.15)'te $b = 1$ aldığında, birinci mertebe kinetik (Denklem (2.11))'e, $b = 2$ aldığında ikinci mertebe kinetik (Denklemi (2.13))'e dönüşür.

2.4 TL Tuzak Parametrelerinin Belirlenmesi İçin Kullanılan Metotlar

2.4.1 Başlangıçtaki artış yöntemi (Initial rise method)

Başlangıç artış metodu analizi ilk defa Garlick ve Gibson (1948) tarafından önerilmiştir. Buna göre TL ışıma eğrisi başlangıç artış kısmı eksponansiyel olarak sıcaklığa bağlı değiştiği varsayılmıştır.

$$I(T) = \text{sabit} e^{-\frac{E}{kT}} \quad (2.16)$$

Başlangıç artış metodu uygulandığında Denklem (2.16)'nin logaritması alınıp, $\ln(I)$ 'ya karşılık $1/kT$ grafiği çizilir ve düz bir doğru elde edilir. Bu doğrunun eğiminden aktivasyon enerjisi E belirlenir. Malzemenin TL ışıma eğrisinin düşük sıcaklık kısmında n 'nin sıcaklığa bağımlılığının ihmal edilebilmesi için, TL ışıma eğrisinin bu sıcaklık aralığında tuzaklanmış elektronların miktarının yaklaşık olarak sabit olduğu kabul edilir. Bu metotta $\ln(I)$ 'ya karşı $1/kT$ grafiğindeki T sıcaklığının belirlenmesinde ışıma eğrisindeki maksimum lüminesans şiddetinin yaklaşık %10-15'ine karşılık gelen şiddet değerindeki sıcaklık değerinden daha fazla olmamalıdır.

Başlangıçtaki artış yöntemi, piki iç içe geçen piklerden iyice ayırt edilerek tekli piklere uygulanabilir. Tek ve ayrılmış bir pik elde edilemediği durumda uygulanan farklı pik ayırma yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlardan en yaygın olanı, TL ışıma eğrisinde tekli pik elde edilmesi için termal temizleme yöntemidir (Nicholas ve Woods 1964). Bu teknikte ısıtılan materyalin, TL ışıma eğrisinde birden fazla piki olduğunda, ilk pik üzerinde başlangıç artış yöntemi uygulandıktan sonra, ikinci ve diğer piklere yöntemin uygulanabilmesi için ışıma eğrisinin ilk pikinin tepe noktasının ötesinde bir sıcaklık değerine ısıtılarak pike ait tuzakları boşaltılır. İlgilenen malzemeyi hızlıca soğutularak bir sonraki pikin maksimum sıcaklığına ısıtılır, bu işlemler böylece ışıma eğrideki tüm pikler için tekrarlanır. İç içe geçen piklerin bir sonraki pikin tamamen temizlenmeden hesaplanmış E değeri ikinci pikin aktivasyon enerjisi için doğru bir hesaplama olmayacaktır ve ısıtılan örnek piklerin iç içe geçmişliğinin mertebesine ve sıcaklığına bağlı olarak değişkenlik gösterecektir (McKeever 1985).

2.4.2 Kesikli ışıma eğrisi tekniği (Fractional glow technique)

Herhangi bir TL ışıma eğrisinin ilk artış kısmının sıcaklıkla değişimi Denklem (2.16) ile ifade edilir (Garlick ve Gibson 1948).

Denklem (2.16), termolüminesans ışıma eğrisi ilk artış kısmının Boltzmann faktörüne kuvvetle bağlı olduğunu açıklar, son kısmında ise eksponansiyel integrali yaklaşık olarak sabit kabul edilir. Bu ifade pikin ilk artış kısmının kritik bir sıcaklığa, T_c , ulaşmasına kadar geçerlidir (Pagonis vd. 2006). Bu metot kinetik parametresinden bağımsızdır ve iç

içe geçtiği piklere uygulanmaz. Elde edilen lüminesans şiddetinin logaritmasına $[\ln(I)]$ karşı $1/kT$ grafiğinin eğiminden aktivasyon enerjisi hesaplanabilir. Kesikli ısıma eğrisi tekniğinden sadece bir aktivasyon enerjisi değeri elde edilebilir. Bu yöntem Gobrecht ve Hofmann (1966) tarafından önerilmiştir ve çoklu artış tekniği olarak uygulanmaktadır. Yöntemde kısa adımlar aralığı ile sıralı olarak artan maksimum ölçülen sıcaklıklara T_{mi} , kadar ölçülür. İlgilenilen materyal küçük sıcaklık aralıklarıyla ısıtılıp soğutulur ve aktivasyon enerjisi $\ln(I)$ karşı $1/kT$ grafiğindeki her ısıtma veya soğutma döngüsünden hesaplanır (Pagonis vd. 2006). Hesaplanan aktivasyon enerjisinin değerinin her maksimum sıcaklığın T_m değerine karşı tekrar grafiği çizilir. Kesikli ısıma eğrisi tekniği TL grafiği hakkında iki önemli bilgi verir: (a) TL piklerinin tam sayısını, bir ısıma eğrisinde iç içe geçen piklerin olup olmadığını, piklerin sayısı, çizilen aktivasyon enerjisi değerine karşı maksimum sıcaklık grafiğinin platolarının sayısından bulunur, (b) İlgilenilen piklerin her birinin aktivasyon enerjisinin tam değeri belirlenir. Orijinal yöntemle ölçülen lüminesansın hem ısıtma hem de soğutma döngüsündeki TL pikinin aktivasyon enerjisi ölçülebilir.

2.4.3 Farklı ısıtma hızları yöntemi (Various heating rate method)

Bu yöntemde, farklı ısıtma hızları kullanarak TL ısıma eğrisinin tuzak parametreleri belirlenebilir. Isıma eğrisinin maksimum ısıma şiddetine karşı gelen sıcaklık T_m , lüminesans okuyucuda ısıtma hızı arttırıldığında yüksek sıcaklıklara doğru kayabilmektedir. Pikin maksimum sıcaklığı için, T_m Denklem (2.17) ısıtma hızının bağımlılığını açıklamaktadır.

$$\frac{\beta E}{kT_m^2} = s \exp\left(-\frac{E}{kT_m}\right) \quad (2.17)$$

Burada β , (K/s) cinsinden ısıtma hızını ifade eder. Birinci mertebe kinetik için, ardışık olarak artan farklı ısıtma hızlarında, $\ln\left(\frac{T_m^2}{\beta}\right)$ 'e karşı $1/T_m$ grafiği çizilir ve elde edilen doğrunun eğimi E/k ve eksenini kestiği noktadan $\ln\left(\frac{E}{\beta k}\right)$ aktivasyon enerjisi ve frekans faktörü elde edilebilir (Aşlar vd. 2017).

Chen ve Winer (1970) tarafında genel mertebe kinetik eşitliği genişletilmiş ve Denklem (2.18) yardımıyla elde edilmiştir.

$$\frac{\beta E}{kT_m^2} = s [1 + (b - 1)\Delta_m] \exp\left(-\frac{E}{kT_m}\right) \quad (2.18)$$

Burada $\Delta_m = \frac{2kT_m}{E}$ dir. $1 + (b - 1)\Delta_m$ terimi yaklaşık sabit kabul edilerek $\ln\left(\frac{T_m^2}{\beta}\right)$ 'e karşı $1/kT_m$ grafiğini çizilir. Çizilen grafiğin eğiminden aktivasyon enerjisi elde edilir. Genel mertebe kinetiği gibi frekans faktörü eksenin kesiştiği noktadan bulunabilir (Pagonis vd. 2006).

2.4.4 Dekonvolüsyon yöntemi (CGCD)

Termoluminesans ışıma eğrisinin ayrı ve bireysel piklerinin analizi için dekonvolüsyon tekniğin 1980'den beri yaygın olarak uygulanmaktadır. Dekonvolüsyon yöntemi, tuzak parametrelerin belirlenmesi için en etkin yöntemdir (Aşlar vd. 2017). Bu yöntem TL ışıma eğrisinin birden fazla iç içe geçtiği piklerden oluştuğu durumda daha önemli hale gelmektedir. Deneysel TL ışıma eğrilerinin diferansiyel denklemleri nümerik şekilde çözülerek Denklem (2.19)'daki teorik TL şiddet ifadesine fit edilmesi işleminden elde edilir (Kitis vd.1998). Bu fit işlemi, genel mertebe kinetik için GOK (General Order of Kinetic) olarak bilinmekte olup Denklem (2.19) aracılığı ile gerçekleştirilir.

$$I(T) = I_m b^{\frac{b}{b-1}} \exp\left(\frac{E}{kT} \frac{T-T_m}{T_m}\right) \left[(b-1)(1-\Delta) \frac{T^2}{T_m^2} \exp\left(\frac{E}{kT} \frac{T-T_m}{T_m}\right) + Z_m \right]^{-\frac{b}{b-1}} \quad (2.19)$$

Denklemde $\Delta = \frac{2kT}{E}$, $\Delta_m = \frac{2kT_m}{E}$ ve $Z_m = 1 + (b - 1)\Delta_m$ ile verilir

Son zamanlarda, Kitis ve Vlachos (2013) OTOR sisteminin diferansiyel denklemlerinin Lambert fonksiyonu $W(z)$ aracılığı ile analitik olarak çözülmesini önermişlerdir. Elde edilen teorik OTOR modelinin bir çözümü olarak türetilen orijinal Denklem (2.20) aşağıdaki gibidir:

$$I(T) = \frac{N \cdot R}{(1-R)^2} \cdot \frac{p(t,T)}{W(z)+W(z)^2} \quad (2.20)$$

Burada N , toplam tuzak konsantrasyonu, $W(z)$ Lambert fonksiyonu ve $R = A_n/A_m$ kinetik mertebeyi gösteren A_m ve A_n terimleri ile rekombinasyon ve tekrar tuzaklanma olasılıklarıdır. TL durumunda $p(T) = s \cdot e^{-\frac{E}{kT}}$, olmak üzere s frekans faktörü E tuzakların aktivasyon enerjisi, k Boltzmann sabiti ve T mutlak sıcaklığı temsil etmektedir. Denklem (2.21)'de Lambert fonksiyonunun z argümanını verilmektedir.

$$z = \exp \left(\frac{R}{1-R} - \ln \left(\frac{1-R}{R} \right) \cdot \frac{s}{\beta \cdot (1-R)} \int_{T_0}^T e^{-\frac{E}{kT}} dT \right) \quad (2.21)$$

Denklemde β ısıtma hızını ifade etmektedir.

TL için (2.22) ve (2.23) denklemleri, Sadek vd. (2014b) tarafından dönüştürülmüştür ve denklemde s ve N parametreleri, TL pikin maksimum şiddetin I_m ve pikin maksimum sıcaklığı T_m ile değiştirilmiştir. Bu parametreler (maksimum şiddet I_m ve sıcaklık T_m) deneysel TL ışıma eğrisinden direkt ve hatasız bir şekilde Denklem (2.22)'ten elde edilebilir.

$$I(T) = I_m \exp \left(-\frac{E}{kT} \cdot \frac{T_m - T}{T_m} \right) \cdot \frac{W(z_m) + W(z_m)^2}{W(z) + W(z)^2} \quad (2.22)$$

$$z = \exp \left(\frac{R}{1-R} - \ln \left(\frac{1-R}{R} \right) + \frac{E \cdot \exp\left(\frac{E}{kT_m}\right)}{kT_m^2 (1 - 1.05 \cdot R^{1.26})} \cdot F(T, E) \right) \quad (2.23)$$

Burada z_m , $T = T_m$ için Denklem (2.23)'ün z 'nin değeridir.

Denklem (2.24) ve (2.25) aktivasyon enerjisi E ve kinetik mertebe R , ($R < 1$ ile) iki ayarlanabilir fit etme parametreleri ile deneysel TL ışıma eğrilerinin fit edilmesi için kullanılan analitik denklemlerdir.

R değeri GOK modelindeki b terimine benzer şekilde kinetik mertebeyi ifade etmektedir. R değeri 1'e eşit olduğunda ikinci mertebe, 0'a yakın bir değer aldığı zaman, birinci

mertebe kinetiğini belirlemektedir. Genel mertebeye kinetik durumunda R, 0 ile 1 aralığındaki bir değere karşı geldiğini gösterir. $F(T, E)$ fonksiyonu TL modellerinde yer alan üstel integraldır ve eksponansiyel integral fonksiyonu $E_i(-E/kT)$ cinsinden ifade edilir (Kitis vd. 2006).

$$F(T, E) = \int_{T_0}^T e^{-\frac{E}{kT}} dT = T \cdot \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) + \frac{E}{k} \cdot E_i\left[-\frac{E}{kT}\right] \quad (2.24)$$

Frekans faktörü Kitis ve Vlachos (2013), Sadek vd. (2015) tarafından önerilen Denklem (2.25) aracılığı ile belirlenir.

$$\frac{\beta E}{kT_m^2} = \left[\frac{1}{1-R} \cdot \frac{1+2W[\exp(z_m)]}{(1+2W[\exp(z_m)])^2} \right] \cdot s \cdot \exp\left(\frac{E}{kT}\right) \quad (2.25)$$

Uyum iyiliği değeri, Figure of Merit (F.O.M) Denklem (2.26) ile kontrol edilir (Balian ve Eddy 1997):

$$FOM = \sum_i \frac{|Y_{deney} - Y_{fit}|}{A} \quad (2.26)$$

Burada, Y_{deney} deneysel eğrideki verileri ve Y_{fit} fit edilmiş eğrideki verileri ifade eder, A ise fit edilmiş eğrinin alan değerini göstermektedir. Hesaplanan FOM değerinin düşüklüğü fit edilmiş işleminin başarısını gösterir.

2.5 Termolüminesans Dozimetrelerinin (TLD) Özellikleri

Termolüminesans dozimetreler, radyasyondan korunma, radyoterapi klinikleri, endüstri, çevre ve uzay araştırmaları gibi birçok bilimsel ve uygulamalı alanlarda, farklı malzemeler kullanılmaktadır. Ancak dozimetri için gerekli özellikleri gösteren çok az malzeme vardır. Bu gereksinimler dozimetrik uygulama alanlarına bağlıdır. Bir dozimetreden istenilen temel talepler, iyi tekrarlanabilirliği, düşük nem çekerliği (low hygroscopicity), çok düşük doz ölçümlerde yüksek hassasiyet göstermesi veya

radoterapide ve karışık radyasyon alanlarında iyi doz cevabı vermesidir. Dozimetrelerin performansını etkileyen diğer faktörleri ise; enerji tepkisi, çalışma doz aralığı, depolanan bilginin kararlılığı ve çevre koşullarının dozimetre üzerindeki etkisi olarak sıralanabilmektedir.

2.5.1 Hassasiyet (Sensitivity)

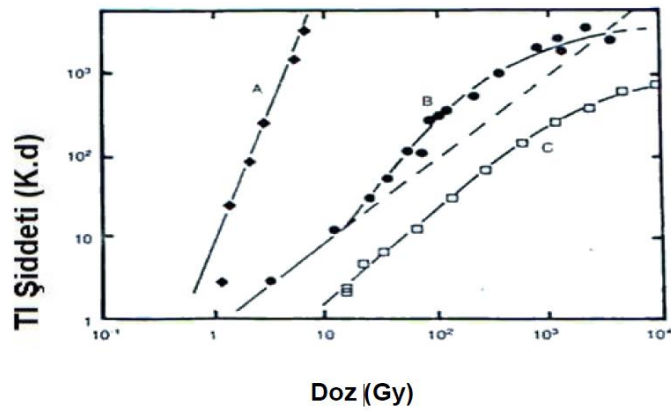
Belirli bir dozimetrik malzemenin hassasiyeti, birim soğurulan doz ve birim kütle başına TL sinyali olarak tanımlanır. Dozimetrelerin hassasiyeti, ölçümde kullanılan okuma sistemine bağlıdır. Bu da ısıtma hızı ve ışık deteksiyon sistemi gibi birçok parametreyi içerir. Özellikle ışık deteksiyon sisteminin verimliliğini mutlak algıda ölçmek zordur. Normalde hassasiyeti verilirken bir malzemeden elde edilen sinyali, LiF:Mg,Ti dozimetresinin aynı koşullarda elde edilen sinyalinin şiddetine oran olarak hesaplanmaktadır. TL sinyalinin okuyucu sistemin özellikleri ve okuma koşulları dışında TL malzemesinin kendisine bağlıdır. TL sinyalini etkileyen diğer faktörler ise fiziksel yapımı ve uygulanan tavlama işlemidir. Son olarak dozimetrelerin hassasiyeti iyonlaştırıcı radyasyonun tipine ve enerjisine bağlıdır. Genelde düşük LET radyasyonu (fotonlar, beta parçacıkları), yüksek LET radyasyonlarından (alfa parçacıkları ve nötronlar) daha yüksek sinyal göstermektedir. Kobalt ⁶⁰Co gama kaynağı yaygınlıkla referans radyasyonu olarak kullanılmaktadır.

2.5.2 Doz cevabı

TLD dedektörlerinin açık olarak istenilen bir özelliği, termolüminesans şiddeti (I) ile soğurulan doz (D) arasında doğrusal bir ilişkiyi sergilemesidir. İdeal olarak $F(D)$, en azından uygulamanın ilgili aralığı boyunca geniş bir doz aralığında doğrusal bir doz-cevabı göstermesi gerekir. Pratikte kullanılan birçok dozimetre malzemesi, çeşitli doğrusal olmayan davranışları gösterir. Doz artışı ile önce doğrusal bir cevap (lineer), sonra lineerüstü, en son doyma (saturation) yaklaşma sırasında lineeraltı bir cevap verir. Normalize edilmiş doz-cevap fonksiyonu (lineerüstü indeksi) $f(D)$ Denklem (2.27) şeklinde tanımlanır (McKeever vd. 1995).

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \quad (2.27)$$

Burada $F(D)$, herhangi bir D doz değerine karşılık TL cevabı; $F(D_1)$ ise doz cevabının doğrusal olduğu daha düşük bir D_1 değerine karşılık TL cevabıdır. İdeal bir TL malzemesinde geniş bir doz aralığında $f(D) = 1$ olmalıdır. Eğer $f(D) > 1$ ise doz cevabı lineerüstü (supralinear), $f(D) < 1$ ise doz cevabına lineeraltı (sublinear) denir ve genellikle saturasyona uğrama öncesinde gözlemlenir (Bos 2001).



Şekil 2.4 Farklı dozimetrelerin doz-cevap eğrileri; a) SiO_2 'nin 100°C piki, (ilgili tüm doz aralığında lineerüstü (supralinear)), b) LiF:Mg,Ti (TLD-100) 5.pikin iyi bilinen lineer- lineerüstü (supralinear) ve lineeraltı (sublinear) davranışları. c) $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ (TLD-400) zayıf bir lineerüstü doz-cevabı. Lineer bir doz-cevap, kesikli çizgi ile gösterilmiştir (McKeever vd. 1995).

2.5.3 Enerji cevabı

Enerji cevabı sabit bir doz için soğrulan radyasyonun enerjisinin bir fonksiyonu olarak tanımlanır ve saptanan çıkışın değişimidir. Bu değişim, malzemelerin soğurma katsayısının radyasyon enerjisine bağımlılığından kaynaklanmaktadır. Foton ile ışımlandığında malzemenin kütle enerji soğurma katsayısı olarak, μ_{en}/ρ tanımlanır. Foton enerji cevabı $S_E(E)$ Denklem (2.28) ile verilir

$$S_E(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{ref}} \quad (2.28)$$

Burada m terimi TLD malzemeyi işaret etmektedir ve referans sistemi normal olarak hava alınır (McKeever vd. 1995).

$(\mu_{en}/\rho)_m$ terim genellikle bir bileşik veya karışım malzemeyi ifade eder. Birkaç bileşenden oluşur ve karışımlar kanunu geçerlidir. Bu durumda Denklem (2.28), Denklem (2.29)'ye dönüşür.

$$(\mu_{en}/\rho)_m = \sum_i (\mu_{en}/\rho)_i W_i, \quad (2.29)$$

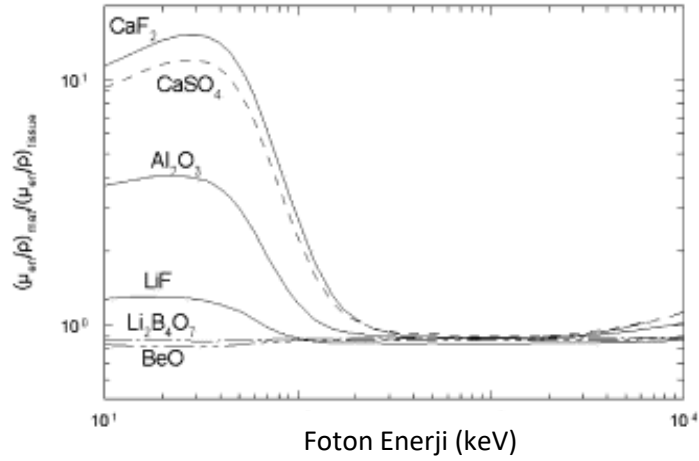
Burada W_i , i. Elementin ağırlık kesridir.

Kütle enerji soğurma katsayısı, enerji soğurma sırasında meydana gelen enerji kaybı sürecine bağlıdır. Enerji soğurma katsayısı çift oluşum, compton saçılması, fotoelektrik olayı gibi emilim sırasında gerçekleşir. Gerçekleşen her olayın miktarı soğurulan radyasyonun enerjisine, malzemenin izotopik içeriğine ve atom numarası Z 'ye bağlıdır. Örneğin foton enerjileri < 15 keV için fotoelektrik olayı baskın, $15 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$ aralığında düşük Z 'li malzemelerde compton saçılması baskın, yüksek Z 'li materyaller için 10 MeV enerjiye kadar fotoelektrik etki baskındır (McKeever 1985).

Foton enerji cevabının pratik kullanımda ^{60}Co yayılan $1,25 \text{ MeV}$ enerjili fotonlarına göre tanımlanan bağıl enerji cevabı (RER), Denklem (2.30)'deki gibi verilmiştir.

$$(RER)_E = \frac{S(E)}{S(1.25 \text{ MeV } ^{60}_{27}\text{Co})} \quad (2.30)$$

TLD malzemelerin Beta parçacıkların cevabı karmaşıktır ama anahtar parametre durdurma gücüdür. $dE/dx_{E,Z_{eff}}$

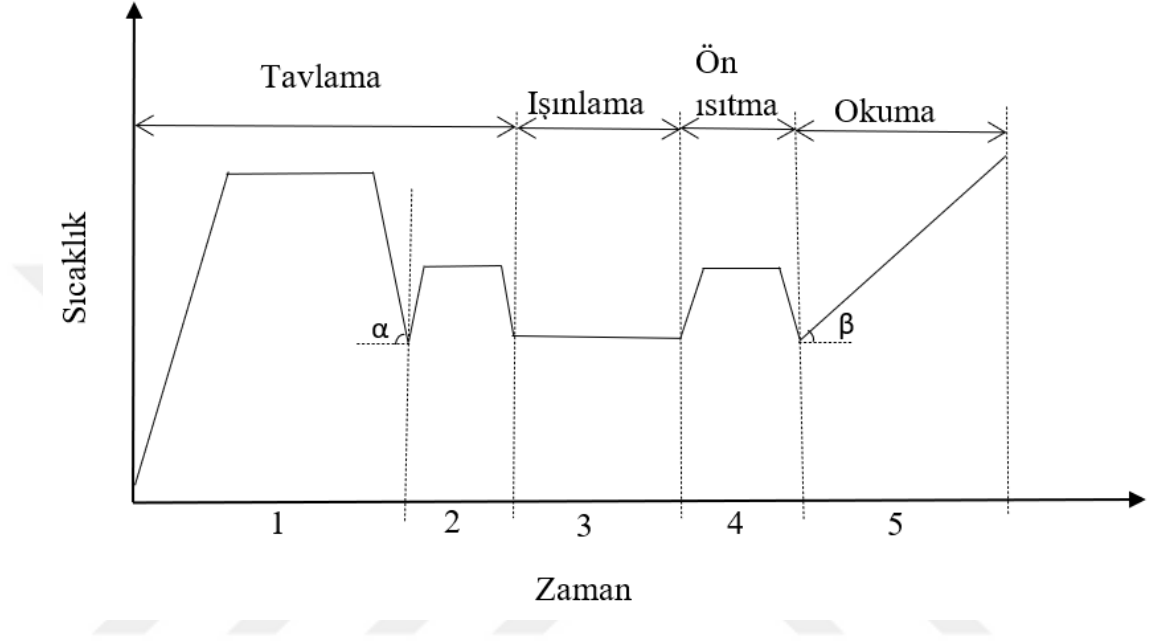


Şekil 2.5 Belirtilen birkaç TLD malzemenin foton enerji cevabı. Referans materyali olarak $Z_{etk} = 7,35$ yumuşak dokudur (Bos 2001).

2.5.4 Tavlama koşulları

TLD'lerin çekici özelliklerinden biri de malzemenin defalarca tekrar kullanabilme imkânı vermesidir. Ayrıca TL dozimetrelerin yeniden kullanımında tavlama prosedüründen öncekiyle tam olarak aynı özelliklere sahip olduğundan emin olunmalıdır. Işınlama öncesi tavlama işlemi, dozimetrenin bir süre yüksek bir derece sıcaklıkta tutulmasının ardından belirli bir soğutma hızı α ile oda sıcaklığına kadar soğutulmasını içerir. Bazen bu işlemi düşük sıcaklıkta tavlama takip etmektedir. Tavlama işlemi farklı amaçlarla yapılır. İlk başta okuma sırasında boşaltılmamış tuzaklar boşaltılır, yani TL sinyali sıfırlanır. İkinci olarak, ışınlama ve okuma öncesinde malzemede var olan termodinamik kusurların dengesi yeniden sağlanır. Işınlama ve okuma sırasında ise bu denge tekrar bozulur ve reaksiyon termal tavlama ile ters yönde itilir. Son olarak, derin (termal olarak izole) tuzakların doluluğu sıfırlanır. Her zaman mevcut olmasalar da var oldukları durumda ulaşılan bu sıcaklığın termal pikini etkileyebilir (Horowitz 2001). Tuzak merkezleri olarak hareket eden kusurlar, yüksek sıcaklıkta malzeme içerisinde ayrışıp çözünürken, düşük sıcaklıklarda kümelenebilir hatta çökebilir. Hızlı soğutma, kusurların yüksek sıcaklık dengesinde donabilirken yavaş soğutma hızı, değişken derecelerde kusurların kümelenmesine neden olabilir. Örneğin LiF:Mg,Ti için soğutma hızının TL hassasiyetini ve tuzaklama parametrelerini etkilediği gösterilmiştir (Bos vd. 1992).

Bazen ışınlama sonrası ve okuma işlemi öncesinde de bir ön ısıtma uygulanır. Bunun amacı, güçlü bir sönüm gösteren kısa ömre sahip tuzakları tamamen boşaltmak ve düşük sıcaklıklardaki pikleri ortadan kaldırmaktır. Şekil 2.6, şematik olarak gösterilmiş bir TLD hazırlanması ve kullanılmasıdaki aşamalarıdır.



Şekil 2.6 Şematik Bir TLD materyalinin tavlama, ışınlama ve okuma aşamaları.

Burada α , ışınlama öncesinde tavlama sıcaklığının soğutma hızı; β okuma sırasında ısıtma hızıdır. Birinci bölge tavlama işleminin yüksek sıcaklık bölgesi, 2. bölge tavlama işleminin düşük sıcaklık bölgesi, 3. bölge TLD materyalin ışınlama aşaması, 4. bölge ön ısıtma ve düşük enerjili elektron tuzakların boşaltılması ve 5. bölge de okuma işlemi göstermektedir.

2.5.5 Termal sönümleme

Bir TLD malzemedan yayılan TL ışıma sinyalleri zamanla kararlı değilse, spesifik olarak radyasyon ışınlama işleminden sonra zamanla azalırsa, buna termal sönümleme denir. Sönümlemenin birkaç nedeni olabilir, ancak en yaygın olanı termal sönümlemedir. Bu olay bir tuzaktan yüklerin ısı yardımıyla salınmasıdır ve Denklem (2.31) ile ifade edilir.

$$\tau_f = p^{-1} = s^{-1} \exp(E/kT) \quad (2.31)$$

Denklemden τ_f , termal sönümlenmenin zamanı, E , tuzak derinliği ya aktivasyon enerjisi; s , frekans faktörü; T , sıcaklık; k , Boltzmann sabitidir. Böylece termal sönümlenme için bir yarı ömrü tanımlanmıştır;

$$\tau_{1/2} = \ln(2)\tau_f \quad (2.32)$$

TL sinyalinin sabit olması ve dozimetrik bir malzeme olarak kullanılabilmesi için, yarı ömrü hem ışınlama süresinden hem de ışınlama ve okuma arasındaki süreden birkaç kat daha uzun olması gerekir.

Prensipde termal sönümlenme hızını belirleyen parametreler tuzak derinliği E ve frekans faktörü s 'dir. Sonuç olarak, bu parametrelerin belirli dozimetrik pikler için değerlendirilmesi, TLD malzemenin karakterizasyonunun önemli bir parçası olup hesaplanması TLD malzemenin özelliğini ortaya çıkarmaktadır (McKeever vd. 1995).

2.5.6 Dedeksiyon sınırları

Çoğu durumda, en düşük dedeksiyon düzeyi anlamında “Dedeksiyon sınırı” ifadesi kullanılır. Bununla birlikte, dedekte edilebilir en yüksek düzeyi belirlemek için de kullanılmaktadır. Bir TL malzeme için en yüksek TL sinyali, numunede bulunan tüm tuzak merkezlerin dolu olduğu doz değerine göre belirlenir. Doz cevap eğrisi satürasyona yaklaşması sırasında lineeraltı (sublineer) bir davranış gösterdiğinde saptanan tek bir doz değerinin ulaşılabilir en yüksek doz değeri olduğunu söylemek zordur. Lineer aralığın son noktası, dedekte edilebilen en yüksek sınırı kabul edilebilir, ancak lineeraltı aralıktaki daha yüksek dozlar da dikkatli kalibrasyon ile belirlenebilir.

Dedekte edilebilen alt sınır, ışınlanmış bir TLD sinyali arka plan sinyaliyle hemen hemen aynı çıktığı için düşük doz ölçümlerinde son derece önemlidir. Analitik bir sürece göre belirli bir güven düzeyinde tespit edilebilen en düşük soğurulan doz olarak tanımlanır.

Genellikle, ışınlanmamış bir dozimetreden ölçülen sinyalden iki standart sapma olarak ifade edilir. Bu tanım sadece TL malzemesini ve okuma sistemini değil analitik süreci (tavlama prosedürü, algoritma ve analiz rutini) de kapsar. Alt sınır değerinin hesaplanması için Hirning (1992) istatistiksel dedikasyon ve belirlenme teorisi Denklem (2.33) önerilmiştir.

$$L_D = \frac{2(t_n s_b + t_m^2 s_\mu^2 \bar{K}_b)}{1 - t_m^2 s_\mu^2} \quad (2.33)$$

Burada n ışınlanmamış (background) dozimetreleri, m ışınlanmış dozimetreleri t_n ve t_m , gerekli güven seviyesi, n ve m dozimetreleri için farklı operatörleri ifade etmektedir. s_b , n background dozimetrelerin standart sapması, s_μ , ışınlanmış dozimetrelerin göreceli (relative) standart sapmaları ve $\bar{K}_b$ ise havada ölçülen ortalama background kerma değerini ifade eder.

2.5.7 Sönüm ve kararlılık

TLD detektörlerinin seçiminde önemli bir husus da dozimetrelerin kullanıldığı ortama göre sinyalinin ne kadar kararlı olduğudur. Bu nedenle malzeme içindeki tuzaklanan yükün ısı (termal sönümlenme), ışık (optik) veya başka herhangi bir yolla kaybolup kaybolmayacağını değerlendirilmesi gerekli hale gelir. Esas nokta, eğer tuzak derinliği E çok küçük ise hem ışınlama sırasında hem de ışınlama ve okuma arasındaki geçen sürede sinyalde ciddi bir şekilde kayıp meydana gelir. Bu yüzden dozimetri amacıyla kullanılan detektör malzemelerin yaklaşık 200-250°C bir tepe noktasına sahip olan bir lüminesans eğrisi ile karakterize edilmesi istenilir. Bu sıcaklık aralığı genellikle tuzak derinliğinin kayda değer bir boşalmasının gerçekleşmemesi için yeterince büyük $E > kT$ bir aktivasyon enerjisi olması sağlanır, ancak siyah cisimden kaynaklanan arka plan sinyalinden ihmal edilebilir düzeyde düşüktür (McKeever 1985).

2.5.8 Atermal sönümleme (Optik sönümleme)

Termoluminesans (TL) sinyallerinin atermal sönümlenmesi, standart lüminesans kinetik modellerine göre beklenen kararlılık yerine, oda sıcaklığında lüminesans şiddetinin hızlı bir şekilde azalması için kullanılan terimdir (Polymeris vd. 2018). Işınlanan fotonların soğurduğu enerji optik tuzak derinliği durumundan yüksek olur ve tuzaktaki yükler salınır, bu nedenle TL sinyalinde azalma meydana gelir. Bunun etkisi tuzakta yakalanan elektronların kaybı için önemli bir mekanizması olan ve birçok fosfor türünde bir sinyal kararsızlığı kaynağı oluşturulan kuantum mekanik tünellemeden kaynaklanır. Bu yük kaybı, doğru taban seviyesinden veya elektron tuzağının uyarılmış seviyesinden dış kaynaklı bir uyarılan yardımıyla çıkarılabilir (Wintle 1973, Jain vd. 2012).

2.5.9 Işık hassasiyeti

TL sinyalinin istenmeyen sönümlenmesi tuzaklardan çıkan yüklerin optik olarak uyarılmasıyla da meydana gelebilir. Soğrulan fotonun enerjisinin optiksel tuzak derinliğinden daha büyük olması tuzaklardan yüklerin salınmasına neden olacak ve bu nedenle sinyalinin ışıma eğrisi azalacaktır. Işığın sönümlenme etkisinin aksine bazı malzemelerde ışık, ışıma sinyalinin artmasına, sonunda sıfıra yaklaşan bir TL sinyaline neden olabilir. Bu genellikle UV ışığa maruz kaldığından kaynaklanır. Bazı malzemelerde görülen PTTL (phototransferred thermoluminescence) etkisi buna bir örnektir (McKeever vd. 1995).

2.6 Radyasyon Doz Birimleri

Malzemelerin radyasyona maruz kaldığı durumda, radyasyon tarafından aktardığı enerjinin belirlenmesi, dozimetri konusudur. Radyasyon tarafından depolanan enerji, malzemelerin atomları ile etkileşerek uyarma ve iyonlaşmaya neden olmaktadır. Bunun yanı sıra maruz kalan malzemede sıcaklık artışı, malzemenin kimyasal veya fiziksel özelliklerinde değişikliklere yol açmaktadır. Malzemenin özelliklerinde meydana gelen birçok değişiklik soğrulan doz miktarı ile orantılıdır, bu da dozimetrenin hassas parçası

olarak kullanım olasılığını belirlemektedir. Üstelik radyasyonun biyolojik etkileri soğurulan doz miktarına bağlıdır. Dozimetri kapsamında, radyasyon alanıyla ilgili birimler de tanımlanmıştır, bu tanımlar; ışınlama (exposure, X), soğurulan doz (D) kerma (K), doz eşdeğeri (H_T) ve etkin doz (E)’dur.

2.6.1 Işınlama

Birincil iyon çiftleri (elektronlar ve pozitif iyonlar), iyonlaştırıcı radyasyon malzemenin atomları ile etkileştiğinde üretilir. İkincil iyon çiftleri ise, birincil iyon çiftlerin etrafındaki atomları iyonize ederek enerjilerini aktardığında üretilir. Üretilen toplam iyon çiftlerinin sayısı, radyasyon tarafından ortama aktardığı enerjiyle orantılıdır. Radyasyona maruz kalma kavramı, emilen ortamın hava olması varsayımına dayanır (Hendee ve Ritenour 2002). X veya gama ışınları tarafından küçük hacimli hava kütlesi (m), etkileştiğinde açığa çıkan toplam yük (Q) ve küçük hacminde ışınlama (X) ile ifade edilmektedir.

$$X = Q/m \quad (2.34)$$

Toplam yük hem birincil hem de ikincil iyon çiftleri yansıtır, ayrıca üretilmiş ikincil iyon çiftleri havanın küçük hacminde hem içinde hem de dışındakileri kapsar. Işınlamanın geleneksel birimi Röntgen (R)’dir ve 1 kg havada $2,58 \times 10^{-4} C$ ’luk artı ve eksi iyonlar oluşturan radyasyon miktarıdır (ICRP 103 2007).

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg \text{ hava} \quad (2.35)$$

Röntgen, yalnızca x ve gama radyasyonları ve yaklaşık 3 MeV foton enerjilerin altında geçerlidir. Parçacıklar ve yüksek enerjili fotonlar için kullanılmaz. SI birim sistemine göre kilogram başına coulomb olarak tanımlanır (Hendee ve Ritenour 2002).

2.6.2 Kerma

Birim kütle (dm) başına, yüksüz parçacıkların hava ile etkileşmesi sonucunda serbest bırakılan tüm yüklü parçacıkların kinetik enerjilerinin (dE_{tr}) toplamına oranıdır ve Denklem (2.35) ile verilir.

$$K = dE_{tr}/dm \left[\frac{J}{kg} \right] \quad (2.36)$$

dE_{tr} miktarı, uyarılmış atomların/moleküllerin bozulmasında veya nükleer parçalanması sırasında yayılan yüklü parçacıkların kinetik enerjilerini içerir (ICRU 2011).

Bu tanımlamada, foton ışınlamaları için doz kermaya eşit varsayılır. Çünkü 300 keV enerjinin altındaki fotonlar tarafından yaratılan ikincil yüklü parçacıklar nedeniyle ışımayla olan kayıplar %1'den daha azdır (AAPM TG60 2002).

Kerma, stokastik olmayan bir miktar olarak tanımlanır ve birimi (Gy) joule/ kg'dir (ICRP 103 2007).

İlgilenen ortamdaki kerma, K değerinin birim zamandaki değişimine kerma hızı denir.

$$\dot{K} = dK/dt \left[\frac{J}{kg.s} \right] \quad (2.37)$$

Denklemdaki dK ; dt zaman aralığında kermadaki değişimdir. Birimi $J.kg^{-1}.s^{-1}$ ve birimin özel adı ise $Gy.s^{-1}$ 'dir (ICRU 2011).

2.6.3 Soğurulan doz

Radyasyon biyolojisi, klinik radyoloji ve radyolojik korunmada soğurulan doz, D, temel fiziksel doz miktarıdır ve iyonlaştırıcı radyasyonların tüm türleri ve kullanılan herhangi

bir ortam için tanımlanır. Birim kütle dm başına soğrulan toplam enerji miktarı $d\mathcal{E}$, soğurulan doz veya sadece doz olarak tanımlanabilir.

$$D = d\mathcal{E}/dm \left[\frac{J}{kg} \right] \quad (2.38)$$

Soğrulan doz radyasyondan korunma için temel dozimetrik nicelik olup sadece soğurulan enerji miktarını gösterir.

Klasik birimi “rad” ve ışınlanan maddenin 1 g’ına 100 erg’lık enerji aktarılan iyonize radyasyon miktarıdır. Uluslararası birim sisteminde (SI) sisteminde birimi Gy’dir ve maddenin bir kg’ına 1 joule’luk enerji aktaran radyasyon miktarıdır (ICRP 103 2007).

2.6.4 Doz eşdeğeri

Çoğu zaman farklı radyasyon türlerinden belirli kimyasal veya biyolojik etkiler üretilir, üretilen bu etkiler radyasyonun lineer enerji transferine (LET) göre değişir. Radyasyonun yol açacağı biyolojik etki; soğurulan doza, radyasyon enerjisine ve tipine göre değişmektedir. Doz eşdeğeri DE (Sievert), soğurulan dozun Gy’deki, değişen radyasyon LET’ine göre bir kalite faktörü ile çarpımına eşittir (Hendee ve Ritenour 2002). Bu faktörü “*radyasyon ağırlık faktörü*” olarak tanımlanır.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.39)$$

Burada H_T doz eşdeğeri, R radyasyon tipi, T belirli bir doku tipi, $D_{T,R}$ ortalama soğurulan dozu ifade eder (ICRP 103 2007). Eşdeğer dozun birimi Sievert (Sv)’tir ($J.kg^{-1}$).

Eşdeğer dozu ve doz eşdeğeri, kavramları arasında küçük bir farkı vardır. Foton radyasyonlar için farklı olmadığı söylenebilir ancak yüklü parçacıklar ve nötronlar gibi diğer tip radyasyonlar için etkili olabilir, çünkü radyasyonun türüne ve enerjisine bağlı olarak Q ve W_R arasında ihmal edilemez bir fark olabilmektedir.

2.6.5 Etkin doz (E)

Radyasyona maruz kalan bireylerin vücudunda meydana gelen biyolojik etkiler, sadece radyasyon türleri ve enerjisi ile bağlantılı değildir. Vücudundaki organların bileşim ve içerik olarak radyasyon hassasiyeti de birbirinden farklıdır. Doku ve organların bu radyasyon duyarlılığını hesaba katarak ICRP tarafından 15 doku/organ için doku ağırlık faktörü (w_T) tanımlanmıştır. Tanımlanan doku ağırlık faktörleri boyutsuz bir nicelik olup belirlenen doku/organların toplam ağırlık faktörleri 1'e eşittir.

$$\sum w_T = 1 \quad (2.40)$$

Etkin doz, radyasyon türü ve enerjisi dikkate alınarak, toplam sağlık hasarı için bir gösterge niteliğindedir. Etkin doz ifadesi Denklem (2.40) ile ifade edilebilir.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.41)$$

Burada H_T veya $w_R D_{T,R}$; T ile ifade edilen bir organ veya dokudaki eşdeğer dozdur ve w_T terimi doku ağırlık faktörüdür. Etkin dozun birimi J/kg ve özel ısımsı ise Sievert (Sv)'tir (ICRP 103 2007).

2.6.6 Lineer enerji transferi (LET)

Lineer enerji transferi (LET), bir ortamdaki yüklü parçacıkların lineer ortalama enerji kaybı olup radyasyonun içinden geçtiği malzemenin birim uzunluğunda kaybedilen radyasyon enerjisidir. LET ifadesi aslında, belirli bir enerjiye sahip yüklü parçacığın içinden geçtiği birim uzunluğunda (dl) bölgesel olarak aktardığı enerjidir (dE) (ICRP 103 2007).

$$L = dE/dl \text{ [keV/}\mu\text{m]} \quad (2.42)$$

LET genellikle μm başına keV veya eV birimleri olarak ifade edilir. Yüklü parçacıkların LET'i, parçacık yükünün karesiyle doğru orantılı ve kinetik enerjisiyle ters orantılıdır ($LET \propto Q^2/E_k$). Genel olarak belirli bir soğurulan doz için "yüksek LET" (alfa, protonlar, vb.) radyasyonları, "düşük LET" radyasyonlara göre daha yoğun iyonizasyona sebep olur. Ayrıca çok daha kısa aralıkta enerjilerini aktararak hücrelere daha fazla zarar vermektedir (Bushberg vd. 2011).

2.7 X-Işın Tüpleri ve X-Işın Üretimi

X-ışın tüpü, vakum ortamı sağlanması için havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşmaktadır. Tüpün içerisinde iki genel yapı bulunmakta olup anot ve katot olarak adlandırılır. Anot, tüpün içerisindeki yüksek gerilim devresinin pozitif yüklü ucudur ve genellikle bakır bloktan yapılmaktadır. Bu yapının bir ucu x-ışın tüpünün ortasındaki rotora bağlanır, rotor cam kılıf içerisindeki anotun serbestçe dönmesine izin verir. Anot, kalın bir çubuk ve bu çubuğun sonundaki katottan çıkan negatif yüklerin (elektronlar) çarpışmasını sağlayan yuvarlak tungsten disk plakasına yerleştirilmiştir (Beutel vd.2000).

Katot, x-ışın tüpünün negatif elektrotudur ve sarım şeklinde bir tungsten filamanı içermektedir. Filaman elektrik akımı ile ısıtıldığında, anota doğru bir dizi elektron salarak elektromanyetik radyasyon üretmesini sağlar.

Katot ve anot arasında yüksek elektrik potansiyeli (kV) uygulandığında, katodun tungsten filamanından üretilen elektronlar anotta bulunan tungsten hedefine doğru hızlandırılır. Üretilen x-ışın kalitesi, uygulanan elektrik potansiyeli (kV) ve saniyede üretilen elektron sayısına (tüp akımı ve ışınlama süresi mA.s) bağlıdır. Hızlandırılmış elektronlar anoda çarptığında çoğu kısmı diğer elektronlarla çarpışarak enerji ısı şeklinde dağılır.

X-ışını, elektronları yüksek voltajla hızlandırılarak metal hedefin atomları ile etkileştiğinde ani bir yavaşlama meydana gelir ve elektronlar ivmeli hareket yapar. Bunun sonucunda enerjilerini kaybederler: yayılan enerji bremsstrahlung radyasyonu olarak adlandırılır. Aynı zamanda elektronlar yeterince enerjiye sahipse atomun iç kabuğunda

bulunan elektronlarla etkileşebilir ve bu elektronların yerinde bir boşluk meydana getirerek atomları iyonize edebilir. Atomların kararlı hale gelmesi için daha yüksek seviyedeki elektronların boşlukları doldurulur. Malzemelerin atomları belirli enerji seviyelerine sahiptir ve boşluğu dolduran elektron bu enerji seviyesine kadar x-ışın fotonları yayar. Yayılan bu x-ışınları karakteristik x-ışını olarak adlandırılır.

Elektronların etkileşiminden kaynaklanan enerjinin sadece %5'i tüpün odak noktasından çıkan x-ışınları şeklinde yayılır. Tüp voltaj ve akımı, x-ışın kalitesi dolayısıyla görüntü kalitesine ve ışınlanmış hastanın doz miktarına etki edecektir (Lança 2011).

2.8 Tanısal Radyoloji

Tanısal radyoloji, hayvanlar da dahil olmak üzere insanların vücutlarındaki hastalıkları teşhis etmek için tıbbi görüntülemeyi kullanan tıbbi disiplindir. Tanısal radyolojide kullanılan test türleri ve ekipmanların özelliklerine göre, belirli bir bölgenin ayrıntılı görüntüsünü oluşturmak için 0,3 ile 40 mGy aralığında radyasyon doz maruziyeti söz konusudur (IAEA 1995). Radyoloji başta kanser olmak üzere nesnelerin iç formlarını görüntüleyerek birçok sağlık problemini teşhis etmek için kullanılan önemli tekniklerin başında gelmektedir. Doktorlar, bir hasta için uygun bir tedavi planı belirlemek için tanısal radyolojinin test sonuçlarına güvenmektedirler (TopLineMD 2022). Tanısal radyolojide, radyolojik görüntüleme yöntemleri (Nükleer tıp, Ultrason, MRI, bilgisayarlı tomografi, girişimsel prosedürleri ve diğer radyasyon enerji tiplerinin kullanımı) kapsar.

2.9 Giriş Cilt Dozu (ESD)

Giriş cilt dozu (ESD) veya giriş cilt maruziyeti (ESE), hasta doz ölçümlerinde en yaygın olanıdır. SI birim sisteminde Gy olarak ifade edilen, bunun birim ölçüsüdür ve ışınlanan x-ışın merkezindeki hastanın cilt dozunu temsil eder. ESD doğrudan gelen ana x-ışını demetiyle beraber ışınlanan dokulardan çevreye saçılan ikincil radyasyon faktörlerinin katkısına da dahil olduğu toplam dozu ifade etmektedir (Lança 2011). Bu nedenle ESD, geri saçılan radyasyon da dahil olmak üzere, ışınlama merkezindeki hava tarafından

soğurulan doz olarak tanımlanabilmektedir (IAEA 2004). Standart radyografik inceleme sırasında hasta giriş cilt maruziyetini doğrudan hastanın cildi üzerine yerleştirilen TLD dozimetreler yardımı ile veya alternatif bir şekilde ışınlama faktörleri (kV ve mA.s), x-ışın tüp çıkışı hesaplanması ile beraber belirlenebilir.

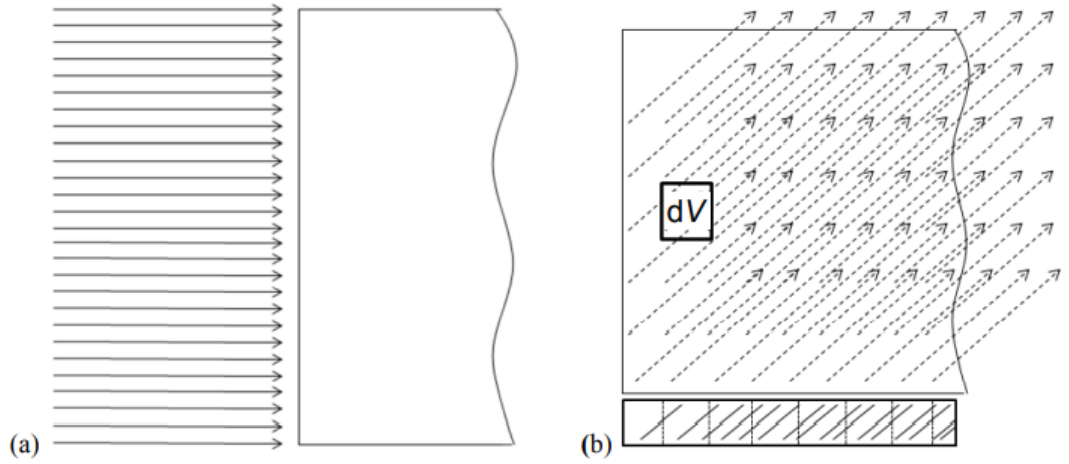
2.10 Dozimetrede Yüklü Parçacık Dengesi

Yüksüz iyonlaştırıcı parçacıklar homojen bir malzemeyi ışınladığında, iyonlaştırıcı radyasyon alanı, gelen ışının bir karışımına dönüştürülür, ışının malzemeyle etkileşmesi sonucunda bremsstrahlung radyasyonu ve yüklü parçacık gibi saçılan radyasyonlar üretilir. Soğurulan doz veya kermanın belirli bir hacimdeki radyasyon alanının bileşenleri doğru bir şekilde analitik yöntemlerle elde edilemez. Her iki nicelik sayısal yöntemlerle (örneğin Monte Carlo simülasyonu) veya belirli varsayımların getirilmesi koşuluyla deneysel olarak belirlenebilir. Hacimdeki yüklü parçacık dengesi (CPE) deneysel belirlemeyi mümkün kılar. Bu bölüm dış foton ışınlaması kavramıyla ilgilenir.

2.10.1 Yüklü parçacık dengesi (CPE)

İdeal bir ışınlama geometrisi Şekil 2.7a’da gösterilmektedir. $h\nu$ enerjiye sahip fotonlardan oluşan radyasyon alanı, normalde malzeme bloğuna vakumdan, soldan gelir.

Fotonların etkileşmeleri malzemenin içerisinde meydana geldiğinde, malzemenin elektronları serbest bırakılır. Basitleştirilmesi için yüklü parçacıkların tamamı malzeme içerisinde aynı yöne, aynı enerjiye ve düz bir yola sahip olduklarını varsayalım. Bu yol Şekil 2.7b’nin üst kısmında gösterilmektedir, burada malzemenin içerisindeki küçük bir hacim dV , de gösterilmiştir.



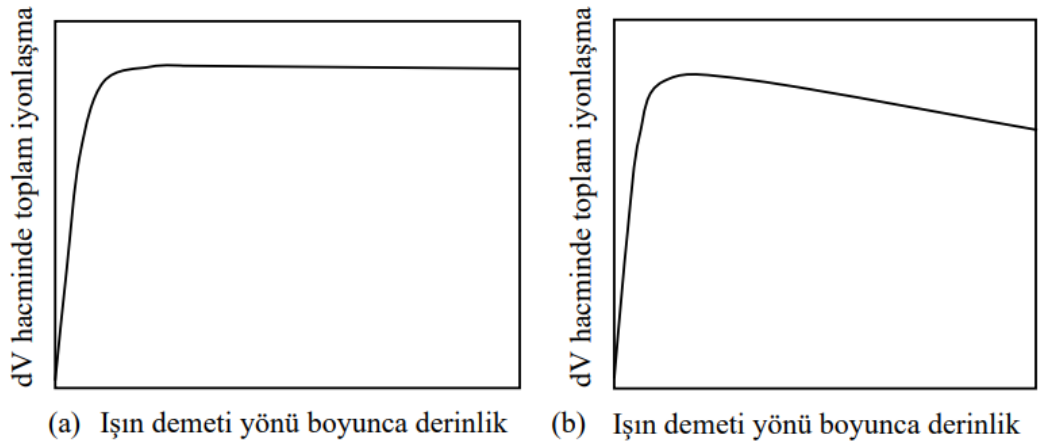
Şekil 2.7 (a) Soldan monoenerjetik bir foton demeti ile ısınlanan bir malzemenin geometrisi, (b) Malzemede serbest bırakılan yüklü parçacıkların izleri. Şeklin altı kısmı, yüklü parçacıkların yol uzunluklarını göstermektedir.

dV hacminin konumu, gelen ışına paralel bir yönde hareket ettikçe ne olacağı düşünüldüğünde, dV hacminden geçen elektron izlerinin sayısı malzemenin yüzeyine yakın küçük ve hacmin daha derin kısımlarına ilerledikçe artar, çünkü daha fazla elektron foton etkileşmeleriyle serbest bırakılır. Bu durum Şekil 2.7b'nin alt kısmında şematik olarak gösterilmektedir, burada her hücre malzemenin içerisinde farklı bir derinlikte dV hacmini temsil etmektedir. Elektronların yollarının malzeme içerisinde sonlu uzunluklara sahip olması nedeniyle (menzili ile verilir) izlerin sayısı belirli bir dV konumunda bir maksimuma ulaşır ve sonunda ışın daha derinliklere yayıldıkça azalmaya başlar. Her bir hacimdeki yüklü parçacıkların toplam yol uzunluğu, hacmin içerisindeki meydana getirilen iyonlaşma sayısı ile kabul edilebilir. İdealize edilmiş bu durumda, dV hacminde üretilen iyonlaşmanın beklenen değeri derinliğe göre değişmektedir, Şekil 2.8a'ya göre basitleştirilmiş durum için foton akıcılığı derinlikle değişmemektedir.

Şekil 2.8a'da gösterilen sabit iyonlaşma durumu CPE olarak ifade edilir, zira bu durumda dV hacminde serbest bırakılan ve hacmi terk eden parçacıklar, sayı ve enerji olarak, başka bir yerde serbest bırakıldığı ve hacim dV 'ye giren parçacıklar tarafından denge halinde olacaktır.

Şekil 2.8b, foton demetinin azalmamasının ihmal edilmeyeceğini ve foton akıcılığının (fluence) derinlikle azalmasının daha gerçekçi durumu göstermektedir. Sonuç olarak, dV hacimdeki beklenen toplam iyonlaşmanın sayısı başlangıçta artar, ancak ortamdaki derinlik arttıkça yavaş yavaş azalmaya başlar. Maksimum iyonlaşmanın derinliğinin ötesindeki bu durum, geçici yüklü parçacıkların dengesi olarak adlandırılır. CPE'nin elde edildiği veya maksimum iyonizasyona ulaşıldığı, malzemedeki yüklü parçacıkların aralığının sırasına göre değişir.

Şekil 8.2'de her iki grafikte, malzemenin yüzeyindeki iyonlaşmanın sıfır olduğu varsayılmaktadır. Daha gerçekçi bir durumda, saçılan radyasyon malzemenin yüzeyinde sıfır olmayan iyonlaşmanın artmasına yol açıp katkısı dikkate alınması gerekmektedir. Ayrıca foton enerjilerinin radyoloji enerji aralığı ile sınırlandırıldığında, maksimum iyonlaşmanın ışınlanan malzemenin yüzeyine çok yakın olacaktır. Bunun da iki esas nedeni vardır (1) ikincil elektronların biyolojik dokularda küçük bir menzili vardır, katı malzemelerde ise izotropik olarak yayılır (2) düşük enerjili fotonların Koherent olmayan saçılması, ileri yöne yakın saçılan birkaç foton üretir.



Şekil 2.8 Malzemenin içindeki dV hacmin derinliğinin bir fonksiyonu olarak toplam iyonlaşma (a) sabit foton akıcılığı ve (b) foton demeti malzemeyi geçerken zayıflanması olarak varsayılmıştır

2.10.2 CPE altında soğurulan doz, çarpışma kerma (collision kerma) ve ışınlama arasındaki ilişkiler

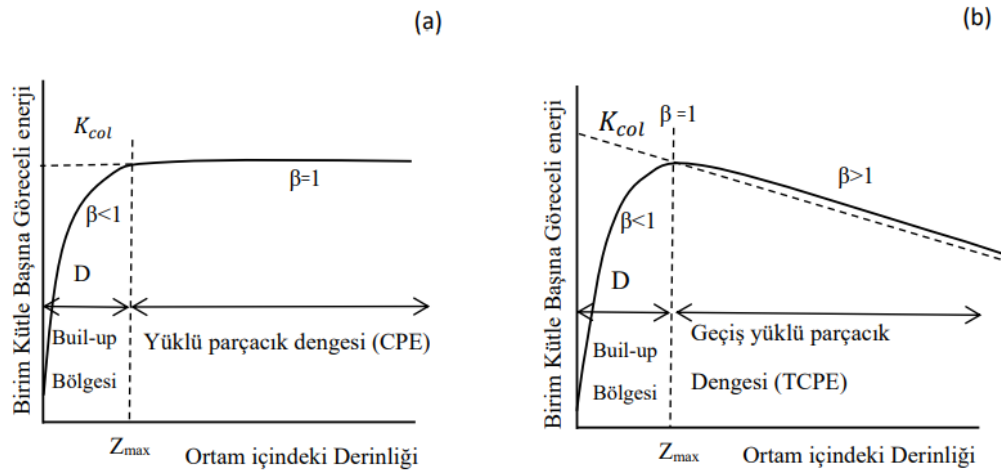
Şekil 2.7a’da gösterilen foton demeti için malzemenin girişindeki kerma ve çarpışma kerması (2.43 ve 2.44) Denklemleri kullanılarak kolaylıkla elde edilebilir.

$$K_{col} = \frac{d\varepsilon_{tr}^{net}}{dm} \quad (2.43)$$

$$K = \Phi \, hv \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \psi \quad (2.44)$$

Burada K_{col} , çarpışma kerması, $d\varepsilon_{tr}^{net}$, aktarılan net enerji miktarı, Φ , hv enerjili foton akıcılığı, $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$ kütle enerji transfer katsayısı ve ψ enerji akıcılığıdır.

Malzeme homojen olduğunda içerisindeki çarpışma kerma değerleri gelen akıcılığı ile orantılı olarak değişmektedir. Etkileşmelerin sayısı ortamın içerisinde akıcılığın sabit olarak kabul edilebileceği kadar küçükse, bu durumda K_{col} ’un derinlikle değişiklikleri Şekil 2.9a ile aynı olacaktır. Bununla birlikte, Şekil 2.9b’de gösterildiği gibi, K_{col} için benzer bir davranışla, malzemenin derinliği ile akıcılığın exponansiyel olarak azaldığını söylenebilmektedir.



Şekil 2.9 Yüksek enerjili bir foton demeti tarafından ışınlanan bir ortamdaki derinliğin bir fonksiyonu olarak çarpışma kerması ve soğurulan doz

Soğurulan doz söz konusu olduğu durumunda, hesaplamalar o kadar basit değildir. İlk olarak, soğurulan doz D , yüklü parçacıkların enerjisinin biriktirmesine bağlı olarak, malzemenin yüzeyinde, içerisindekinden daha küçük olacaktır. Foton etkileşimleri meydana geldiğinde, elektronlar serbest bırakılır ve Şekil 2.8’de gösterildiği gibi malzemedeki iyonlaşmanın artmasına göre aktarılan enerjinin artmasına katkıda bulunur. Bu nedenle Şekil 2.9’da gösterildiği gibi ortamda ufak derinliklerde doz için birikme (build-up) bölgesi vardır. Birikme bölgesi, ortamdaki yüklü parçacıkların menziline benzer şekilde boyutlara (Z_{max}) sahiptir. Yüksek enerjili fotonlar için bu bölge 1 veya 2 cm’ye kadar uzayabilir ve bu etki harici radyoterapide cilt koruyucu olarak bilinen etkisinden sorumludur. Tanısal foton demeti için enerjiler daha düşüktür ve elektronlarının menzili de bu etkiyi üretmek için çok küçüktür: Maksimum doz cildin içerisine ulaştırılır.

Soğurulan doz maksimum değere ulaştığında, ortamdaki üretilen tüm ışımsal fotonların hacimden kaçtığı varsayılırsa, gerçek CPE elde edilip bunun değeri ile çarpışma kerma arasında bir rastlantı meydana gelir. Birikme bölgesinin ötesinde, Şekil 2.9a’da gösterdiği gibi foton akıcılığı değişikliklerin küçük olduğu ve ilgili hacmin elektronlarının menzili ile kıyaslandığı durumda küçük boyutlara sahip olduğu varsayılarak, gerçek CPE’ye yol açmaktadır, soğurulan doz ile çarpışma kerma arasındaki ilişki aşağıdaki Denklem (2.45) ile ifade edilmektedir.

$$D^{CEP} = K_{col} = \Phi \, h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (2.45)$$

Şekil 2.9b’de gösterilen koşullar için, foton demetinin azalmasının ihmal edilebilir olmadığı zaman geçici yüklü parçacıkların dengesinde, çarpışma kerma ve soğurulan doz arasında sayısal bir rastlantı yoktur. Maksimumun ötesinde, soğurulan doz çarpışma kermasından daha büyüktür, çünkü aktarılan enerji ilgili hacimdeki akıcılığından biraz daha büyük olan foton akıcılığı tarafından serbest bırakılan yüklerin sonucundan elde edilmesidir. Bu miktarlar arasında pratikte sabit bir oran olduğu için genellikle aşağıdaki Denklem (2.45) ile ifade edilmektedir:

$$D = \beta K_{col} \quad (2.46)$$

Genellikle $\beta = 1$ yaklaşımı tanısal radyoloji ve düşük Z malzemeleri için kullanılır.

2.10.3 CPE'ye imkân veren veya hatasına neden olan koşullar

Yukarıdaki gösterilen genel durumun basitleştirilmesi, ortamdaki yüklü parçacıkların gerçek bir dengesine yol açabilecek tek koşul olarak yorumlanmamalıdır. CPE'ye garanti eden gerekli ve yeterli koşullar şunlardır:

- a) Ortam hem atomik bileşen hem de kütle yoğunluğu açısından homojendir.
- b) Foton alanı ilgili hacimde homojendir.

İlk koşul, saçılan ve soğurma özelliklerindeki değişiklikler nedeniyle malzemedeki yüklü parçacıkların dağılımındaki değişiklikleri önler. Fano teoremine göre yoğunluktaki homojenlik, kompozisyondaki sabitliği kadar önemli değildir. İkinci koşul ise fotonların ortalama serbest yolu, $(1/\mu)$ ilgili hacminin boyutları ile karşılaştırıldığında çok büyük olmamasını gerektirir.

CPE'nin gerçekleştirilmeyeceği anlamına gelen koşullarda bir hata olmasına sebep olan bazı pratik durumlara örnek olarak şunlar verilebilir.

- a) Radyasyon kaynağına yakın ışınlamada olduğu gibi geniş ışın ayrılması
- b) Malzemenin ve diğer ortamların sınırlarının yakınlığı, söylenebilir (IAEA 2014).

2.11 Alüminyum Oksit ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) Dozimetrelerin Lüminesans Özellikleri ve Radyoloji Alanı ile İlgili Çalışmalar

Alümina yer kabuğunun yaklaşık %25'ini oluşturan oksit bir seramik malzemedir. Bu malzeme serbest halde bulunamaz ve yer yüzünde kararlı halde bulunan formu “Korund ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$)” olarak adlandırılmaktadır (Uzun ve Yıldız Yarar 2011). Korund, Mohs Sertlik Ölçeği cetveline göre elmas ve elmas formundaki yapay ve sentetik birkaç bileşik malzemeden sonra 400° gerçek sertlikle en sert yapıdadır (Geology 2022). Bu malzeme doğada farklı kristal yapılarında bulunabilmesine rağmen, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ üstün mekanik ve elektriksel özelliklere sahip olduğu için teknoloji alanlarındaki optik ve elektronik uygulamalarda kullanılmaktadır. Ayrıca katı hal lazerler için bir konakçı malzemesi olarak, Optik pencerelerinde, yarı iletken üstbırakımlı büyüme (epitaxial growth) alt taşı olarak ve son zamanlarda radyasyon detektörü olarak kullanılmaktadır (Bøtter-Jensen vd. 2003). $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ hegzagonal-rombohedral kristal yapısına sahip olup örgünün yapısında, oksijen iyonlarının hegzagonal sıkı paketlenmesi şeklinde ortaya çıkmaktadır. Malzemenin birim hücresi rombohedral yapıya sahip olup her birim hücrede 4 alüminyum, 6 adet oksijen iyonu tarafından oktahedral olarak sarılmıştır (Uzun 2008).

Czochralksi, Verneuil, veya Stepanov teknikleri kullanılarak $>2050^\circ\text{C}$ 'den daha yüksek sıcaklıklarda genellikle Al_2O_3 erimiş büyüme şeklinde üretilebilir (Bøtter-Jensen vd. 2003). Saf Al_2O_3 , düşük sıcaklıklarda birkaç kristal formunda bulunabilmektedir. Ancak bütün bu formlar, atmosfer, zaman ve kristal boyutuna bağlı olarak, 750°C - 1200°C sıcaklıklar arasında alfa formuna ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$) dönüşür. 1200°C sıcaklığın üzerinde yapılan ısıtma başka formlardan alfa formu dönüşümünü hızlandırır ve dönüşüm tersinir değildir (Geçkinli 1992).

Alüminyum oksit dozimetrik malzemesi olarak geniş bant aralığa ($E_g = 8,7 \text{ eV}$) sahip olmakla birlikte yüksek elektriksel direnç ve erime noktasına sahiptir. Ayrıca iyi ısı iletkenliği, kimyasal direnç ve yapısal radyasyon hasarına karşı gösterdiği direnç özelliklerinden dolayı tıpta ve birçok alanlarda dozimetre malzemesi olarak kullanılmaktadır.

Katkılandırılmamış Alüminyum oksit 1950'lerin başlarında termoluminesans dozimetri (TLD) materyali olarak önerilmiş ve o zamandan bu yana titanyum, titanyum ve silisyum, magnezyum ve itriyum, krom, krom ve nikel ile katkılandırılmış halleri literatürde bulunmaktadır. Ancak bu malzemeler ile katkılandırılan Al_2O_3 materyallerinden hiçbiri radyasyon dozimetri alanında önemli bir katkı yaratmamıştır. Sonunda Urals Politeknik Enstitüsündeki grup tarafından TLD uygulamaları için ve TL dozimetresi olarak kullanımını için karbon ile katkılandırılmış hali geliştirilmiştir (McKeever vd. 1995, McKeever vd. 1999). Ama bu malzemenin TL özelliklerinin ışığa karşı hassas olması ve termal sönüm etkisi kullanımını sınırlandırmaktadır. Bu etkilerden dolayı araştırmalarda optik uyarım modundaki lüminesans dozimetre olarak kullanılabileceği öngörülmüştür (McKeever vd. 1999). Bununla birlikte, karbon katkılandırılmış Al_2O_3 dozimetresinin yaygın olarak kullanılan diğer TLD'den ($LiF:Mg,Ti$, TLD-100) 40-60 kat daha hassas olduğu ve OSLD olarak kullanılabileceği görülmüştür (McKeever vd. 1995, Yukihara ve McKeever 2008, Gasparian 2009). $Al_2O_3:C$ dozimetrelerin son zamanlarda kişisel dozimetri alanında yaygın olarak kullanılması 1998 yılında, POSL tekniğine dayalı (LuxelTm) ilk ticari OSL dozimetri cihazlarının Landauer Inc tarafından üretilmesi sayesinde olmuştur. Ayrıca radyoterapi ve tanısal radyolojide gerçek zamanlı (real time) canlı içi (in vivo) dozimetrisi ve kalite güvencesi için optik fiber kullanılan prototip sistemler de geliştirilmiştir (McKeever vd. 1999).

Alüminyum oksit materyali insan dokusunun etkin atom numarasından daha yüksek bir etkin atom numarasına ($Z_{etk}=11,28$) sahiptir (Bos 2001). Düşük enerjili x-ışınları (10-200 keV) bölgesinde dozimetrelerin enerji cevabının 1 ya da 1'e yakın olması istenirken $Al_2O_3:C$ dozimetrelerin etkin atom numarasındaki yükseklik sebebiyle bu bölgedeki enerji cevabı dokununkine göre (30 keV'de 1,5 MeV'e göre yaklaşık olarak 2,9 kat) daha yüksek yanıt göstermektedir. Fakat bu ana zorlukların düzeltilmesi ve giderilmesi için kullanılan dozimetreler aynı enerjide kalibre edildiği zaman bu sapmalar en az değerlere indirilebilir (Gasparian 2009). Ayrıca ışınlama esnasında 0,2 mm ince kurşun filtreler kullanılarak foton enerji bağımlılığı azaltılabilir (McKeever vd. 1995). Buna karşın bu dozimetrelerin yüksek hassasiyete ve iyi bir tekrarlanabilirliğe sahip olması, hızlı ve nispeten basit okuma işlemleri sayesinde enerji bağımlılığı dezavantajını ortadan kaldırmaktadır.

$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ materyalinde OSL sinyalinin artan uyarma dalga boyu ile azaldığını ve OSL sinyalinin biri 420 nm ve diğeri 334 nm’de olmak üzere iki emisyon bandı yayıldığı gözlemlenmiştir (Yukihara ve McKeever 2008). Alüminyum oksit materyali termolüminesans ışıma eğrisi, 230-280 K, 280-320 K ve 400-480 K sıcaklıklarında (150 μGy dozda) olmak üzere üç farklı sıcaklıklarda karakterize edilmiştir, ayrıca bazı örneklerde 600 K de zayıf bir pik elde edilmiştir. Bunlardan 400-480 K piki dozimetrik pik olarak kabul edilmektedir (Akselrod vd. 1998). Ancak $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, 209°C’de tek bir pik ve bazı örneklerde ise buna ek olarak 100°C de zayıf bir pik ile 300°C bir pik göstermektedir. Ayrıca, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ materyalinin termal sönümlenmeye uğrayan bir malzeme olduğu gösterilmiştir (McKeever vd. 1995). Termal sönümlenme olayının bir sonucu olarak sıcaklığın artması ile ışımasız geçişlerin artmasına ve sonuçta lüminesans veriminin düşmesine yol açtığı bilinmektedir (Curie 1963). $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ malzemesi için termal sönümlenme olayını tarif eden parametreler W ve C parametrelerinden W parametresi daha önceki çalışmalarda 1,55 eV ve C parametresi ise 10^{17} bulunmuştur (McKeever vd. 1995).

Alüminyum oksit materyalinin OSL sinyaline göre elde edilen doz cevabının geniş bir aralık boyunca lineer olduğu çeşitli araştırmacılar tarafından gösterilmiştir (McKeever vd. 1995, Bøtter-Jensen vd. 2003, Yukihara ve McKeever 2008, Gasparian 2009). $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ için OSL sinyali aracılığı ile oluşturulan doz cevabının ~50 Gy’e kadar lineer davranış gösterdiği ve ölçülebilecek minimum doz değeri ise μGy mertebelerinde olduğu rapor edilmiştir (Yukihara ve McKeever 2008). $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dozimetrelerle ölçülebilecek en düşük doz değerleri 0,5 μGy ’den (doğal arka plan radyasyonuna 5 saat maruz kalma durumunda) daha düşük olduğunu göstermişlerdir (Bøtter-Jensen vd. 2003). Gasparian tarafından 2009 yılında yapılan diğeri bir çalışmada alüminyum oksit luxelTm dozimetrelerin doz cevap eğrisi ise 0,2-600 Gy arasında incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre 10 Gy’kadar lineer olmasına rağmen 5 Gy üzerinde küçük lineerüstü davranış göstermektedir. Başlangıç OSL şiddeti cevabı lineeraltı (sublinear) meydana geldiğinde, 100 Gy’ye kadar lineerüstü (supralinear) devam ettiği görülmüştür. Tüm alan cevabında ise sadece 40 Gy’ye kadar hafifçe (<5%) lineerüstü, sonra lineeraltı davranışı rapor edilmiştir (Gasparian 2009).

Jursinic (2007) tarafından yapılan bir çalışmada, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (Inlight/OSL Dot) dozimetreleri klinik dozimetrik ölçümlerinde kullanılarak; OSL sinyalin azalması, ağartma işlemi veya optik tavlama, doz cevabı, enerji bağımlılığı, açı bağımlılığı ve sıcaklık bağımlılığı incelenmiştir. Işınlama ünitelerinde 6 ve 15 MV X-ışını, ^{192}Ir gama kaynağını ve 6-20 MeV elektron kaynağı kullanılarak, 6 ve 15 MV X-ışınlarında ve 6-20 MeV elektronlar için radyasyon enerjisi ve türünden bağımsız bir sonuç elde edilmiştir. Bu dozimetreler 1-300 cGy doz aralığında doğrusal bir davranışı gösterir, ancak 300 cGy üzerinde hafif bir lineerüstü davranış göstermiştir. Bununla birlikte her okuma işlemi yapıldıktan sonra OSLD sinyali %0,05 miktarında bir azalmaya neden olmaktadır. Ağartma ve optik tavlama, tungsten halojen lambayla dozimetrelerin sinyalinin 45 saniyede %98'den fazlası, aydınlık oda ışığında 2 saat sürede yaklaşık %93'ü ve karanlık odada 2 saat sürede sinyalin sadece %15'i tavlansaktadır. OSLD'lerin doz hassasiyeti açı ve sıcaklıktan bağımsız ve her grup dozimetrelerin %0,9'luk bir değişim katsayısı ile cevap verildiği rapor edilmiştir.

Aznar vd. (2005), $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dozimetresi ilk defa radyoterapi ve mamografi sistemlerinde Radyolüminesans (RL)/Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) ölçüm cihazı tasarlayarak fiber kablolar aracılığı ile eş zamanlı olarak meme yüzeyi giriş ve çıkışındaki doz ölçümlerinin yapılabilceğini ortaya koymuşlardır. Tasarladıkları RL/OSL cihazı ile elde edilen giriş dozlarının iyon odası ölçümünden elde edilen giriş dozları ile %3 uyumlu olduğu rapor edilmiştir. $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dozimetresinin doz cevabının 4,5 mGy ile 30 mGy arasında lineer davranış sergilediğini ve sistemin enerji bağımlılığının 23 keV ve 35 keV arasındaki X ışınlarında %18 civarında olduğunu göstermişlerdir.

Al-Senan ve Hatab (2011), bir araştırmada $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (nanoDots, Landauer Inc) dozimetreleri kullanarak tanısal radyolojide 20 kVp, 80 kVp ve 120 kVp'lerde, dozimetrelerinin grup homojenliği, optik tavlama (bleaching) etkisi, tekrarlanabilirlik, doğrusallık, açı bağımlılığı ve enerji bağımlılıkları araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, 47 dozimetrenin 120 kVp, 80 kVp ve 25 kVp'lerde sırasıyla %4,3, %4,8 ve %4,4 (≤ 5) bir standart sapma ile homojen olmaları gösterilmiştir. Bununla birlikte her bir okuma sonrasında OSLD sinyalin %0,5 kısmının azalması ile beraber tekrarlanan 13 ölçümde dozimetrelerin %2,9-3,6 sapma ile tekrarlanabilir olmaları rapor edilmiştir.

Dozimetrelerin açı bağımlılıkları havada ve PMMA fantomlar üzerinde yapılmış olup 90°, 180°, 270° derecelerde ölçümler alınarak açılı dozları 0°'deki verilen dozlar ile normalize edilmiştir. Bunun sonucunda en fazla sapma değeri 90° mamografide, havada olduğu durumda %70, PMMA fantomlar üzerinde %60 sapma olması ve 270°'de sırasıyla %33 ve %40 sapmalar gösterilmiştir. Genel radyoloji ünitesinde de farklılık göstermesi ile beraber daha düşük sapmalar yani 80 kVp, 90° PMMA üzerinde %42, havada ise %18 sapma, 120 kVp teknikte ise 90° PMMA üzerinde %20 sapma elde edilmiştir. Bilgisayarlı tomografi sisteminde her iki kVp'lerde (80 ve 120 kVp) z-ekseni doğrultusunda maksimum %10 bir sapma oluşu gösterilmiştir. Enerji bağımlılığı çalışmasında, araştırılan enerjilerde (29-62 keV) iyon odası-OSL dozimetrelerin arasında 0,81-1,56 oranında değişim katsayısı elde edilmiştir. Genel x-ışını, CT ve mamografi ünitelerinde her beş radyasyon kalitesi için nonoDot doz cevapları ve iyon odası dozları arasında $R^2 > 0,99$ değeri ile iyi bir doğrusallık elde edilmiştir.

Wong vd. (2019), yaptığı bir çalışmada ticari olarak temin edilebilen ve nonoDot[™] olarak adlandırılan dozimetrelerinin tanısal radyolojide kişisel ve *in vivo* dozimetresi için; doz cevap grafiğinin doğrusallığı, grup homojenliği, tekrarlanabilirliği, enerji bağımlılığı ve sinyal kararlılığı özellikleri incelenmiştir. Buna ek olarak radyoloji alanındaki klinik dozimetri uygulamalarında, kilo voltaj dozimetre, derin doz ölçümü, organ doz ölçümleri gibi uygulamalarında özellikleri araştırılmıştır. Yapılan çalışmanın sonucunda, dozimetrelerin ışınlanan kVp (60, 80, 120 kVp ve 1-800 mAs) potansiyellerin %2,8 bir belirsizlik ile lineer bir doz cevap grafiği verilmiştir. Seçilmiş dozimetre grubu $\pm\%8,3$ belirsizlikle önemli homojensizlik göstermesine rağmen ardışık beş gün doğal fon ölçümü ile %2 belirsizlik ile iyi bir tekrarlanabilirlik gösterilmiştir. Enerji bağımlılığının belirsizliği $\pm\%6,1$ bölünmüş olup yüksek ve düşük kVp'lerin düzeltme faktörleri 80 kVp ile normalize edilerek düşük potansiyellerinde (60 ve 70 kVp) %2 aşırı yanıt (over-responded) ve daha yüksek tüp potansiyellerinde (90 ve 140 kVp) %14 az yanıt (under-respond) verildiği rapor edilmiştir.

α -Al₂O₃:C ticari olarak bilinen TLD-500 dozimetreler yüksek hassasiyete, düşük doz sınırı ve ihmal edilebilir seviyede sönüme sahip olduğu için medikal fizik uygulamalarında ve çevresel doz ölçümlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Yapılan

literatür taramasında bu dozimetrelerin teşhis ve tedavi amaçlı ile düşük enerjili x-ışınları kullanım alanlarında TL dozimetrik özelliklerinin çalışılmadığı gözlenmiştir. Çalışmaların çoğunlukla OSL tekniği ile olduğu görülmektedir. Bu tez kapsamında yapılan çalışmalarda literatürdeki OSL araştırmalarının sonuçları göz önünde bulundurarak α -Al₂O₃:C dozimetrelerin dozimetrik özellikleri tanısal radyoloji enerji aralıklarında araştırılmış ve kullanılabilirliği incelenmiştir. Bunun yanı sıra bu dozimetrelerin farklı ışık kaynaklarına (güneş ışığı, floresan, UV-C, mavi ve kırmızı LED) karşı lüminesans sinyal hassasiyeti ve farklı sürelerle göre şiddet değişimi incelenmiştir. Çalışma yöntemine ilişkin detaylı bilgiler Bölüm 3.2’de verilmiştir.



3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

3.1 Materyal

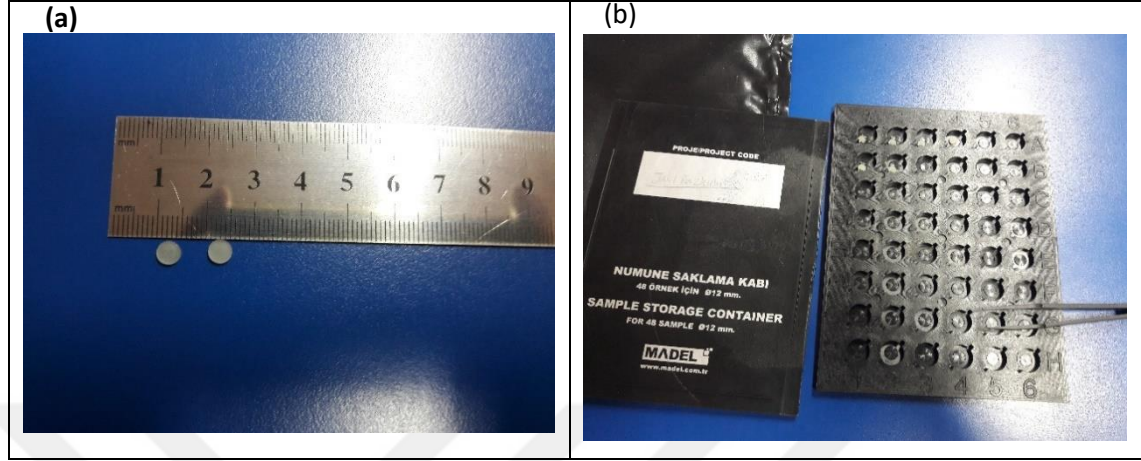
3.1.1 Kullanılan dozimetreler

Tez kapsamında karbon katkılanırılmış Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (TLD-500) termolüminesans dozimetreler kullanılmıştır. Bu dozimetreler, 55 mm çapa ve 1 mm kalınlığa sahip disk şeklinde kristal plaklar olarak 1990 yıllarında Urals Politeknik Enstitüsündeki grup tarafından üretilmiş ve kişisel dozimetre için yaygın olarak kullanılmaktadır. $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ materyali insan dokusunun etkin atom numarasından yüksek bir etkin atom numarasına ($Z_{\text{etk}}=11,28$) sahiptir (Bos 2001). Bu dozimetreler 209°C’de tek bir pik ve bazı örneklerde ise buna ek olarak 100°C’de zayıf bir pik ile 300°C’de bir pik göstermektedir (McKeever vd. 1995). 209°C’deki pik, artan dozlara karşı doğrusal tepki vererek 100°C ve 300°C’deki piklere göre düşük sönüm gösterir. Bununla birlikte yüksek lüminesans şiddet göstermesinden dolayı dozimetrik pik olarak adlandırılmaktadır. Bu dozimetrelerin ölçülebilecek en düşük doz değerinin 0,5 μGy ’den (doğal arka plan radyasyonuna 5 saat maruz kalma durumunda) daha düşük olduğu gösterilmiştir (Bötter-Jensen vd. 2003). Ölçülebildiği doz aralığı da OSL yöntemi kullanıldığı dorumunda oluşturulan doz cevabı ~50 Gy’e kadar lineer bir davranış gösterir (Yukihara ve McKeever 2008). $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ 1 μGy ’den 1Gy’e kadar lineer, yaklaşık 30 Gy’den sonra saturasyon davranışı göstermektedir (McKeever vd. 1995).

$\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler TL ve OSL dozimetre olarak kullanılabilmesi, iyi bir tekrarlanabilirliğe ve çok düşük bir doğal fonu (background) özelliklerine sahip olması nedeniyle sağlık fiziği uygulamalarında kişisel dozimetre olarak radyasyon dozunun belirlemesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca bu dozimetreler kaza dozimetre ve çevresel dozimetre olarak kullanılmaktadır.

Termolüminesans dozimetrelerin küçük boyutlara sahip olması, kullanım süresinin uzun olması ve doz konusunda tutarlı sonuçlar verebilmesi sayesinde hastaların ve personelin

doz ölçmesi ve takibi sağlanabilmektedir. Ek olarak tedavi edilen kanser hastalarını tedirgin etmeden uygulanması sayesinde tedavisi ve takibi kolayca yapabilmektedir.



Şekil 3.1 Tez çalışmasında kullanılan dozimetreler; a) α -Al₂O₃:C dozimetreler, b) Dozimetrelerin saklama kabı.

3.1.2 Ölçüm parametreleri

Tez kapsamında α -Al₂O₃:C (TLD-500) dozimetreleri için x-ışını kalibrasyon, dedeksiyon ve ölçüm cihazı, ¹³⁷Cs gama kaynağı ve ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı olmak üzere toplam üç radyasyon kaynağı ile ışınlama yapılmıştır. Kalibrasyon işlemi ise ¹³⁷Cs gama kaynağı ve x-ışının farklı enerjileri ile (60,80,100 kVp) gerçekleştirilmiştir. TLD'lerin sıfırlanması ve tekrar kullanıma hazır hale gelmesi için Harshaw şirketin ve McKeeever tarafından tavsiye edildiği gibi Tavlama işlemi PROTHERM fırında yapılmıştır. Çizelge 3.1'de dozimetrelerin okuma parametreleri verilmektedir.

Çizelge 3.1 Alüminyum Oksit α -Al₂O₃:C dozimetreler için tavsiye edilen tavlama, ön ısıtma ve okuma değerleri (Furetta 2003).

Kullanılan dozimetre türü	Okuma prosedürü	
α -Al ₂ O ₃ :C (TLD-500)	Tavlama	900°C (Fırında)
	Tavlama Süresi	10 dakika
	Ön ısıtma	~
	Okuma	Max.sıcaklık=300°C Isıtma hızı β = 5°C/s Zaman = 50 s

3.1.3 Harshaw 3500 TLD okuyucu

Harshaw TLD 3500 model okuyucu, dozimetrelerin okuma işleminin yapılması için kullanılmıştır. Bu okuyucular tek bir örnek diski için, numune çekmecesini, doğrusal programlanabilir bir ısıtma sistemi, TL ışık çıkışının ölçülmesi için uygun elektronik aygıtlarıyla birlikte soğutmalı fotoçoğaltıcı tüpü içerir. Çekmece paslanmaz çelikten oluşmuş olup sıcaklığın tekrarlanabilirliğini sağlamak için kaynaklı bir termokupel (ısı çifti) içermektedir.



Şekil 3.2 Harshaw TLD 3500 okuyucu sistemi

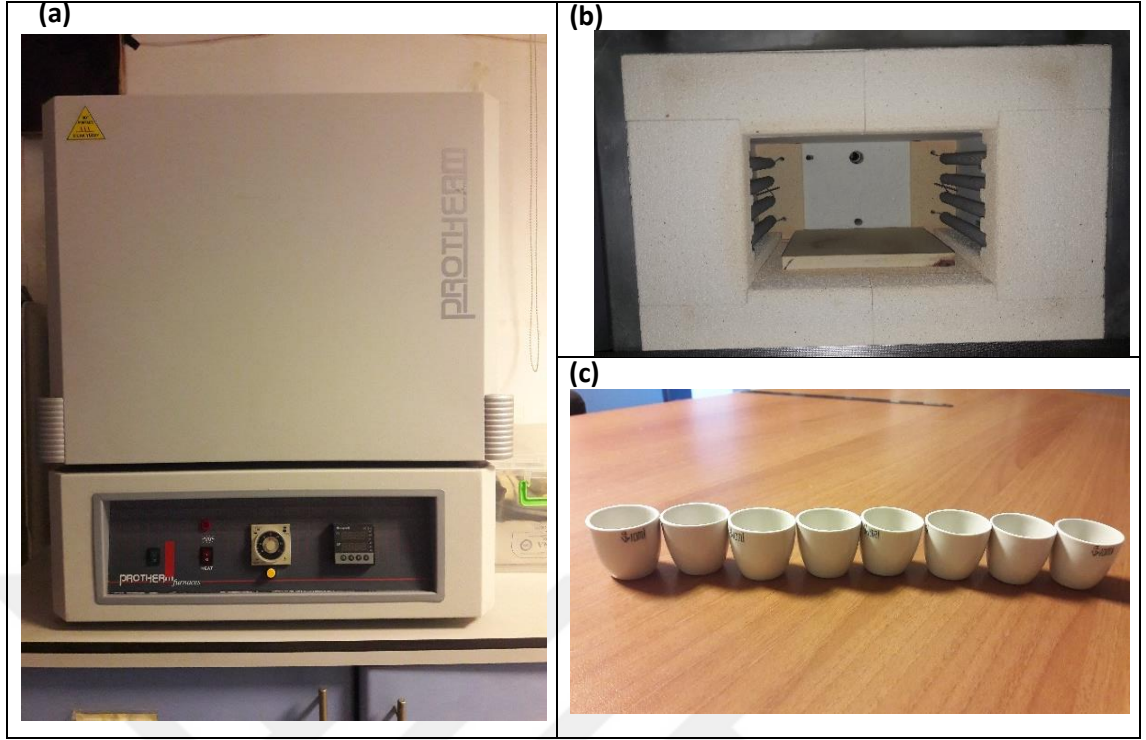
Okuyucu ayrı bir bilgisayarda WinREMS (Thermo Scientific™) yazılımı ile işletilir. Bu program okuma kontrolü, kullanıcı arabirimi ve uygulama yazılımı sağlamaktadır. Program yardımı ile okumanın maksimum sıcaklığı, ısıtma hızı, ön ısıtma zamanı ve sıcaklığı, tavlama sıcaklığı ve zamanı ayarlanabilmektedir. Kullanıldığı cihaz ölçüm öncesi bekleme süresi 30 dakika olup 400°C'ye kadar ısıtma kapasitesine sahiptir (ThermoFisher Scientific 2022).

Çizelge 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu sistemin genel özellikleri (ThermoFisher Scientific 2022).

Cihazın Özellikler	Harshaw TLD 3500 Okuyucu
Elektrik gücü	220/240V AC $\pm$ %10 50 Hz
En yüksek sıcaklık	400°C
Biriktirme (depolama) sıcaklığı	-10°C ile 60°C
İşletim sıcaklığı	15°C – 60°C
Isıtma hızı	1°C/s ile 50°C/s
Doğrusallık	%1'den daha iyi
Ölçüm öncesi bekleme süresi	30 dakika
Kararlılık	10 doğal sayım (background) değerinin standart sapması 1 μ Gy'dan daha iyi

3.1.4 Kül fırını (Protherm PFL 110/6)

Ankara Üniversitesi bünyesinde bulunan kül fırını, dozimetrelerinin tavlama işlemini gerçekleştirmek için kullanılmıştır. Bu cihaz homojen ısı dağılımı, hızlı ısınma süresi, kontrol cihazı seçeneğine sahiptir. Bunun yanı sıra darbelere karşı dayanıklı tuğla tasarımı, taban koruma plakası özel üretimi alüminyum oksitten yapılmıştır. Cihaz, maksimum sıcaklığına (1100°C) ulaşabilmesi için 45 dakika süre geçmesi gerekmektedir.



Şekil 3.3 Protherm Kül fırını dış kısmı, b) Fırının iç kısmı, c) dozimetrelerinin Tavllanması için kullanılan krozeler

Çizelge 3. 3. Protherm PFL 110/6 kül fırını özellikleri (Prothermfurnaces 2022)

Güç değeri	2 kW
Maks. Sıcaklığı	1100°C
Maks. Sıcaklığa ulaşma süresi	45 dk.
İç Boyutları (Y×G×D) (cm ³)	15×21×20
Dış Boyutları (Y×G×D) (cm ³)	65×55×58
İç Hacim (Lt)	6,3 litre

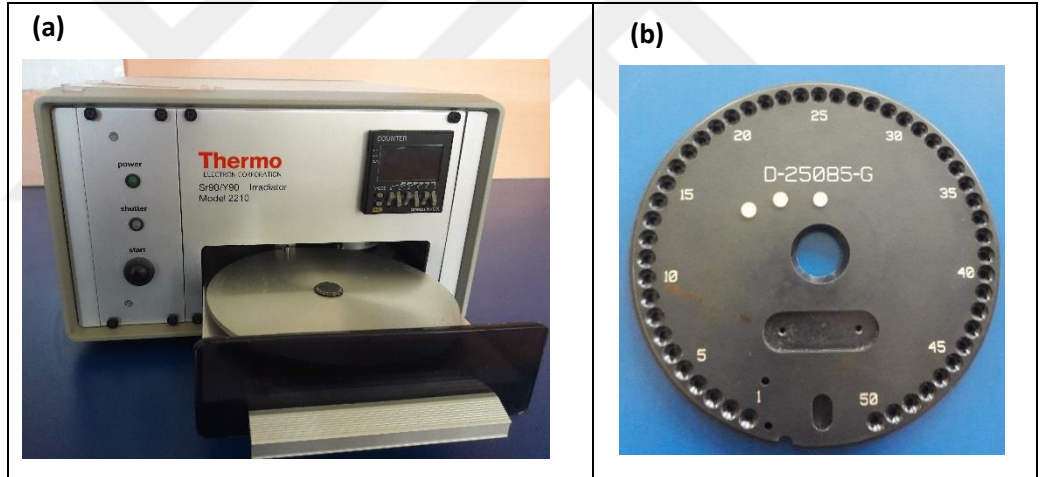
3.1.5 Işınlama üniteleri

3.1.5.1 Thermo model 2210 ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı

Thermo Model 2210⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı tez kapsamında düşük dozlarda dozimetrelerin dozimetrik özelliklerinin incelenmesi için kullanılmıştır. Bu cihaz TL elementleri ve kart dozimetreleri için çok amaçlı ışınlama sistemi ile dozimetreleri hızlı ve güvenli bir şekilde

ışınlanır. Bu cihaz laboratuvar tezgahlarında kullanılmak üzere tasarlanmış, taşınabilir bir ünedir. Numuneler dönen bir diskin üzerindeki girintilere yerleştirilir ve disk döndüğünde örnekler kaynağın altına ışınlanıp geçerler (ThermoFisher Scientific, 2022). Cihazın genel özellikleri aşağıdaki gibidir:

- Cihazın radyoaktif kaynağı, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ 'dir.
- Kaynağın teslim edildiği tarihte (10.2.2009) sahip olduğu aktivite 33MBq'dir (Nukbilimler 2022).
- Elektrik gücü, 230+10%V/50 Hz ve 115+10%V/60 Hz olmak üzere iki farklı voltaj/gerilim kombinasyonunda çalışabilmektedir (ThermoFisher Scientific, 2022).
- İçerisinde dakikada bir tur dönen, dozimetreleri içeren bir disk bulunmaktadır ve 50 farklı TLD çipini aynı zamanda ışınlatabilmektedir.

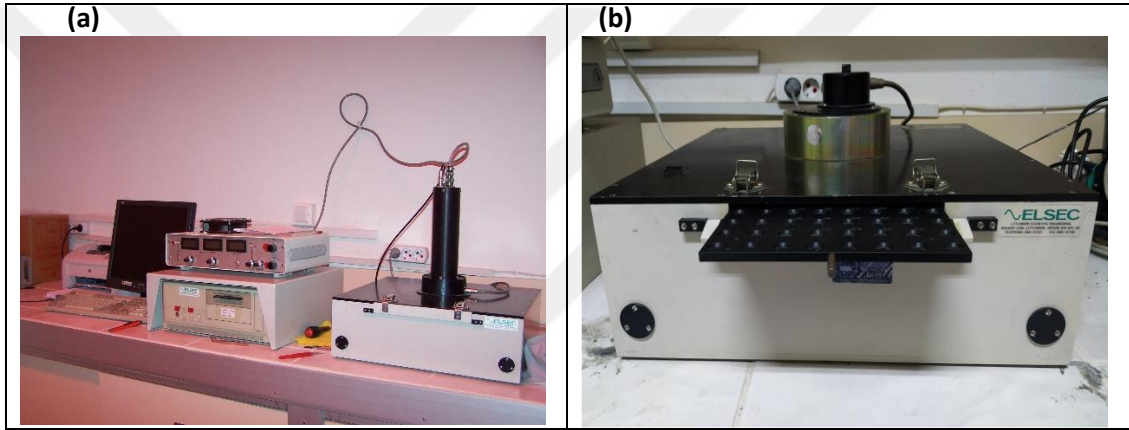


Şekil 3.4 Düşük dozlarda Beta ışınlaması için kullanılan Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynağı; a) Işınlama ünitesi, b) Dozimetrelerin yerleştirildiği disk

Radyoaktif kaynakların aktivitelerinde zamanla azalış meydana gelmektedir. Buna ek olarak kaynakların son aktivitelerinin doz hızını belirlemek için yeniden kalibre edilmesi gerekmektedir. Bireysel Dozimetri Laboratuvarında bulunan beta kaynağının kalibrasyon işlemi ^{137}Cs gama kaynağı kullanılarak yapılmıştır.

3.1.5.2 Elsec 9010 cihazı

Tez kapsamında kullanılan, ELSEC 9010 (Littlemore Scientific Eng) Optik tarihlendirme sistemi, Spooner vd. tarafından (1990) yılında geliştirilmiştir. Temel bir lüminesans okuyucu, 40 mA’da çalışan, yaklaşık 30 mW/cm² güç veren kızılötesi ışık yayan diyotlar (880±80 nm) içerir (Doğan ve Meriç 2014). Okuyucuya ek olarak harici ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı ışınlama ünitesine de sahiptir. Ayrıca bu cihaz bilgisayar kontrol birimine sahip olup, örnek tepsisine konulan örneklerin gruplar halinde ne kadar dozda verileceği belirlenerek ışınlama bu kontrol sistemi ile başlatılmaktadır.



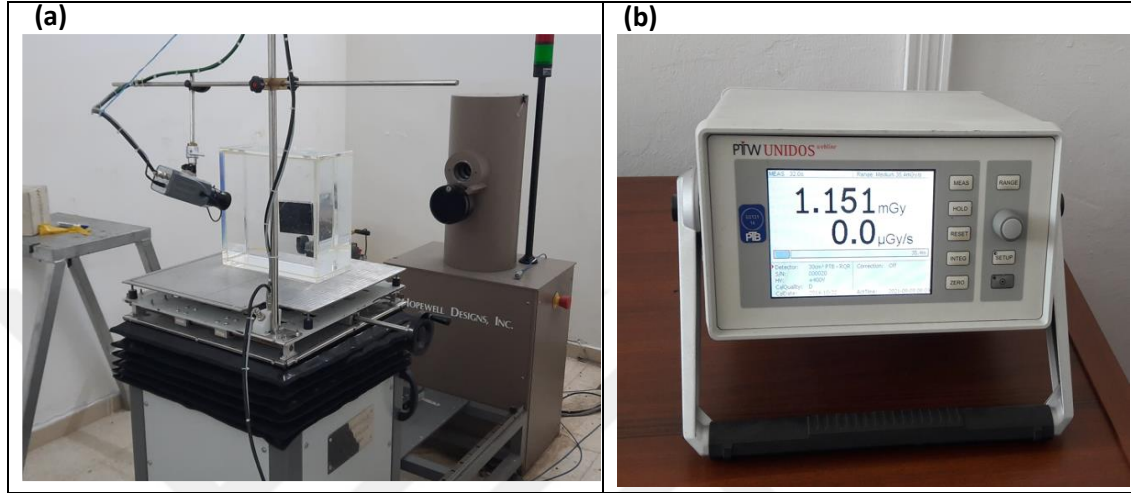
Şekil 3.5 a) Elsec 9010 OSL sayım sistemi, b) Elsec 9010 ışınlayıcı ünitesi

Örnek tepsi, toplam 64 disk (numune) alabilen 10 mm çaplı, 0,5 mm bölmelerde tasarıma sahiptir. Bu cihaz dozimetrelerin yüksek dozlarda (0,5 ile 1000 Gy) özelliklerinin incelenmesi için kullanılmıştır.

3.1.5.3 ¹³⁷Cs ışınlama ünitesi

Çalışma kapsamında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü bünyesinde bulunan sabit kaynağa sahip kızak sayesinde hareket etmektedir. Cihaz, raylı sistem yardımıyla doz hızı ve ışınlanacak dozimetrelerinin uzaklığının ayarlanmasına imkân vermektedir. Alınan ölçümler sonucunda, dozimetrelerin enerjiye bağlı olması nedeniyle bu ana zorlukların düzeltilmesi ve giderilmesi için kullanılan dozimetreler aynı enerjide kalibre edildiği zaman bu sapmalar en az değerlere indirilebilir. İlk olarak dozimetrelerin

kalibrasyon işlemi yapılmış olup bunun yanı sıra Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağının kalibrasyonu ve $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerinde doz hızının belirlenmesi amacıyla kullanılmıştır. Aşağıdaki çizelgede ^{137}Cs ışınlama sisteminin bilgileri verilmektedir.



Şekil 3.6 a) ^{137}Cs ışınlama ünitesi, b) Doz hızını ve doz miktarını ölçülen PTW Unidos Webline marka elektrometre.

Çizelge 3.4 Sezyum ^{137}Cs gama ışınlama ünitesinin genel özellikleri (Nukbilimler 2022).

Kurulum tarihi: 2009	
Üretici firma: Hopwell Designs. Inc. (ABD), G10	
Gamma Beam Irradiator	
Kullanılan izotop	^{137}Cs
İzotopun aktivite tarihi	14.05.2009
İzotopların aktiviteleri	8,58 Ci (yüksek aktiviteli) 48 mCi (düşük aktiviteli)
Radyasyon şiddetini azaltan silindirik levhalar	3 adet 19,4 mm kalınlığa sahip kurşun levha

3.1.5.4 X-ışın kalibrasyon sistemi

Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin tanısıl radyoloji enerji aralıklarında özelliklerinin ve kullanılabilirliğinin araştırılması amacıyla x-ışın kalibrasyon sistemi kullanılmıştır. Bu sistem, kurulan raylı sistem sayesinde doz hızı ve ışınlanacak dozimetrelerin uzaklığının ayarlanmasını imkân vermektedir. Çizelge 3.5'te x-ışın kalibrasyon sisteminin genel özellikleri verilmektedir.

Çizelge 3.5 Ankara Üniversitesi kalibrasyon laboratuvarı X-ışın sistemi (Demirel 2019)

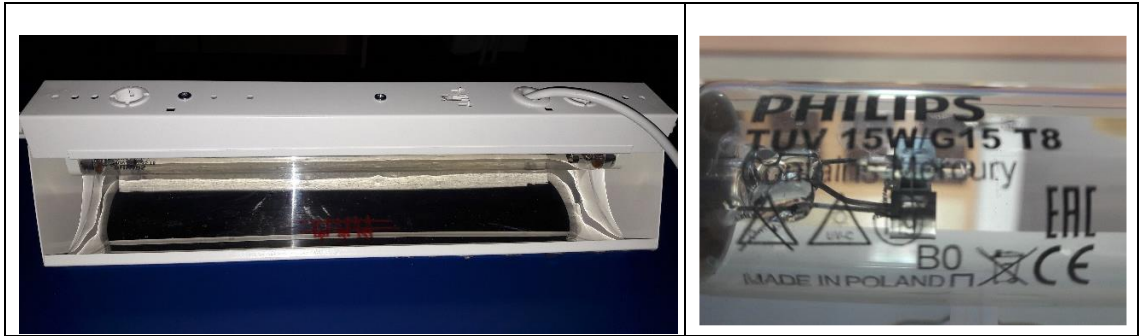
Kurulum Tarihi: 2008	
Varian, RAD-21 X-ışın Tüpü	
Anot Malzemesi	Tungsten
Anot Açısı	12°
Odak Nokta Boyutu	0,6 mm ile 1,2 mm
Voltaj Bölücüsü: GiCi-PM, Model 2000 High Voltage Divider	
Empedans	1M Ω ya da 10 Ω
Gerilim Aralığı	0 ile 150 kV
Bölme Oranı	10000:1 ya da 1000:1
X-ışın Jeneratörü Üreticisi: Italray, Pixel HF	
Maksimum Gücü	50 kW
Frekansı	50/60 kHz
kV Aralığı	Fluoroscopi: 40-125 kV Radyografi: 40-150 kV
mA Aralığı	Fluoroscopi: 0,5-6 mA Radyografi: 25-600 mA



Şekil 3.7 X-ışın kalibrasyon sistemi.

3.1.6 UV Işınlama ünitesi

Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin yapay UV hassasiyetini belirlemek ve gün ışığı UV'si ile karşılaştırmak amacıyla Philips model UVC TUV/G15 T8 (254 nm) cıva ampulü kullanılmıştır. Bu ampul 15 Watt güce sahip olup 7cm uzaklıkta $0,15 \text{ W}\times\text{m}^2$ UV ışınlama özelliğine sahiptir.



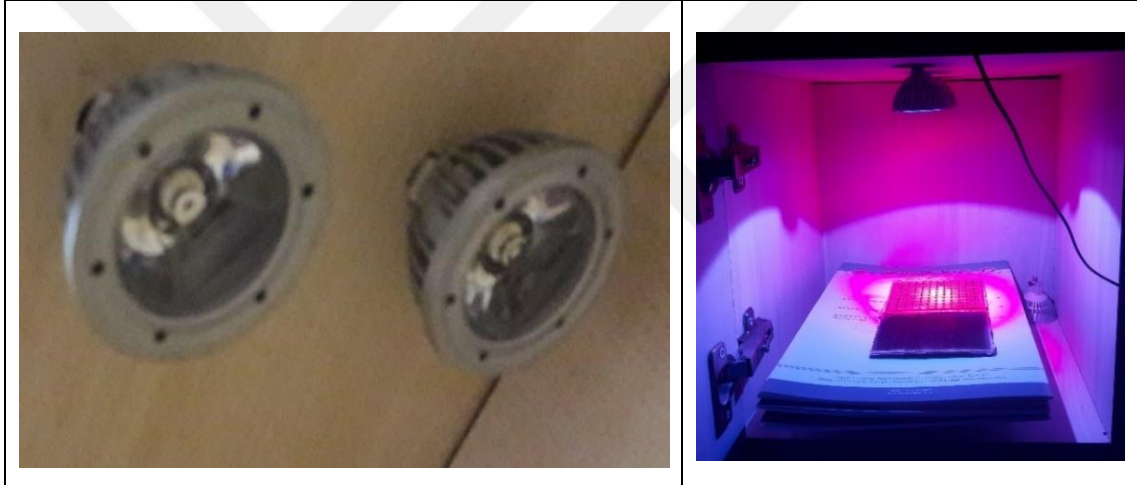
Şekil 3.8 Philips model UVC TUV/G15 T8 cıvalı lamba, UV ışınlama ünitesi.

3.1.7 Mavi ve kırmızı LED

Çalışma kapsamında kullanılan Alüminyum Oksit ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) dozimetrelerin ışık dalga boylarına göre ışık-kaynaklı sönmelenmesini (light-induced fading) incelenmek amacıyla

Mavi ve Kırmızı LED’ler kullanılmıştır. Bu LED’lerden kırmızının karakteristik pikleri 625-630 nm ve mavinin ise 445-460 nm dalga boylarına sahiptir (Khanh vd 2015). Bu ışıkların karşılık geldiği enerji değerleri, mavi için ~ 2,70 eV kırmızı için ise ~1,97 eV’tur. Bu deneyler sırasında şekil 3.8’de gösterilen LED sisteminin ölçekli olarak yerleştirildiği el yapımı kutu kullanılmıştır. LED’lerin her biri 80 mW/cm² gücünde olup dozimetrelerin yerleştirildiği tepsiden 20 cm uzaklıkta bulunmaktadır. Dozimetre üzerine düşen yaklaşık ışık şiddetinin hesabı için Denklem 3.1’deki ters kare yasası kullanılarak ilgili alana düşen güç değeri 0,2 mW/cm² olarak hesaplanmıştır.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{(D_2)^2}{(D_1)^2} \quad (3.1)$$



Şekil 3.9 Mavi ve kırmızı LED’ler a) kapalı b) deney düzeneklerinde 20 cm (200 mm) uzaklıkta koyulan dozimetreler.

3.2 Kullanılan Yöntemler

3.2.1 Dozimetre üzerine yapılan çalışmalar

3.2.1.1 Dozimetrelerin tuzak parametrelerinin hesaplanma yöntemleri

Dozimetrelerin termolüminesans (TL) sinyallerinin analizleri ve tuzak parametrelerinin belirlenmesi için dekonvolüsyon (CGCD), başlangıçtaki artış yöntemi, farklı ısıtma hızları yöntemi ve Kesikli ışıma eğrisi tekniği kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

- i. Başlangıçtaki artış yöntemi, TL piklerinin aktivasyon enerjisinin belirlenmesi amacıyla dozimetreler 0,5 Gy radyasyon dozu $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı yardımıyla ısıtılmış ve ardından 50°C ile 300°C arasında $\beta=1^\circ\text{C/s}$ aralıklarla TL ölçümü alınmıştır. Grafikteki T sıcaklığının belirlenmesi amacıyla TL ışıma eğrisindeki maksimum lüminesans şiddetinin %15'ine karşı gelen şiddet değeri alınmıştır. T değerinde elde edilen TL ışıma eğrisinin $\ln(I)$ 'ya karşılık $1/kT$ grafiği çizilerek düz bir doğru elde edilmiş olup bu doğrunun eğiminden aktivasyon enerjisi E belirlenmiştir.
- ii. Kesikli ışıma eğrisi yöntemi, bir ışıma eğrisinde TL piklerin tam sayısını, iç içe geçen pikler olup olmadığını, bununla birlikte ilgilenen piklerin her birinin aktivasyon enerjisinin tam değeri belirlenir. Bu yöntem yardımı ile dozimetrelerin tuzak parametrelerinin belirlenmesi için dozimetreler 25 Tur (~1 mGy) radyasyon dozu $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı yardımıyla ısıtılmış ve ardından 50°C ile 300°C arasında $\beta=5^\circ\text{C/s}$ sıcaklık artışı ile TL ölçümü alınmıştır. FGT aslında çoklu başlangıçtaki artış yöntemidir ve her bir T_m sıcaklığının değerinde elde edilen TL ışıma eğrisinin $\ln(I) - 1/kT_m$ grafikleri çizilerek eğim değerlerinden aktivasyon enerjisi elde edilmiştir.
- iii. Farklı ısıtma hızları yönteminde, TL ışıma eğrisinin maksimum ışıma şiddetine karşılık gelen sıcaklık T_m , okuyucunun ısıtma hızı artırıldığında yüksek sıcaklıklara doğru kayabilmektedir. Maksimum sıcaklık ve farklı ısıtma hızları kullanarak TL ışıma eğrisinin tuzak parametreleri belirlenebilir. Bu deneyde dozimetrelerin tuzak parametrelerinin belirlenmesi için dozimetreler 0,5 Gy radyasyon dozu $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta

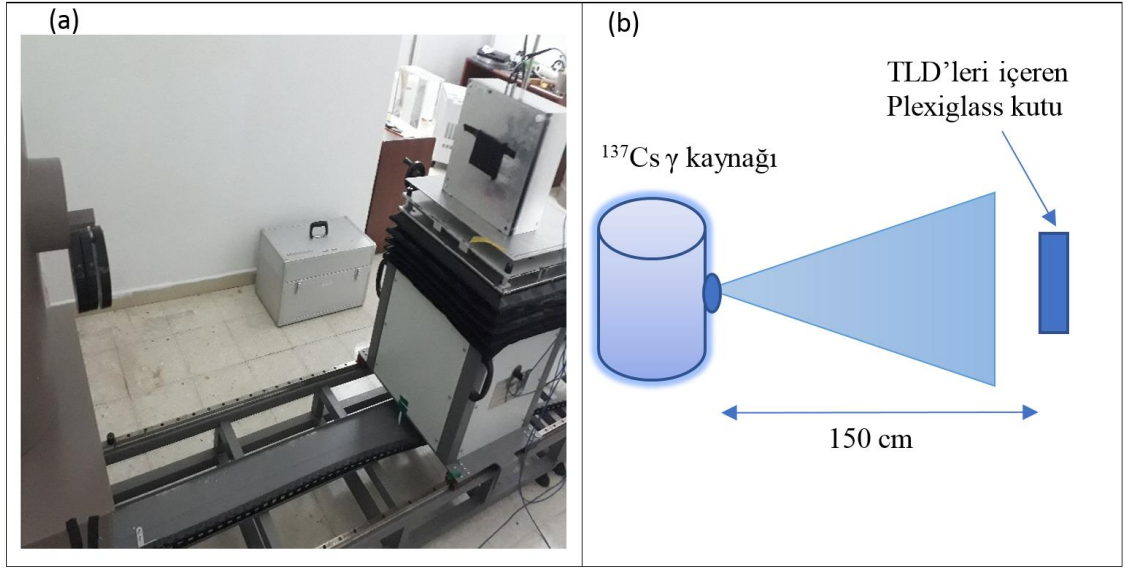
kaynağı yardımıyla ışınlanmış ve ardından 50°C ile 300°C arasında ilk ölçüm $\beta=1^\circ\text{C/s}$ ısıtma hızı ile (250 s) TL okuması yapılmıştır. Bundan sonraki ölçümler 2°C/s (125 s), 4°C/s (63 s), 5°C/s (50 s), 8°C/s (31 s), 10°C/s (25 s), 20°C/s (13 s) 300°C'e kadar TL okuması yapılmıştır. Aktivasyon enerjisi, $\ln(\frac{T_m^2}{\beta})$ 'e karşı $1/kT_m$ grafiği çizilerek doğrunun eğimi E/k ve eksenini kestiği noktadan $\ln(\frac{E}{\beta \cdot k})$ aktivasyon enerjisi ve frekans faktörü elde edilmiştir.

- iv. Dozimetreler 0,5 Gy radyasyon dozu $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı yardımıyla ışınlanmış ve ardından 50°C ile 300°C arasında $\beta=5^\circ\text{C/s}$ ısıtma hızı ile TL ölçümü alınmıştır. Termoluminesans işlemlerinde elde edilen deneysel verilerin fit edilmesi için Microsoft Excel Programının Data kısmındaki bir eklenti olan Solver kullanılmıştır (Afouxenidis vd. 2012). Fit edilmiş ışıma eğrilerinin uygun olup olmadığına ilişkin hesaplamalar Figure of Merit (FOM) değeri kullanılarak değerlendirilmiştir (Balian ve Eddy 1997).

3.2.2 Kalibrasyon işlemleri

3.2.2.1 Dozimetrelerin kalibrasyonu

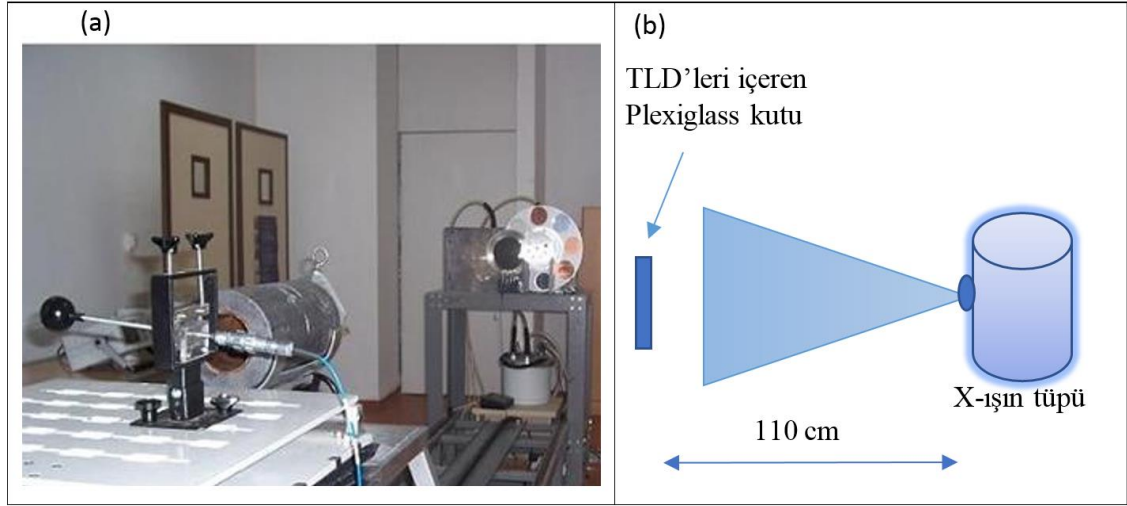
Kalibrasyon, ölçüm teknolojisinde test edilen cihazın sağlanan ölçüm değerlerinin doğru olup olmadığı bilinen bir kalibrasyon standart cihazı ile karşılaştırılmasıdır. Dozimetri alanında dozimetrelerle ölçülen doz hesabının yapılması ve rapor edilen değer belirlenen bir aralığın içerisinde elde edilmesi için kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmelidir. Kalibrasyon işlemi Element düzeltme faktörü (ECC) ve okuyucu kalibrasyon faktörünün (RCF) belirlenmesi olarak iki aşamada gerçekleştirilir. Tüm dozimetreler tam olarak aynı TL verime sahip olacak şekilde üretilmediği için, dozimetrelerin her birinin gösterdiği luminesans şiddet değerini grubun ortalama değeriyle karşılaştırılabilir hale getirmek ve birbirine uyumlu olabilmesi için ECC faktörünün üretilmesi gereklidir. RCF faktörü ise fotoçoğaltıcı tüpten çıkan (Nano Coulomb cinsinden) yük verilerini doz birimlerine (rem) dönüştürülmesini sağlayan faktördür.



Şekil 3.10 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan ışınlama ünitesi ve düzeni;
a) ^{137}Cs gama kaynağı ünitesi, b) deney düzenekleri

Dozimetrelerin kalibrasyon işleminin gerçekleştirilmesi için öncelikle ^{137}Cs gama kaynağı ile Şekil 3.10a'da gösterildiği gibi 150 cm uzaklıkta (iyon odası ile ölçülen 10,09 mSv/h doz hızında), Plexiglass kutu içerisinde ve kutunun ışık geçirmemesi için siyah bant ile kaplanmış olup kaynağın karşısında tam orta noktasına karşılık gelecek şekilde ayarlanarak toplam 967,4 μSv doz, 357 saniye boyunca 2 kez ışınlama yapılmıştır.

X-ışını sistemi ile dozimetrelerin kalibrasyon işleminin gerçekleştirilmesi için hastanelerde ve klinik çalışmalarda kullanılan 60, 80 ve 100 kVp enerjilerde 15 mAs tüp akımı değerlerinde Şekil 3.11a'da gösterdiği gibi Plexiglass kutu içerisinde ve kutunun ışık geçirmemesi için siyah bant ile kaplanmış olup tüpün odak noktasının karşısında tam ortaya denk gelecek şekilde ayarlanarak ışınlama yapılmıştır. Dozimetreler iyon odasının önüne yerleştirilerek odak noktası-dozimetreler arası mesafe 110 cm uzaklıkta olacak şekilde artan tüp potansiyeline göre sırasıyla 0,49 mGy, 0,73 mGy ve 1,067 mGy dozlarda ikişer kez ışınlanmıştır. Aslında kalibrasyon işlemi tek enerjide yapılabilir ama kullanılan dozimetreler düşük enerjili x-ışınları enerji bağımlılığı (Akselrod 1990) göstermesi nedeniyle bu zorlukların düzeltilmesi ve giderilmesi için kullanılan dozimetreler aynı enerjide kalibre edildiği zaman bu sapmalar en az değerlere indirilebilir. Bu amaçla dozimetreler 3 farklı enerjide kalibre edilmiştir.



Şekil 3.11 TL dozimetrelerin kalibrasyonunda kullanılan ışınlama ünitesi ve düzeni; a) x-ışın kalibrasyon sistemi, b) deney düzenekleri

Dozimetreler üzerinde tavlama işlemi gerçekleştirildikten sonra ışınlanıp ECC değerleri, Denklem (3.2) yardımı ile belirlenmiştir (Plato ve Miklos 1985).

$$ECC_{(i,j)} = \frac{e(i,j)}{EM(i)} \quad (3.2)$$

Burada $ECC_{(i,j)}$, dozimetre j 'nin element i için element düzeltme faktörü; $e(i,j)$ dozimetre j 'nin element i 'den ölçülen şiddet değeri; $EM(i)$ tüm referans dozimetreler için element i 'in hesaplanan ortalama şiddet değeridir.

Çalışma kapsamında kullanılan radyasyon kaynakları (^{137}Cs ve X-ışını) için dozimetrelerin her bir kaynak ve X-ışın cihazı kullanıldığında her bir enerji (60, 80, 100 kVp) için de ayrı ayrı ECC faktörlerinin belirlenmesinin ardından dozimetreler Çizelge 3.1'de belirlediği gibi tavlano ışınlamaya hazır hale getirilmiştir. Daha sonra her radyasyon kaynağı için RCF değerlerinin elde edilmesi amacıyla kullanılan dozimetreler aynı şartlar altında yeniden ışınlanmıştır. Bu aşamada elde edilen değerler, önceki adımda hesaplanmış olan ECC faktörleriyle çarpılarak düzeltilmiş değerleri belirlenmiştir. Son sayım değerleri ise dozimetrelerin aynı şartlar ve aynı uzaklıkta ölçüldüğü doz değerlerinin bölümü ile RCF değeri Denklem (3.3) kullanılarak elde edilmiştir (Anonymous 2002).

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{L} \quad (3.3)$$

Denklemde $\langle Q \rangle$, ortalama şiddet değeri; L, dozimetrelerle aynı şartlar altında ölçülen doz değeridir.

Kalibrasyon işlemleri gerçekleştirildikten sonra, TLD dozimetreler ile ölçülen değerlerden doz değerleri Denklem (3.4) yardımıyla hesaplanabilmektedir.

$$Doz = \frac{(TLD \text{ sayım}) \times ECC}{RCF} \text{ (Gy)} \quad (3.4)$$

3.2.2.2 Thermo model 2210 ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağının kalibrasyonu

Radyoaktif kaynaklar sürekli kullanıldığı ve bozunumları devam ettiği için aktivitelerinde zamanla azalım meydana gelmektedir. Bu durumda kaynakların son aktivitelerine ve dozimetre türüne göre doz hızını belirlemek amacıyla yeniden kalibre edilmeleri gerekmektedir. Laboratuvarımızda bulunan Thermo Model 2210 beta kaynağı tez kapsamında kullanılmış olan tur sayısına göre çalışmakta olup bir tur bir dakika süre almaktadır.

Cihazın kalibrasyon işleminin gerçekleştirilmesi için 900°C’de 10 dakika boyunca tavllanmış dozimetreler Şekil 3.4’te gösterilen dozimetre tablası içerisine yerleştirilerek ışınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Dozimetreler etkin atom numarasına göre birbirinden farklılık göstermektedir, bu yüzden kullanılacak dozimetreye göre ışınlama ünitesinin kalibre edilmesi gerekmektedir. ¹³⁷Cs gama kaynağından elde edilen düzeltilmiş değerleri (Denklem (3.1) ile hesaplanan ECC faktörleriyle çarpılmış ve Denklem (3.2) ile belirlenen RCF faktörleri kullanarak Denklem (3.3) ile elde edilen doz değerleri) kullanılarak dozimetreleri 15, 18, 20, 22, 23 ve 25 tur ve her turda 4’er dozimetre olacak şekilde kalibre işlemi yapılmıştır. Cihazın istenilen kalibrasyonu 1 mGy doz için tur sayısının eşit olmasına göre gerçekleştirilmiştir.

3.2.3 Dozimetrelerin ışık hassasiyeti deneyleri

Tez kapsamında kullanılan Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin ışık hassasiyeti gösterdiği için, ışık hassasiyeti deneylerinin yapılması önemli hale gelmektedir. Bu çalışmada doğal gün UV ışığı ile birlikte yapay UV ve laboratuvar çalışma koşullarındaki kullanılan floresan ışığına karşı hassasiyeti incelenmiştir. Bunun yanı sıra verilebildiği en yüksek (Mavi ışık) ve verebildiği en düşük enerjiye (kırmızı) sahip LED'leri seçilerek dozimetrenin üzerindeki etkileri ve lüminesans sinyalinin değişimleri incelenmiştir. Bu şekilde doğal ve yapay ışıkların dozimetrelerin tuzak yük popülasyonuna olan etkisi araştırılmıştır.

3.2.3.1 Gün ışığı etkisi

Gün ışığı farklı dalga boyların; görünür ışık, UV ve diğer tür ışıklarını bir arada içeren elektromanyetik radyasyondur. Ultraviyole ışığı (UV), görünür ışık ve radyo dalgalarından daha fazla enerjiye sahip olmasına rağmen, gama ve x-ışınlarından daha az enerjiye sahip radyasyon türüdür ve iki çeşiti (doğal güneşten gelen ve yapay floresan lambalarla üretilen) bulunmaktadır. Güneş ışığı, UVA (400-315 nm), UVB (315-280 nm) ve UVC (280-100 nm) olmak üzere üç spektrumunda doğal UV ışınları yayar (Slaney 2007). Güneş radyasyonunun dünyanın güneşten ortalama uzaklığında ısıması *güneş sabiti* olarak adlandırılmakta olup $1,37 \text{ kW/m}^2$ güç ile ısıtılma yapılmakla birlikte yaklaşık %9'u ultraviyole ($\lambda < 400 \text{ nm}$) içermektedir (Diffey 2002). $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin UV radyasyonu ile ısınladığı durumunda uyarılmış termolüminesans (induced thermoluminescence) {içsel TL} önceden ısınlanmış örneklerin TL sinyallerinin ağartmasını ve derin tuzaklardan dozimetrik tuzaklarına fototransfer termolüminesansına neden olmaktadır ve dolayısıyla UV radyasyonu F^+ merkezlerinin yoğunluğunu arttırmaktadır (Pradhan vd. 1996).

UV hassasiyeti testlerini gerçekleştirmek amacıyla tez kapsamında kullanılan dozimetreler öncelikle tuzaklarının tamamen boşaltılması için kül fırın yardımıyla 900°C 'de 10 dakika tavlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Tavlanan dozimetreler $0,5 \text{ Gy}$ $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağıyla ısınlanıp Ankara'da gün ışığının yoğun olduğu ve UV değeri

maksimum periyodu seçilerek temmuz ayında (9/7/2021) ışığın altında bırakılmıştır. Birinci dozimetre ışınlama işlemi bittikten sonra gün ışığına bırakmadan 45 dakika laboratuvarda, ışıklar kapalı ve UV ışığı geçmeyecek bir şekilde bekletilip okunmuş ve başlangıç zamanı olarak kabul edilmiştir. Diğer dozimetreler ise gün ışığına farklı sürelerde 30 dakika, 1, 2, 3, 5 ve 6 saat olacak şekilde maruz bırakılarak okunmuştur.

3.2.3.2 Yapay UV (254 nm) etkisi

UV radyasyonu, güneş UV'sinde olduğu gibi bir gövdeyi akkor bir sıcaklığa ısıtarak veya elektrik akımının bir gazdan (genellikle buharlaşmış cıva) geçirilmesiyle üretilir. Cıva atomları, lambanın elektrotları arasında akan elektronlarla çarpışarak uyarılır. Uyarılmış elektronlar belirli elektronik durumlara geri dönerken soğrulan enerjinin bir kısmını optik radyasyon (UV) görünür ışık ve kızılötesi radyasyon şeklinde yayılır (Diffey 2002). Üretilen bu yapay UV lambalar, laboratuvarlar, hastaneler ve tıbbi tesisler, restoran dezenfeksiyonu, hava sterilizasyonu, havuz ve spa gibi atık su dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır. Bununla birlikte yukarıda belirtilen UVC, beta korona virüslerde dahil olmak üzere birçok virüs ve bakteriyi öldürdüğü kanıtlamıştır (Storm vd. 2020, Purplesun 2021, Kitagawa vd. 2021).

Güneş ışığı ile ilgili çalışmaların yanında laboratuvar koşullarında ve çevresinde UV uğrayabileceği için bu tür durumlar ile ilgili dozimetrelerin yapay UV hassasiyetinin de test edilmesi önemli hale gelmektedir. Bu çalışmada kül fırını yardımıyla 900°C'de 10 dakika tavlanmış dozimetreler 0,5 Gy beta kaynağı ile ışınlanarak farklı zaman aralıklarında 10, 20, 40, 60, 80, 100, 120 dakika sonra okuma işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar güneş ışığının UV değerleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

3.2.3.3 Laboratuvar çalışma koşullarındaki kullanılan floresan ışık hassasiyeti deneyi

Laboratuvar çalışma koşullarında dozimetreler ile çalışılırken en çok kullanılan lamba türleri floresan lambalardır. Bu lambalar, argon ve cıva buharı karışımıyla doldurulmuş

bir cam tüpten oluşmakta olup iki uçtaki metal elektrotlar, elektronları kolayca yayan bir toprak alkalın oksit ile kaplanmıştır. Elektrotlar arasındaki gazdan akım geçtiğinde, gaz iyonlaşarak ultraviyole radyasyonu yayar. Tüpün iç kısmı fosfor madde ile kaplanmış ve bu fosfor ultraviyole radyasyonu emerek görünür ışık olarak yeniden yayar. Floresan ampuller metalik bir filamanın sürekli ısınması yoluyla ışık sağlamadığı için akkor ampullerden daha az elektrik tüketilir (Britannica 2022, Light Tech Light Sources 2022). Bu sebeple günümüzde laboratuvarlarda ve devlet tesislerinde ışık kaynağı olarak elektrik tasarrufu için en çok floresan lambalar kullanılmaktadır.

Floresan hassasiyet deneyinde kullanılan dozimetreler tavlama işlemi bittikten sonra 0,5 Gy ışınlanıp akşam hava karanlık olduğu ve güneş UV'si olmadığı durumunda laboratuvar ışıkları altında farklı zaman aralıklarında 5, 10, 20, 40, 60, 80, 100, 120, 150 ve 240 dakika sonrasında okum işlemi gerçekleştirilmiştir.

3.2.3.4 Işık kaynaklı sönümleme

Kullanılan dozimetreler, ışıkların dalga boylarına göre ışık-kaynaklı sönümlemesini incelenmek amacıyla 900°C'de 10 dakika kül fırında tavllanmış, $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı yardımı ile 0,5 Gy doz verilerek kırmızı LED'lerin altında Şekil 3.8'de gösterildiği gibi 20 cm (200 mm) uzaklıkta bırakılarak okuma işlemi farklı zaman aralıklarında gerçekleştirilmiştir. Birinci dozimetre 30 dakika kırmızı ışığa maruz kaldıktan sonra okunmuş, diğer dozimetreler ise 1-6 saat (1,2,3,5,6 saat) olacak şekilde maruz bırakılarak okunmuştur.

Mavi ışığa maruz bırakılması kırmızı ışıktan farklı zaman aralıklarında gerçekleştirilmiş olup iki dozimetre ışınlama işlemi bitikten sonra okunmuş ve başlangıç zamanı olarak kabul edilmiştir. Diğer dozimetreler ise mavi ışığa farklı sürelerde, 30 dakika, 1 saat, 2 saat, 4 saat ve 6 saat olacak şekilde maruz bırakılıp okunmuştur.

3.2.4 Geri saçılma (Backscatter) etkisi

Lüminesans dozimetrelerin laboratuvarlarının beta ışınlanmasında ve TL/OSL okumalarında Riso TL/OSL okuyucu, ELSEC 9010 Optik tarihlendirme sistemi ve düşük dozların verilebilmesi için Thermo Model 2210 ışınlayıcıları kullanılmaktadır. Riso ve ELSEC cihazlarının tepsisi çelikten oluşmuş olup dozimetreler çelik üzerinde ışınlanmaktadır. Ama Thermo Model 2210 ışınlayıcı ünitesinde dozimetrelerin altında boşluk bulunmaktadır ve bu boşluk, ışınlama esnasında beta ışığının geri saçılmasını en aza indirmek için oluşmaktadır. Bu çalışmada dozimetrelerin altına konulan farklı malzemelerin geri saçılma etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

Beta ışınının geri saçılması, geri saçılan beta radyasyonun yoğunluğu, hedef malzeme kalınlığı arttıkça doyurma değerine ulaşana kadar artmaktadır (Idoeta ve Legarda 1998). Ölçümlerden, doyurma kalınlığı soğurucunun atom numarasının Z veya malzemenin etkin atom numarasının Z_{etk} ve beta parçacıkların maksimum enerjisinin bir fonksiyonu olduğu bilinmektedir (Glendenin ve Solomon 1950, Idoeta ve Legarda 1998). Beta parçacıkların geri saçılması ile ilgili birçok çalışma yapılmış olup farklı saçıcı malzemeler ve farklı yöntemler uygulanmıştır (Kumbae ve Shimizu 1954, NASA TN D-2782 1965, Bustard ve Silverman 1967, Sharma ve Singh 1978, Kuzminikh ve Vorobiev 1979, Galloway 1994, Burek 1999). Fakat laboratuvarlarda kullanılan beta kaynağına konulan dozimetrelerin altında farklı malzemeler kullanılmaktadır. Bu beta kaynaklarında dozimetrelerin tepsisinin alt taşı olarak diğer malzemeler, atom veya etkin atom numarasına bağlı olarak kullanıldığında beta parçacıklarının geri saçılmasının ışınlanan doz değerine ne kadar etki ettiğini incelemek amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

Deneyin gerçekleştirilmesi için tavllanmış dozimetrelerin (kül fırında 900°C 10 dakika) Bölüm 3.1.5.1 ve 3.1.5.2’de anlatıldığı Elsec 9010 ve Thermo Model 2210 ışınlama ünitelerinin örnek tepsisine konulan dozimetrelerin altına 1 mm kalınlıkta tepsinin girintilerinin tam ölçeğinde farklı malzemeler; kâğıt, plastik, alüminyum, çelik, bakır, pirinç, çinko ve kurşun elementleri yerleştirilerek 0,5 Gy Elsec 9010 ve 50 tur (2 mGy) Thermo Model 2210 üniteleri ile ışınlama gerçekleştirilmiş olup ardından 300°C’e kadar 5°C/s sıcaklık artışı ile okuma işlemi yapılmıştır.

Malzemelerin atom numarasına göre zırlama etkisinin de incelenmesi için anlatılan malzemeler aynı kalınlıkta tepsinin girintilerinin tam ölçeğinde dozimetrelerin üzerine yerleştirilip yukarıdaki gibi aynı dozda ışınlama yapılmış daha sonra okunmuştur.

Kullanılan malzemelerden bazıları (plastik, çelik ve pirinç) karışım olduğu için etkin atom numaralarının hesaplanması gerekmektedir. Bu karışımların etkin atom numaraları Denklem (3.5) yardımı ile hesaplanabilir;

$$Z_{etk} = \frac{\sum_{i=1} (w_i/A_i) \times Z_i^2}{\sum_{i=1} (w_i/A_i) \times Z_i} \quad (3.5)$$

Burada w_i , i 'inci elementin kütle kesri, A_i , i 'inci elementin atom ağırlığı, Z_i , i 'inci elementin atom numarasıdır. Karışımın bileşenlerinin molekül şeklinde olması durumunda Denklem (3.6) yardımı ile hesaplanabilir.

$$w_i = \frac{N_i \cdot A_i}{m} \quad (3.6)$$

Burada N_i , molekülün ağırlığıdır.

Çizelge 3.6 Kullanılan elementlerin ve malzemelerin atom (NIST 2022) ve etkin atom numaraları.

Malzeme	Elementin sembolü	Elementlerin %'si	Elementlerin Atom numarası (Z)	Elementlerin Kütle Numarası (A)	Malzemenin Etkin Atom Numarası (Z_{etk})
Kâğıt					
Plastik (S-PVS)	H ₂	%4,84	1	1,01	6,62
	C	%34,44	6	12,01	
	Cl	%56,73	17	35,45	
Alüminyum	Al		13	26,98	13
Çelik	Cr	%11	24	51,99	22
	C	%2,14	6	12,01	
	Fe	%86,86	26	55,85	
Bakır	Cu		29	63,55	29
Pirinç	Cu	%70	29	63,55	29,3
	Zn	%30	30	65,38	
Çinko	Zn		30	65,38	30
Kurşun	Pb		82	207,20	82

3.2.5 Dozimetrik özellikler

Çalışma kapsamında $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin dozimetrik özelliklerinin incelenmesi amacıyla sönmüleme testi (fading), tekrarlanabilirliği, doz-cevap testi, dozimetrelerin enerji-cevabı, minimum dedekte edilebilen doz değeri ve ön ısıtma sıcaklığı özellikleri incelenmiştir.

3.2.5.1 Sönmüleme testi (Fading)

Termoluminesans sinyalinin sönmülenmesi, TL dozimetrelerin radyasyona maruz kaldığı durumunda TL okuması gerçekleştirmeden önce tuzaklanan elektronlar bu tuzaklardan farklı mekanizmalar yardımı ile serbest kalması sönmüleme olarak tanımlanabilir. Düşük sönmülenme özelliği, uzun depolama zamanlarını içeren çevresel izlemelerde, düşük doz ile çalışılan klinik alanlarında TLD uygulamaları için en önemli gereksinimlerden biridir.

Çalışma kapsamında kullanılan dozimetreler (α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$) ışık hassasiyete sahip olmasına rağmen belirtilen süre içerisinde, laboratuvarında siyah plastik saklama kabı içerisinde tutulduğu durumda düşük sönüm göstermiştir.

Dozimetrelerin sönümlemesinin test edilmesi amacıyla, tavllanmış dozimetreler 0,5 Gy beta kaynağı yardımıyla ışınlanıp bekleme süresi 30 dakika, 1 saat, 2 saat, 5 saat, 3 gün, 8 gün, 11 gün ve bir ay (30 gün) olarak belirtilmiş olup bu zaman aralıklarında okuma işlemi yapılmıştır. Belirtildiği gibi dozimetreler ışığa hassas olduğundan dolayı ışınlama ve okuma arasında aynı zamanda her okuma bittikten sonra siyah plastik saklama kabı içerisinde tutulmuştur.

3.2.5.2 Tekrarlanabilirlik (Reproducibility)

Dozimetrelerin en çok istenilen başka özelliği tekrarlanabilir olması olup aynı ölçümün birkaç kez tekrarlanması durumunda aynı sonuçları sağlaması istenmektedir. Ayrıca dozimetre malzemelerin herhangi bir alanda doz ölçüm ve değerlendirilmesinde tekrarlanabilirlik ilkesini uymaları gerekmektedir.

Tekrarlanabilirlik deneylerini gerçekleştirmek amacıyla tez çalışması kapsamında kullanılan 4 adet dozimetre aynı anda, beta kaynağı ile 25 tur (1mGy) doz değerinde, 6 döngüde ışınlanmış ve okunmuştur. Her ışınlama ve okuma işlemi bittikten sonra dozimetrelerin sıfırlandırılması gerekmektedir, ancak bu çalışmada her ışınlama ve okuma sonrasında dozimetreler tavlansadan tekrar ışınlanıp okunmuştur. Bunun amacı, düşük dozlarda bu dozimetrelerin doğal fon değerinde değişme meydana gelip gelmediğini ve tekrar tavlama işlemi gerçekleştirilmeden kullanılabilirliğini incelemektir.

3.2.5.3 Doz-cevap deneyleri

Dozimetrelerin doz cevabını belirleyebilmek için $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağıyla yaklaşık olarak 1Gy ile ~1kGy ışınlanmıştır. Ardından 5°C/s sıcaklık artışıyla 300°C sıcaklığa

kadar okuma işlemi yapılmış olup elde edilen TL ışıma eğrileri ve doz cevap grafiklerindeki değişiklikler incelenmiştir.

Bunula birlikte dozimetreler Şekil 3.9’da gösterilen deney düzeneğindeki gibi klinik çalışmalarda kullanılan üç farklı enerjilerde (60, 80, 100 kVp) sabit tüp gerilimi ve 6, 12, 20, 30, 40 mAs aralığında değişen tüp akımı değerinde {enerjilere göre 60 kVp (1,2-7,2 mGy) 80 kVp (1,8-11,2 mGy) ve 100 kVp (2,55-15,4 mGy) hava kerma değerlerinde} ışınlanıp okuma işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen doz değerlerinden Origin Pro programı kullanılarak doz cevap eğrileri oluşturulmuştur (Originlab 2022).

3.2.5.4 Enerji cevabı testi

Bölüm 2’de belirtildiği gibi $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler su ($Z_{etk} = 7,42$) ve dokudan ($Z_{etk} = 7,22$) daha yüksek atom numarasına ($Z_{etk} = 11,28$) sahip olması (Bos 2001) nedeniyle enerji bağımlılığı göstermektedir (Akselrod vd. 1990). Fizikten bilindiği üzere etkin atom numarası yüksek malzemeler fotoelektrik etkisi için toplam tesir kesiti, düşük enerjili fotonlar için su veya dokudan daha yüksektir. Bunun için dozimetrelerin çıkış sinyali ışınlanan radyasyon kalitesine göre değişebilir. Bu çalışmada $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin tanısal radyoloji enerji aralıklarında enerji bağımlılığı incelenmiştir.

Enerji bağımlılık testi gerçekleştirilmesi amacıyla 900°C 10 dakika kül fırında tavlanmış dozimetreler Ankara üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsünde x-ışın kalibrasyon cihazı ile Şekil 3.9’da gösterildiği gibi 50 cm uzaklıkta aynı mAs (30 mAs) farklı enerjilerde (50, 60, 70, 80, 90, 100 kVp), farklı kerma değerleri ile havada ışınlanmış olup değişiklikleri incelenmiştir.

3.2.5.5 Minimum dedekte edilebilen doz (MDD)

Bir TL/OSL sisteminin minimum dedekte edilebilen dozu (MDD), sistemin düşük dozları ölçme kabiliyetini tanımlamak için önemli bir parametredir. Bu sınır çevresel doz izleme, tanısal radyoloji alanları gibi düşük dozlar, ışınlanan TLD’nin sinyalinin doğal fon

(background) sinyaliyle hemen hemen aynı olması durumunda daha önemli hale gelmektedir. MDD hem okuyucunun hem de dozimetrenin hassasiyetine bağlı olup doğal sayım değerinin deneysel standart sapmasının üç katına karşılık gelen doz olarak hesaplanabilir (Gasparian 2009).

$$MDD = \frac{3 \times s(Doğal)}{a} \quad (3.7)$$

Burada, $s(Doğal)$ fırınlanmış dozimetreleri kullanılarak ölçülen doğal sayım değerinin standart sapması, a ise dozimetrelerin hassasiyetidir (sayım/mGy). Bu durumda a , kalibre edilmiş kaynağı kullanılarak, dozimetreler bilinen dozla ışınlanıp elde edilmiştir.

(MDD) değerini belirlenmek için dozimetreleri kül fırında (900°C 10 dakika) tavlansak beş adet dozimetrenin doğal sayım değerleri belirlenmiştir. Standart sapma değeri bulunmuş ardından aynı dozimetreler tekrar fırında tavlansak, Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ışınlama ünitesi ile verilebilen en düşük dozda (1 tur) ışınlansak sayım değerleri elde edilmiştir. Okuma işleminde ise, 5°C/s sıcaklık artışıyla 300°C'ye kadar ısıtılarak okuma gerçekleştirilmiş ve MDD değeri belirlenmiştir.

3.2.5.6 Ön ısıtma sıcaklığı

Ön ısıtma tavlama ya da ışınlama sonrası tavlama işlemi TL ışıma eğrisinin yapısında bulunan düşük sıcaklık piklerini silmek için kullanılır. Bu tür düşük sıcaklık pikleri normalde hızlı sönmlemeye (fading) sebep olup doz hesaplamalarında herhangi bir hatadan kaçınmak için okuma değerine dahil edilmemelidir (Furetta 2003). $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, 209°C'de tek bir pik ve bazı örneklerde ise buna ek olarak 100°C de zayıf bir pik ile 300°C bir pik göstermektedir (McKeever vd. 1995). Aslında hiçbir kaynakta $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ için ön ısıtma sıcaklığı önerilmemiştir ancak McKeever vd.'nin belirttiği gibi bazı örneklerin düşük sıcaklık piklerine de sahip olması ve çalışmada kullanılan dozimetrelerin ön ısıtmaya ihtiyacı olup olmadığını incelemek amacıyla bu test yapılmıştır.

Dozimetrelerin ön ısıtma sıcaklığın belirlenmesi için, tavllanmış dozimetreler (kül fırında 900°C 10 dakika) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ile 0,5 Gy ışınlanıp Harshaw TL okuma cihazının ön ısıtma kısmında farklı sıcaklıkları (50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 300, 375, 400, 450 ,500°C) 60 saniye ayarlanarak; okuma kısmında ise 50 saniye boyunca 300°C'ye kadar ısıtılarak TL ışıma eğrisi elde edilmiş ve ön ısıtma sıcaklığı değerlendirilmiştir.



4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölümde tez kapsamında kullanılan Alüminyum Oksit α -Al₂O₃:C (TLD-500) dozimetrelerin üzerinde yapılan deneylerin, malzemenin tuzak parametrelerinin (E , s ve b) hesaplanması, dozimetrelerin ve beta kaynağın kalibrasyon işlemleri, dozimetrelerin ışık hassasiyeti deneyleri (gün ışığı, yapay UV, floresan lambalar, mavi ve kırmızı LED'ler), dozimetrelerin altında alt taşı olarak konulan malzemelerin geri saçılma etkisi ve malzemenin tanısal radyoloji enerji aralıklarında dozimetrik özellikleri araştırılmış olup elde edilen sonuçlar literatürler ile karşılaştırılmalı olarak tartışılmıştır.

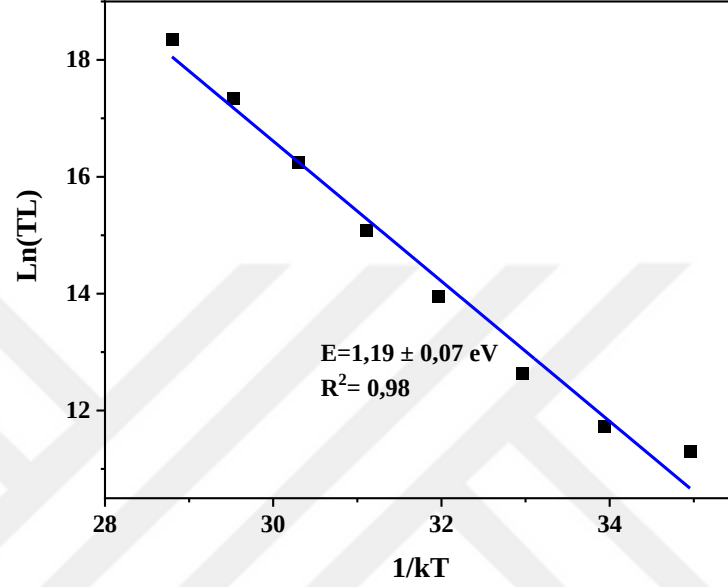
4.1 Dozimetrelerin TL Kinetik Çalışması

Alüminyum Oksit α -Al₂O₃:C dozimetresi için TL kinetik parametreleri, kinetik mertebe (b), frekans faktörü (s) ve aktivasyon enerjisi (E) terimleri; başlangıçtaki artış yöntemi (initial rise method), kesikli ışıma eğrisi tekniği (fractional glow techniques), farklı ısıtma hızı yöntemi (various heating rates method) ve dekonvolüsyon (deconvolution) metotları aracılığı ile araştırılmıştır.

4.1.1 Başlangıç artış yöntemi (initial rise method) sonuçları

Şekil 4.1 Alüminyum Oksit α -Al₂O₃:C dozimetresi için TL ışıma eğrisinin %15'lik kısmı alınarak dozimetrik pik için $\ln(TL)$ 'ye karşı $1/kT$ oluşturulan grafiği göstermektedir. Başlangıç artış yönteminde önemli bir husus, grafiğin analizi için kaç veri noktasının kullanılacağıdır. Bu çalışmada grafiğin %15 olan 130°C sıcaklığa kadar bütün verileri, aynı zamanda sadece 8 veri noktası kullanılarak aktivasyon enerjisi grafiğin eğiminden ve frekans faktörü ara değer hesaplamasından elde edilmiştir. Sadece 8 veri noktası kullanıldığında dozimetrik pikin aktivasyon enerjisi $E = (1,19 \pm 0,07), eV$ ve frekans faktörü $s = 6,8 \times 10^{22} s^{-1}$, $R^2 = 0,99$ gerilme katsayısı ile elde edilmiştir. Ama tüm veri noktaları kullanıldığı zaman aktivasyon enerjisi $E = (1,16 \pm 0,02), eV$ ve frekans faktörü $s = 3,5 \times 10^{21} s^{-1}$, $R^2 = 0,99$ gerilme katsayısı ile elde edilmiştir.

Elde edilen aktivasyon enerji değerleri literatürde başlangıç artış yöntemini kullanılan önceki çalışmalar Kitis vd. (1994) tarafından ($105-140^{\circ}\text{C}$; $E=1,38\pm0,02$ eV) ve Zahedifar vd. (2012) tarafından (130°C T_{stop} ile $E=1,33\pm0,05$ eV) yapılan çalışmalardaki sonuçlarla uyum içerisinde dir.

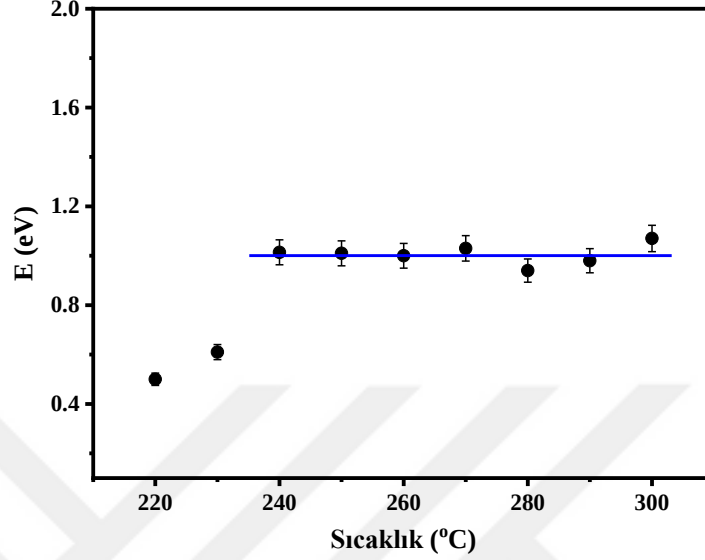


Şekil 4.1 Başlangıçtaki artış yöntemi (1°C/s) $\ln(TL)$ 'ye karşı $1/kT$ oluşturulan grafiği.

4.1.2 Kesikli ışıma eğrisi (fractional glow technique) sonuçları

Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelere FGT yönteminin uygulanması için 50°C 'den başlayarak 10°C 'lik sıcaklık artışıyla 300°C 'ye kadar ısıtılmıştır. Bölüm 3.2.1.1'de anlatıldığı gibi her bir sıcaklık için $\ln(TL)$ 'ye karşı $1/kT$ grafiği oluşturulup grafiğin eğiminden aktivasyon enerji değerleri elde edilmiştir. Sıcaklıkların her bir değerine göre elde edilen aktivasyon enerjilerine karşı sıcaklık grafiği Şekil 4.2'de gösterilmektedir. Çizilen grafiğe göre $240-300^{\circ}\text{C}$ sıcaklık aralıklarında plato bölgesi görülmekte olup plato malzemedeki dozimetrik piki ifade etmektedir. Bu metoda göre hesaplanan aktivasyon enerji değeri $E = 1,03$ eV ve frekans faktörü $s = 1,36 \times 10^{13} \text{s}^{-1}$ olarak bulunmuştur. İncelenen araştırmalarda $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelere daha önce $T_m\text{-}T_{\text{stop}}$ tekniği kullanılmış olup FGT tekniği yapılmamıştır. Yapılan literatür araştırmaları sonucunda ilk defa bu tez

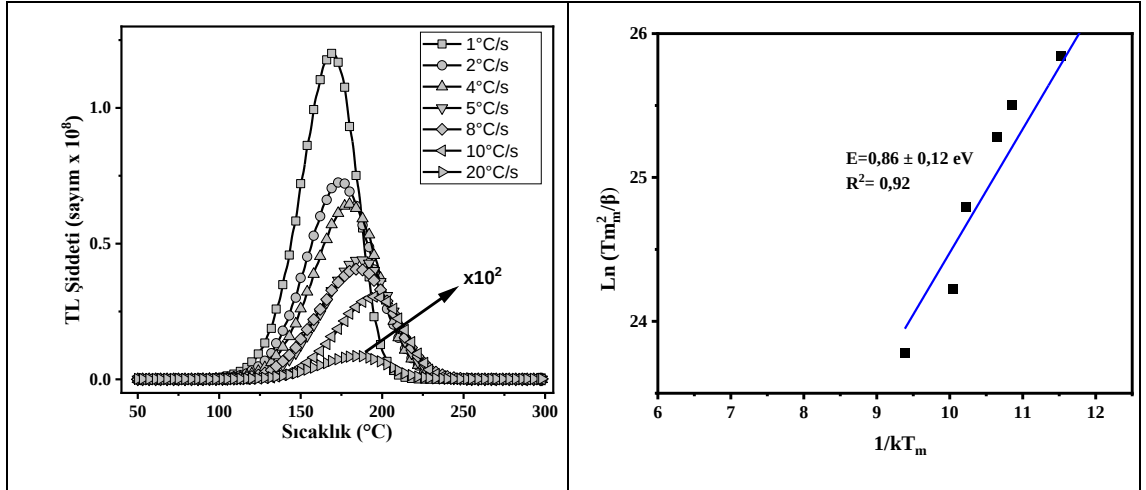
çalışması ile kesikli ısıtma eğrisi tekniği kullanılarak $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin kinetik parametreleri belirlenmiştir.



Şekil 4.2 Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetresi için kesikli ısıtma eğrisi tekniği sonuçları

4.1.3 Farklı ısıtma hızları (various heating rate) metodu sonuçları

1 ile 20°C/s ($\beta=1, 2, 4, 5, 8, 10, 20^\circ\text{C/s}$) ısıtma hızı arasındaki sönmüş TL ısıtma eğrileri Şekil 4.3a, ve dozimetrik piki için $\ln(\frac{T_m^2}{\beta})$ 'ye karşı $1/kT_m$ grafiği Şekil 4.3b'de gösterilmektedir. Şekil 4.3a'da gösterildiği gibi Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler termal sönmeye göstermektedir (Akselrod vd. 1990). Bu çalışmada rekonstrüksiyon işlemi yapılmadan aktivasyon enerjisi ve frekans faktörü parametreleri hesaplanmıştır. Elde edilen grafiğin eğiminden hesaplanan aktivasyon enerji değeri dozimetrik piki için $E = (0,86 \pm 0,12), eV$, frekans faktörü ise Denklem (2.18) kullanılarak $s = 6,04 \times 10^{20} s^{-1}$, elde edilmiştir.

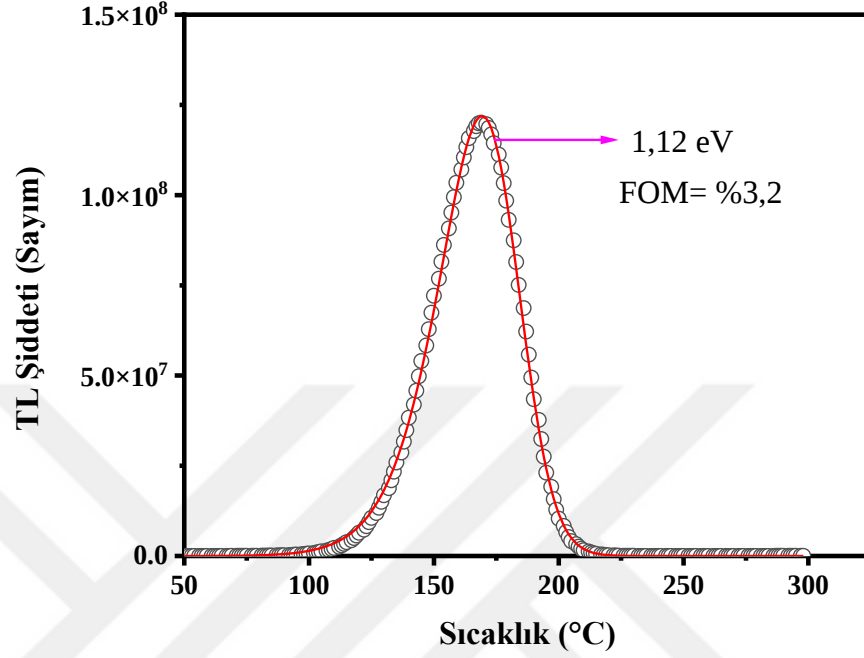


Şekil 4.3 Farklı ısıtma hızları (1, 2, 4, 5, 8, 10, 20°C/s) arasındaki $\ln(\frac{T_m^2}{\beta}) - 1/kT_m$ grafiği, a) sönümlenmiş pikleri, b) Aktivasyon enerji grafiği

4.1.4 Dekonvolüsyon (CGCD) yöntemi sonuçları

Ölçümden elde edilen deneysel TL verileri Bölüm 2.4.4'te anlatılan Denklem (2.27) kullanarak GOK (en genel mertebe kinetik) yaklaşım altında fit edilip dekonvolüsyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen fit işlemi Şekil 4.4'te verilmiştir. TL pikin aktivasyon enerjisi $E = 1,12 \text{ eV}$ bulunmuş olup kinetik mertebe terimi, 1,2 olarak elde edilmiştir. TL ısıtma eğrisinde 300°C'ye kadar tek bir pik sayılmış olup GOK modeline göre fit sonucundan elde edilen FOM değeri %3,2 bulunmuştur. Frekans faktörü dozimetrik piki için diğer yöntemlerden farklı ve daha az $s = 1,678 \times 10^{14} \text{ s}^{-1}$ bir değer elde edilmiştir. Literatürde bulunan çalışmaların sonuçlarına göre Yazıcı vd. (2003) $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin dozimetrik pikin genel mertebe yaklaşım altında tek bileşenle dekonvolüsyon fit işlemi mümkün olmadığı gösterilmiştir. Buna göre bu çalışmada farklı sonuçlar elde edilmiş olup tek bileşen ile fit edilmiş ve bulunan aktivasyon enerjisinin değerinin literatürde bulunan sonuçlarla uyum içerisinde olduğu söylenebilmektedir. Zahedifar vd. (2012) dozimetrik pikin üç bileşenden oluştuğunu ve 3 pik ile fit edildiği rapor edilip bu piklerin aktivasyon enerjileri ($E = (1,30, 1,23 \text{ ve } 1,12) \text{ eV}$) olarak belirtilmiştir. Şahiner (2017) bir çalışmada genel mertebe kinetik (GOK) ve Lambert-W fonksiyonu ile bu dozimetrelerin ısıtma eğrileri iki yaklaşım altında dekonvolüsyon işlemi gerçekleştirilmiş olup üç ayrı pik sayılarak fit edilmiştir. Bu çalışmada dozimetrik pik

için hesaplanan aktivasyon enerjisi (1,11 eV) ve tez kapsamında elde edilen aktivasyon enerjisi uyum içerisinde dir.



Şekil 4.4 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağı ile 0,5 Gy ışınlanan alüminyum oksit ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$, dozimetrelerin ışıma eğrisinin dekonvolüsyon analizi. Analizin FOM değeri %3,2 bulunmuştur

Çizelge 4.1 Alüminyum oksit dozimetrelerin dozimetrik pikin farklı yöntemlerle hesaplanan aktivasyon enerjisi ve frekans faktörleri ve bunların değişimi

Metot		s (s ⁻¹)	E (eV)
Deneysel	Başlangıçtaki artış yöntemi	$6,8 \times 10^{21}$	$1,16 \pm 0,02$
	Kesikli ışıma eğrisi tekniği	$1,36 \times 10^{13}$	$1,03 \pm 0,04$
	Farklı ısıtma hızları yöntemi	$6,04 \times 10^{20}$	$0,86 \pm 0,12$
Sayısal	Dekonvolüsyon	$1,68 \times 10^{14}$	1,12 FOM (%): 3,2

Tüm analiz metotlarına göre dozimetrik pik, birinci mertebe kinetiğe uymaktadır, ancak sayısal metotta (dekonvolüsyon) kinetik mertebe parametresi 1,20 olarak hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değer Kitis vd. (1998) göre birinci mertebe kinetik değeri olarak kabul edilebilir.

Çizelge 4.1’de 4 farklı yöntem kullanılarak elde edilen aktivasyon enerji değerleri birbirleriyle uyumludur. Bu metotların içerisinde en düşük aktivasyon enerji değeri farklı ısıtma hızları yöntemi almış, diğer üç teknikte birbirleriyle yaklaşık olarak aynı değer bulunmuştur. Farklı ısıtma hızları yönteminde elde edilen aktivasyon enerji değeri, dozimetrelerin termal sönümlenme olayına uğraması için TL pikin maksimum sıcaklığı (T_m) daha yüksek bir sıcaklığa kaymaktadır. Bu durumun, E değerinin düşük çıkması, maksimum sıcaklığa dayanması ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Frekans faktörü ise deneysel olarak hesaplanan değerleri, sayısal değerinden daha yüksek bulunmuştur. Literatürde bulunan çalışmalara göre Yüksel vd. (2015) birkaç yöntem kullanarak bu dozimetrenin kinetik parametreleri hesaplanmıştır. Bulunan aktivasyon enerji değeri CGCD $P_1=1,33\pm0,07$ eV, $P_2=1,66\pm0,08$ eV ve frekans faktörleri $1,98\times10^{13}$, $1,64\times10^{16}$ bulunmuş olup dozimetrik pikin iki pikten oluştuğu düşünülerek P_1 ve P_2 olmak üzere fit edilmiştir. Bu çalışmada sayısal olarak elde edilen aktivasyon enerjisi ve frekans faktörü yukarıdaki çalışma ile uyum içerisinde. Ancak deneysel olarak hesaplanmış olan frekans faktörün değeri daha yüksek bir değer bulunmuştur. Bunun yanı sıra Şahiner (2017) (CGCD GOK) çalışmasına referans alınarak farklı yöntemlerle hesaplanan aktivasyon enerji ve frekans faktörün % fark oranı da hesaplanmış olup en yüksek farkı %22,5’lik bir değer ile farklı ısıtma hızları yönteminde görülmektedir. Bunun sebebinin uygulamadaki metotlar arasındaki deneysel prosedür farklılıklarından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışmaya göre hem sayısal olarak elde edilen aktivasyon enerji değeri hem de deneysel olarak elde edilen aktivasyon enerji değeri uyum içerisinde. Fakat diğer çalışmalardaki gibi frekans faktörü yüksek hesaplanmıştır.

4.2 Dozimetrelerin kalibrasyon test sonuçları

Çalışma kapsamında kullanılan dozimetreler ^{137}Cs gama kaynağı ve X-ışın sistemi olmak üzere iki farklı kaynak kullanılarak kalibre edilmiştir. X-ışın sistemi, klinik olarak yaygın kullanılan 60, 80 ve 100 kVp tüp gerilimlerinde 15 mAs tüp akımında Şekil 3.11’de gösterilen deney düzeneği kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dozimetreler, Plaxiglass kutu içerisinde 110 cm uzaklıkta yer alan tüpün odak noktasının karşısına, tam ortaya denk gelecek şekilde ayarlanarak ışınlanmıştır.

Dozimetrelerin element düzeltme faktörleri (ECC) belirlenmesi için Denklem 3.2 kullanılarak ilk tüm dozimetreler için ortalama sayım değeri hesaplanmış, ardından her bir dozimetreden elde edilen sayım değerinin bölünmesi ile belirlenmiştir. Dozimetrelerin az olması nedeniyle kalibrasyon sonuçları yüksek sapmalar göstermektedir. Bunların içerisinde TLD'lerden elde edilen ECC değerindeki en yüksek % değişim 100 kVp tüp potansiyeli için 17,276 elde edilmiştir. 60 ve 100 kVp arasındaki ECC'deki % değişimi ~16 ve 80 ile 100 kVp arasındaki ECC'deki % değişimi ~13 olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlar Çizelge 4.2'de sunulmuştur.

Çizelge 4.2 Dozimetrelerin farklı kaynakları ile ışınlama sonucunda elde edilen sayım ve ECC faktörlerinin % sapma değerleri

Kaynak			Doz (mGy)	Sayım % sapma	ECC % sapma
	¹³⁷ Cs		0,973	13,761	13,941
	X-ışını	100 kVp	1,067	17,277	17,372
		80 kVp	0,73	14,792	15,144
		60 kVp	0,49	14,472	14,596

Çizelge 4.2'de ¹³⁷Cs gama kaynağı yardımı ile yapılan kalibrasyon, X-ışın yardımıyla yapılan kalibrasyonlardan daha düşük sapma göstermektedir. Bununla birlikte X-ışın kalibrasyonlarında yüksek enerji (100 kVp) ve yüksek dozda (1,067 mGy) %sapma değeri hem sayım hem de ECC verilerinde daha fazla olduğu görülmüştür. Bunun sonucunda sapma değerinin enerji ve doza bağlı olduğu söylenebilir.

Dozimetrelerin hesaplanan TL şiddet değerlerinden doz değerine geçiş yapılması için okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) kullanılmaktadır. Bunun için dozimetrelerin tavlama işlemi gerçekleştirildikten sonra ışınlanıp okunmuş ve ECC faktörleri hesaplanmıştır. Ardından bir sonraki sayım değerleri ECC faktörleriyle çarpılarak düzeltilmiş sayım değerleri elde edilip bu sayım değerlerinin ortalaması, dozimetrelerin kaydolduğu uzaklıktaki tüp çıkışı ve ¹³⁷Cs gama kaynağından çıkan gama ışının değerine göre o noktada hesaplanan doz değerine bölünmesi ile okuyucu kalibrasyon faktörü değerleri belirlenmiştir. Bunlara göre elde edilen okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) değerleri Çizelge 4.3'te kaydedilmiştir.

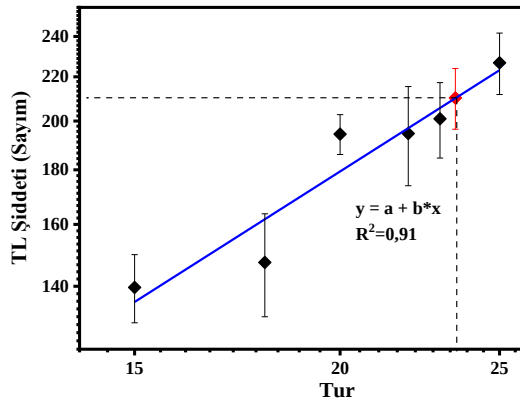
Çizelge 4.3 Dozimetrelerin iki farklı kaynak (X-ışını ve ^{137}Cs gama kaynağı) ve X-ışın için 3 farklı enerjiye göre hesaplanan RCF değerleri

Farklı ışınlama sistemlerinde elde edilen RCF değerleri (nC/mGy)			
X-ışın sistemi			^{137}Cs gama kaynağı
100 kVp	80 kVp	60 kVp	
755,26	766,20	736,30	210,95

Çizelge 4.3'te yapılan kalibrasyon işlemlerinin dozimetrelerin $\text{RCF}_{100\text{ kVp}}$ ve $\text{RCF}_{80\text{ kVp}}$ değerleri arasında %1,4'lük bir fark elde edilirken $\text{RCF}_{80\text{ kVp}}$ ve $\text{RCF}_{60\text{ kVp}}$ arasında ~%4 bir fark bulunmuştur. Kalibrasyonun son kısmında ve doz değerlendirme işleminde, dozimetrelerden elde edilen sayım değeri Denklem 3.4 kullanılarak, ECC ile çarpılıp RCF faktörünün bölünmesi ile hesaplanmıştır.

4.2.1 Beta kaynağının kalibrasyonu

Bölüm 3.2.2.2'de kullanılan yöntemler kısmında belirtilmiş olan prosedüre göre kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Belirtildiği üzere istenilen kalibrasyon 1 mGy doz için tur sayısının eşit olmasına dayalı yapılmıştır. Buna göre ^{137}Cs gamma kaynağından elde edilen düzeltilmiş sayım değeri referans alınarak dozimetreler beta kaynağı ile 15, 18, 20, 22, 23 ve 25 tur ışınlanmış olup sayım değerleri kaydedilmiştir. Böylece (Şekil 4.5)'te verilen tur sayısının ölçülmesinden sayım değerleri elde edilip tur sayısı-sayım değerleri eğrisi çizilmiştir.

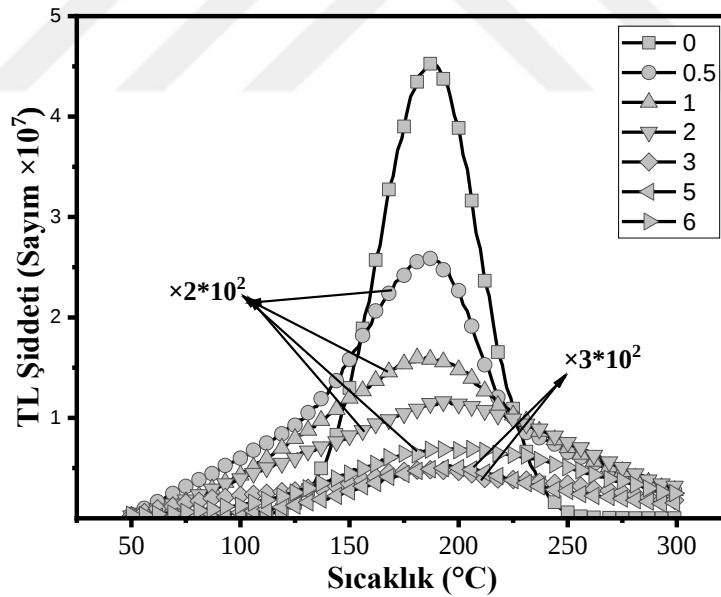


Şekil 4.5 Tur sayısı-sayım değerleri grafiği. ^{137}Cs gama kaynağın sayım değerine karışıklık gelen değer eşitlik $y = 8,8717x + 2,1056$ ile hesaplanmıştır.

Yukarıdaki grafiği kullanılarak ^{137}Cs gama kaynağı ile verilen 1 mGy sayım değerine karşılık gelen değer interpolasyon (ara değer kestirimi) yöntemi ile belirlenmiştir. Alüminyum Oksit dozimetreler için ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ TLD-500) cihazın aktivite ve doz hızına bağlı olarak ~24 tur 1 mGy doza eşit olması hesaplanmıştır.

4.3 Işık Hassasiyeti Sonuçları

Elde edilen verilere göre $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin gün ışığına son derece hassas olduğu ve TL sinyalinde önemli bir kaybın meydana geldiği görülmüştür. Buna göre, ışığın, dozimetrik pikin tuzaklarından yüklerinin optik olarak uyarılmasını sağlamasıdır. Şekil 4.6, dozimetrik pikinde kayıp meydana gelmesini ve yayvanlaşmasını göstermektedir. Yayvanlaşmanın sebebi de kristaldeki elementler arasında etkileşimler meydana gelmesinden dolayı söylenebilir. Görüldüğü gibi TL piki gün ışığında kalma süresine göre azalmakta olup yayvanlaşır, ama pikin maksimum sıcaklığı değişmeyecektir.



Şekil 4.6. TL piki gün ışığına maruz kalma süresine göre kayıp ve değişim meydana gelmesi. 30 dakika-6 saat zaman aralığında maruz kalma zamanının bir fonksiyonu olarak TL eğrilerindeki değişim. (Grafiğin gözükmesi için bazı noktalar 0.5, 1, 2, 6 saat 200 ile ve 3 ve 5 saat 300 ile çarpılmıştır.)

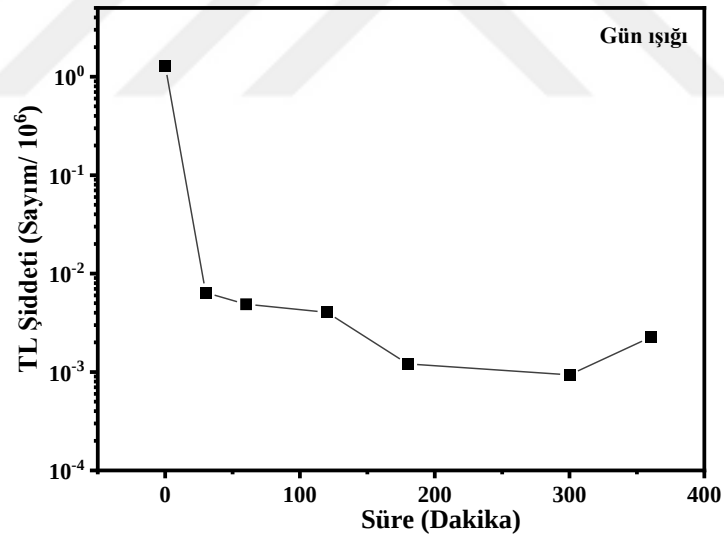
Pikin azalması ve kayıp değerinin anlaşılabilmesi amacıyla dozimetreleri, yarım saat, 1, 2, 3, 5, 6 saat zaman aralıklarında gün ışığına maruz bırakarak elde edilen değerler Şekil

4.7’da verilmiştir. Pikin %kayıp oranının hesaplanabilmesi için Denklem (4.1) kullanılmıştır (Walker vd. 1996).

$$\%TL_t = \frac{TL_0 - TL_\lambda}{TL_0} \times 100 \quad (4.1)$$

Burada TL_0 , dozimetrelerin herhangi bir ışık kaynağına maruz kalmadan ışınlama işlemi gerçekleştirildikten sonra elde edilen başlangıç TL şiddet değerleri, TL_λ , ise ışık kaynakların dalga boylarına bağlı olarak belirli sürelerde ışık kaynaklarına maruz kaldıktan sonra elde edilen TL şiddet değerleridir.

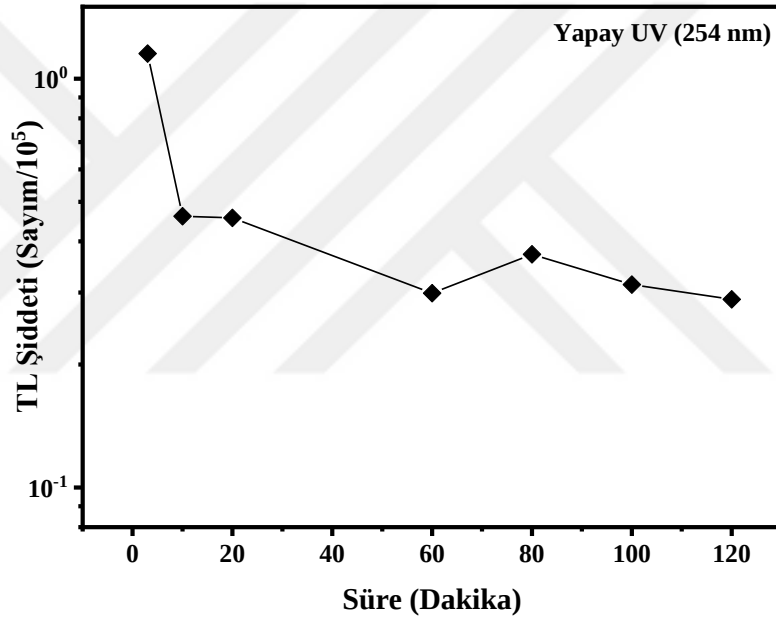
Hesaplamaların sonucunda $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin yarım saat gün ışığına maruz bırakıldığı zaman %99 oranında, 6 saat bırakıldığı durumda pikin tamamı kayıp olup bütün yüklerin tuzaklardan boşaltılmış olması görülmüştür.



Şekil 4.7 Değişen gün ışığının, maruz kalma zaman aralıklarına göre TL azalma ve sönümlenmesi.

Gün ışığının UV hassasiyeti deneylerin yanında dozimetrelerin yapay UV hassasiyeti ve UV’den kaynaklanan ışık kaynaklı sönümlenme deneylerinin sonucu Şekil 4.8’de gösterilmiştir. Okumalardan elde edilen tüm değerler ECC ve RCF faktörlerinin uygulamasından sonra verilmiştir. Deneylerin sonucunda elde edilen veriler başlangıç

değerlerine göre değerlendirilmiş olup normalize edildikten sonra şekilde gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler 10 dakika UVC cihazın altında maruz kaldığı durumda TL sinyalin ~%60'lık bir kısmının kayıp olduğu görülmüş olup 2 saat maruz kaldığında orijinal değerinin %75'lik oranın kayıp olması ile sonuçlanmıştır. Walker vd. (1996) Alüminyum Oksit dozimetrelerin ışıkların dalga boylarına göre hassasiyeti ve sönümlenmesini araştırmış olup dalga boyu 254 nm olan ışıkların sönümleme değeri, sinyalin orijinal değerinin ~%50 oranında sönümlendiği verilmiştir. Walker'ın araştırması ile kıyaslandığında bu çalışmada sinyalin daha fazla kayıp olduğu görülmüştür.



Şekil 4.8 Sabit UV ışınlama enerjisi koşulları altında farklı zaman aralıklarında dozimetrelerin ışık kaynaklı sönümlenmesi ve sinyalin kaybı.

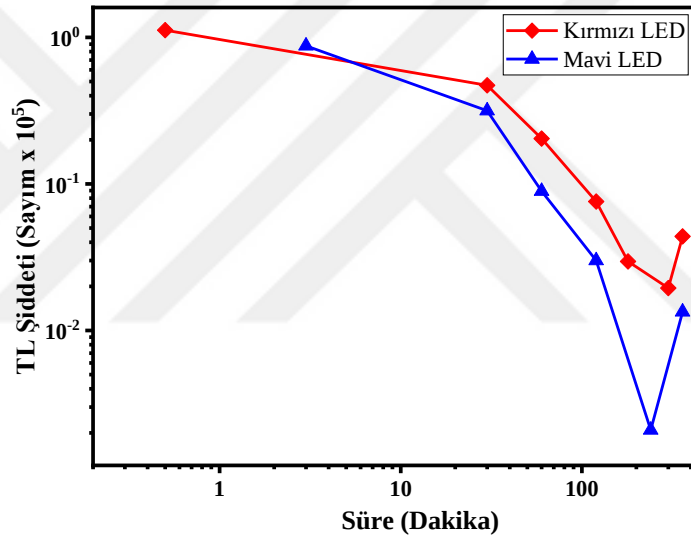
UV ışıkların dalga boylarının 300 nm'den düşük olması durumunda (UVC 280-100 nm) alüminyum oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ kristallerindeki merkezlerin optik iyonizasyonu gerçekleşir. Bu, detektörlerinde X ve gama ışınlamasına benzer ve UV radyasyon dozimetresi için kullanılabilir (Akselrod vd. 1990). Colyott (1997) yılında PTTL'nin UV-B dozimetresine uygulanmasını ve kullanılabilmesini detaylı olarak araştırmıştır. Bunun sonucunda bu dozimetrelerin foto-transfer TL olayından faydalanarak UV-B (307 nm) dozimetresi olarak kullanılabilir. Bu çalışmada UVC sterilizasyon cihazı kullanılarak dozimetrelerin sadece ışık kaynaklı sönümleme olayı araştırılmıştır.

Laboratuvar çalışma koşullarında kullanılan floresan lambalarına karşı dozimetrelerin hassasiyeti ve ışık kaynaklı sönümlenme (light induced fading) etkisini incelemek amacıyla dozimetrelerin 5 dakikadan başlayarak 4 saate kadar (240 dakika) farklı zaman aralıklarında UV ışığın yokluğu ile gerçekleştirilmiştir. Bu zaman aralıklarında elde edilen sonuçlar Şekil 4.10'de görülmektedir. Şekilde gösterilen TL pikin %kayıp miktarı ışık altında bıraktığı her bir zaman için Denklem (4.1) kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre dozimetreler 10 dakika laboratuvarlarda kullanılan floresan lambalara maruz kaldığı zaman orijinal değerinin ~%9'luk kısmının azaldığı görülmüş olup 1,5 saatte %39 oranında kayıp olması ile sonuçlanmıştır. Bunun yanı sıra çalışmada kullanıldığı 4 saat boyunca ışığa maruz kalgıdığı durumda ~%80'lik kısmının kayıp olduğu görülmüştür.

Literatürde bu konuda birçok grup (Akselrod vd. 1990, Musk 1993, Moscovitch vd. 1993, Izak-Biran ve Moscovitch 1996, Emfietzoglou ve Moscovitch 1996, Duggan vd. 2000) floresan ve akkor ışık kaynakları kullanılarak bu malzemenin ışık kaynaklı sönümlenmesini incelenmiş ve farklı sonuçlar elde edilmiştir. Musk (1993) düşük yoğunluklu akkor ışığa maruz kaldığında 6 saat içerisinde TL sinyalin %25 oranının azalması ve yüksek yoğunluk floresan ışığa maruz kalgıdığı durumda 6 saatte TL sinyalinin %90'dan fazla azalmaya neden olduğunu göstermiştir.

Kuramsal temellerde ve materyal-yöntem kısmında bahsedildiği üzere dozimetrelerin doğal gün ışığı, yapay sterilizasyon UV cihazı, laboratuvar çalışma koşullarındaki kullanılan floresan lambalarına karşı hassasiyetleriyle birlikte yüksek dalga boylarına sahip kırmızı ışık ve düşük dalga boylarına sahip mavi ışıklarına karşı hassasiyeti bu çalışmada incelenmiştir. Verilebilen en düşük enerjiye sahip kırmızı ışıklara (~1,97 eV) ve verilebilen en yüksek enerjiye (~2,70 eV) sahip mavi ışıklara karşı dozimetrelerin hassasiyetinin test edilmesi amacıyla, dozimetreler farklı zaman aralıklarında LED ışıklarına maruz bırakılarak elde edilen sonuçlar Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Sonuçlara göre dozimetreler yarım saat kırmızı ışığa maruz kaldığı zaman %58, 1 saatte ise %82, ama altı 6 saat maruz bırakılırsa %96 TL sinyalin orijinal kısmı azalmış olmaktadır. Mavi ışık dalga boyları düşük ve enerjisi yüksek olduğu için kırmızı ışıktan daha fazla etkili olup TL sinyalin daha fazla sönümlenmesine neden olmaktadır. Şekil 4.9'da görüldüğü

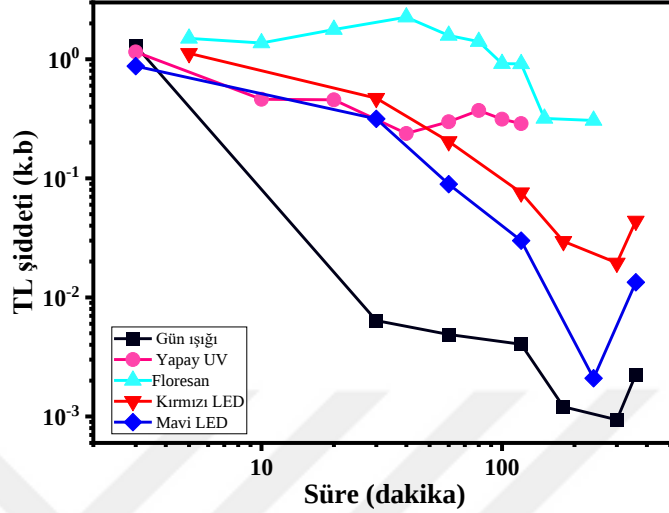
gibi dozimetreler ışığa yarım saat maruz kaldığında %64, bir saat içerisinde ~%90, 6 saat mavi LED'lerine maruz bırakıldığında %98,5 elektronların tuzaklardan boşaltıldığı görülmüştür. Literatürde yer alan önceki çalışmalarda bu dozimetrelerin ışık dalga boylarına göre araştırmalar Moscovitch tarafından (1993) yılında araştırılmış olup sarı ışığın, değiştirilmemiş floresan (unaltered fluorescent) ve akkor ışıktan (incandescent light) daha az etkili olduğu rapor edilmiştir. Bunun yanı sıra Rathbone vd. tarafından (1994) yılında başka bir araştırmada kırmızı ışığın kısa dalga boylarına sahip diğer ışıklardan daha az etkili olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada da kırmızı ışığın mavi ışıktan daha az etkili olduğu bulunarak Rathbone araştırmasına uygun sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 4.9 Mavi ve kırmızı LED'lerin sabit uzaklık ve sabit enerjide maruz kalma süresine göre TL sönümlenmesi

Dozimetreler 4 ve 5 saatten fazla gün ışığı, mavi ve kırmızı ışıklara maruz bırakıldığı durumda TL şiddetinde artış görülmüştür. Bu artış yüklerin derin tuzaklardan dozimetrik ve sık tuzaklara foto-transfer olayından kaynaklı olup sinyalde artış olmasına yol açmaktadır (Akselrod ve Gorelova 1993, Oster vd. 1994, Colyott vd. 1996). Moscovitch (1993) yılında $Al_2O_3:C$ dozimetreler için dozun (0,01 Gy beta) %95'inden fazlasının 400 lx floresan ışığına maruz kaldığı durumda silindiğini ve kalan %5 TL sinyalin iyonlaştırıcı radyasyon kaynaklı olmadığını ve birkaç saat ışığa maruz bırakılmasının ardından foto-transfer olayından kaynaklandığını varsayılmıştır. Buna göre bu çalışmada gün ışığına

yarım saat maruz kaldığı durumda doz bilgilerinin %99'luk kısmın silinmesi ve kalan kısmının da literatürde verilen foto-transfer olayı ile açıklanabildiği düşünülmektedir.



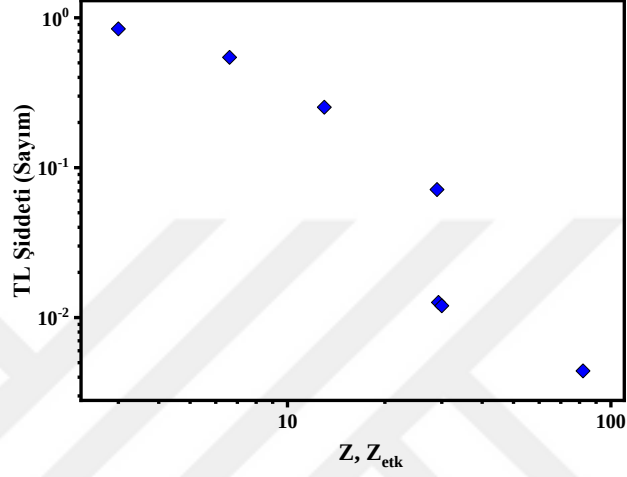
Şekil 4.10 Dozimetrelerin ışık kaynaklarının tür ve dalga boylarına göre maruz kalma süresinin bir fonksiyonu olarak TL sönümlenmesi

Bu çalışmada dozimetrelerin ışıktan etkilenmesi ve farklı ışık kaynaklarına karşı hassasiyeti incelenmiş olup gün ışığı, başka ışıklardan farklı ışık türleri ve farklı dalga boylarına sahip olduğu için daha etkili olduğu görülmüştür. Bununla birlikte sırasıyla mavi LED'ler (2 saat ~%97), kırmızı LED'ler (2 saat %93), yapay UV (2 saat ~%75), ve en son laboratuvar floresan lambaların (2 saat %39) etkili olması gösterilmiştir.

4.4 Geri Saçılma ve Zırhlama Etkisi

İyonlaştırıcı radyasyonun zırhlama ve korunması, radyasyon kaynağı ile soğurucu veya cihazlar arasında radyasyonu soğuracak malzemeye koymaktır. Düşük atom numarası Z olan malzemeler beta parçacık zırhlaması için uygundur. Yüksek Z'li malzemeler beta parçacıklarıyla etkileştiğinde bremsstrahlung (ikincil radyasyon-X-ışınları) radyasyonu üretmektedir. Laboratuvarlarda kullanılan beta kaynaklarında dozimetrelerin üzerinde yerleştirilmesi için kullanılan tepsilerin ışınlanan dozimetrelerin doz değerlerinin etkisini (bremsstrahlung ve geri saçılan) incelemek için bu deneyler yapılmıştır. Çalışma kapsamında Elsec 9010 ve Thermo Model 2210 ışınlama ünitelerinin örnek tepsisine

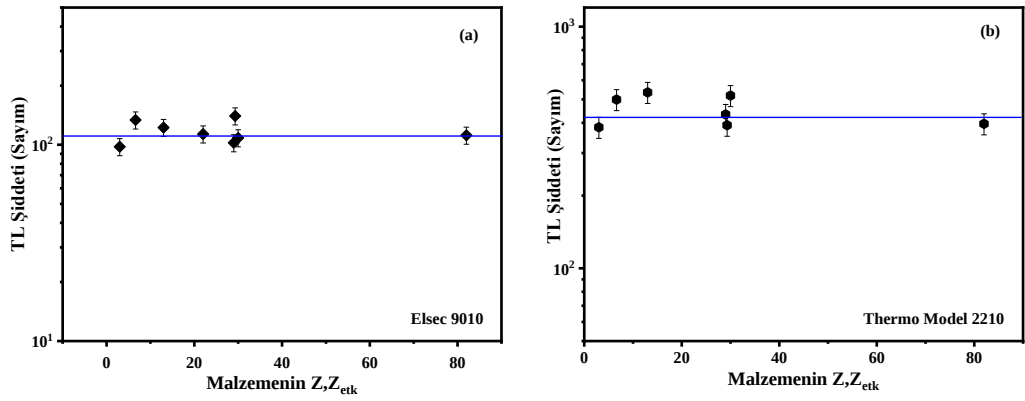
konulan dozimetrelerin üzerine 1 mm kalınlıkta tepsinin girintilerinin tam ölçeğinde farklı malzemeler; kâğıt, plastik, alüminyum, çelik, bakır, pirinç, çinko ve kurşun elementleri yerleştirilerek bu malzemelerin Z atom ve Z_{etk} etkin atom numarasına bağlı olarak zırhlama etkisi incelenmiştir. Şekil 4.11 malzemelerin atom (Z) ve etkin atom (Z_{etk}) numarasına göre TL sinyalin şiddetindeki azalımı göstermektedir.



Şekil 4.11 Malzemelerin atom (Z) ve etkin atom (Z_{etk}) numarasına göre TL sinyalin şiddetindeki azalım

Elde edilen sonuçlara göre konulan 1 mm kalınlığa sahip kâğıt, Elsec 9010 cihazında dozimetrelerin üzerine yerleştirildiğinde lüminesans şiddetinden elde edilen doz değerlerini ~%25 azalmaktadır. Bu kalınlıktaki plastik %51 azaltıp alüminyum ise %77 miktarında azaltmaktadır. Bakır, pirinç, çinko sırasıyla %93, %98,8, %98,9 ve kurşun ise dikkate değer bir sayım elde edilmemiş olup beta parçacıklar dozimetrelere ulaşmadan durdurulmaktadır. Benzer bir çalışmada Murthy ve Böhm (1982), çeşitli malzemeler için $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ve ^{204}Tl kaynaklarından gelen beta radyasyonun geri saçılma faktörleri CaSO_4 : Dy TLD dozimetreleri kullanarak ölçmüştür. Ayrıca bu kaynaklardan gelen beta radyasyonu için radyasyon azalma faktörü (transmission factor) de incelenmiştir. Ölçümlerinde alan başına doku kütlelerinin bir fonksiyonu olarak radyasyon azalma faktörü kullanılmıştır. Tez çalışma kapsamında farklı malzemeleri kullanarak malzemenin atom veya etkin atom numarasına bağlı olarak azalım değeri incelenmiş olup $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynakları için Murthy ve Böhm çalışmasına benzer bir davranış gözlemlenmiştir.

Doz hesaplamalarında göz önünde bulundurulması gereken önemli faktörlerden birisi de radyasyon kaynakları alanında ve cihazlarında dozimetreleri desteklemek ya da tutmak için kullanılan kap veya destek malzemesi tarafından geri saçılma etkisidir. Geri saçılma etkisi gama ve x-ışınları için radyasyonun enerjisi ve geri saçılan atom numarasına kuvvetle bağlı olup yüksek Z'li malzemeler için bu etki büyük orandadır. Bunun yanı sıra bu etki beta parçacıkların kaynaklarına da uygulanacaktır. Çalışma kapsamında bölüm 3.2.4'te anlatılan prosedüre göre dozimetrelerin altına konulan alt taşı malzemelerinin atom veya etkin atom numarasına bağlı olarak beta parçacıkların geri saçılmasının ışınlanan doz değerine etkisi Şekil 4.12'de görülmektedir. Çalışmada yapılan her iki beta ışınlayıcı cihazların üzerinde hesaplanan doz değerinde geri saçılmaya önemli bir ölçüde etki etmediği gözlenmiştir. Benzer çalışmada Doğan vd. (2016) Elsec 9010 ve Riso TL/OSL okuyucuyu kullanılarak alt taşı geri saçıcı malzeme alüminyum ve paslanmaz çelik, ışınlanacak malzeme ise kuvars, feldspat ve polymineral farklı tanecik boyutlarında kullanılmıştır. Ölçüm kısmında malzemelerin geri saçılmasının etkisi, doz olarak değil % sayım artış değeri üzerinden incelenmiş olup Elsec 9010 cihazında %16, %18 ve %21 sayım artışı gözlemlenmiştir. Bu çalışmada malzemelerin tanecik boyutları 20 ve 90-110 µ olduğu için beta parçacıkların enerjilerine bağlı olarak malzemelerinden kolayca geçip geri saçılma etkisi yaratabilir. Ancak bu çalışmada dozimetrelerin kalınlığının bir (1) mm olduğundan dolayı yeterince enerjili beta parçacıkları geçmediği ve geri saçılma yaratmadığı düşünülmektedir. Zırlama etkisi bulgularına göre alüminyum konulduğunda verilecek beta dozu %77 oranında zırlanmaktadır. Malzemelerin atom ve etkin atom numarası (alüminyum 13 ve alüminyum oksit 11,28) da birbirine yakın olduğu için verilen dozun büyük oranı durdurulmaktadır. Diğer bir çalışmada Harvey vd. (1975) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynaklarının geri saçılma faktörlerini ölçmek için ultra ince CaSO_4 : Dy fosforları kullanarak herhangi bir nüklit için benzersiz bir geri saçılma faktörü olmadığını göstermiştir. Ayrıca faktörün ışınlama geometrisine bağlı olması ve yakın dozda yaklaşık %10'luk geri saçılma etkisinden dolayı eksik doz tahminine yol açtığı rapor edilmiştir. Tez deneylerinde doz değeri diğer malzemelerin değişmemesi ile birlikte Elsec 9010 cihazında Al %8,5 ve Cu ise ~%3 oranında bir artış görülmüştür. Dolayısıyla Al konulduğu zaman Harvey'in çalışmasına yakın bir geri saçılma etkisi söylenebilmektedir.

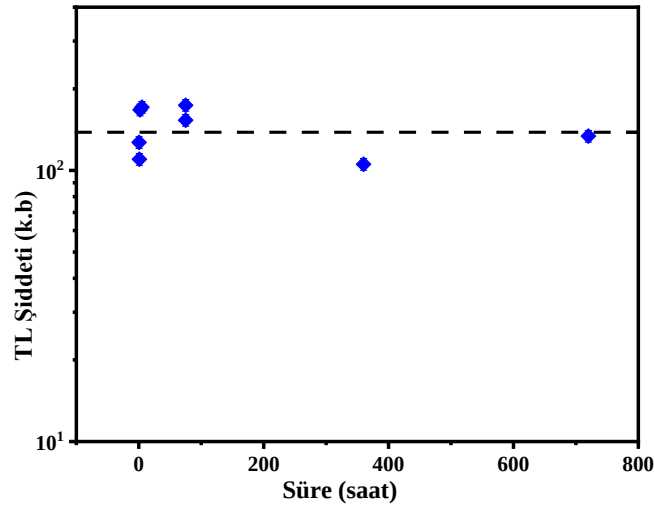


Şekil 4. 12 Elsec 9010 ve Thermo model 2210 beta kaynakların için alt taş olarak malzemelerin atom veya etkin atom numarasının bir fonksiyonu olarak geri saçılma etkisi. Elde edilen değerler kanal 0-50, 50-150, 150-200 arasında ROI alınarak 0-50 ve 150-200 kanalları 50-150 kanalların değerlerinden çıkartıp çizilmiştir.

4.5 Dozimetrik Özellikler

4.5.1 Sönüm (fading) çalışması

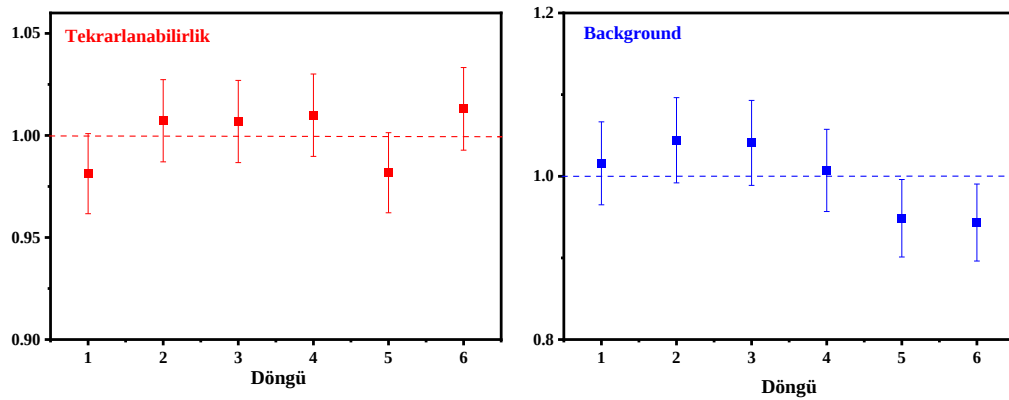
Alüminyum oksit α -Al₂O₃:C dozimetrelerin zamanla olan TL sinyalinin azalımını incelemek amacıyla dozimetreler bölüm 3'te anlatıldığı gibi ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı ile 0,5 Gy değerinde ışınlanmıştır. Işınlanan dozimetreler TL sinyalin şiddetinin azalması 30 dakikadan başlayarak (1 saat, 2 saat, 5 saat, 3 gün, 8 gün, 11 gün ve bir ay/30 gün) farklı zaman aralıklarında olan şiddet değişimi incelenmiştir. Dozimetreler laboratuvar çalışma koşullarında (lambalar açık) siyah saklama kabı içerisinde tutulmuş olup ölçümler karanlık ortamda oda sıcaklığında alınmıştır. Şekil 4.13'te dozimetrelerin bu zaman aralıklarında elde edilen TL sinyal şiddetinin zamana karşı değişimleri verilmiştir. Buna göre, TL sinyal şiddet değerlerinin bu zaman boyunca değişmediği görülmüştür.



Şekil 4.13 Alüminyum oksit dozimetrelerin 30 gün boyunca zamanla sönüm deneylerinin sonucu

4.5.2 Tekrarlanabilirlik testi

Bölüm 3.2.5.2’de anlatıldığı gibi dozimetrelerin en çok istenilen özelliklerinden biri tekrarlanabilir olmasıdır. Bunun için α - $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin tekrarlanabilirlik testleri düşük beta dozlarında gerçekleştirilmiştir. Bu testler için 6 döngü ölçümler alınmış olup her döngünün sonunda tavlama işlemi yapılmadan ışınlanıp okunmuştur. Deneylerden elde edilen sonuçlar ortalama değerine göre normalize edilerek şekil 4.14’te verilmiştir.

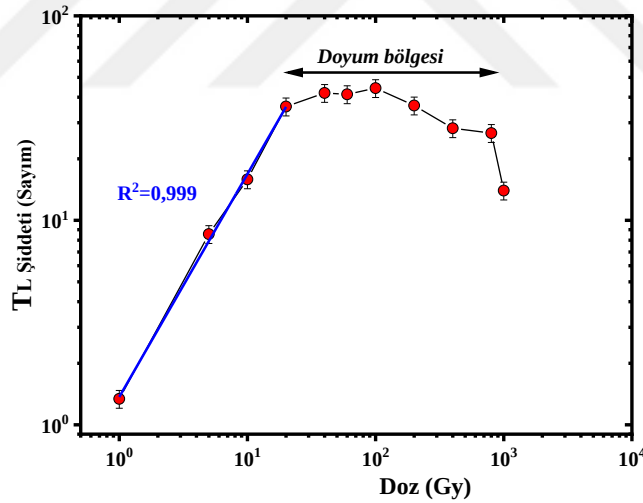


Şekil 4.14 25 tur (~ 1 mGy) beta doz değerinde dozimetrelerin tekrarlanabilirliği ve doğal fon değerlerinin değişiklikleri a) tekrarlanabilirlik, b) doğal fon (background) değerleri.

Şekil 4.14'e göre dozimetrelerin hiç tavlamanmadan tekrarlı ölçümlerle ortalama değerine göre sapmaları <%2 (1,88) olarak elde edilmiştir. Doğal fon (background) değeri ise %5,66 sapma ile sonuç elde edilmiştir. Bu sonuçlar neticesinde α -Al₂O₃:C dozimetrelerin düşük dozlarda hiç tavlama işlemi gerçekleştirilmeden aynı zamanda background değerinde de artış olmadan tekrar kullanılabildiği belirlenmiştir.

4.5.3 Doz cevap çalışması

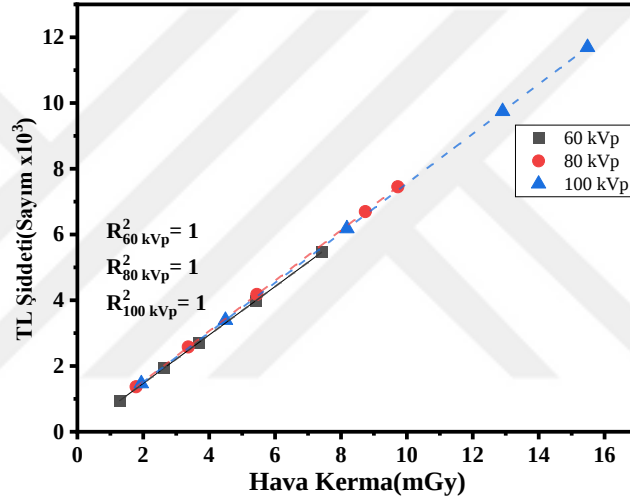
Dozimetreleri ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı ile 1Gy ile ~1kGy arasında ışınlanarak TL sinyalinin artan doza karşı TL şiddetinin değişimi araştırılmıştır. α -Al₂O₃:C dozimetrelerin verilen doz aralıklarında doz-cevap grafiği Şekil 4.15'te verilmiştir. Şekle göre bu doz aralıklarında yaklaşık olarak 40 Gy'e kadar lineer bir doz cevap davranışı gösterilmiş olup 40 Gy doz değerinden 200'e kadar cevapsız kalması sonra satüre hale gelmesi gözlemlenmiştir.



Şekil 4.15 1 Gy ile ~1 kGy arasında ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı ile ışınlanan α -Al₂O₃:C dozimetresinin artan doz ile TL şiddetinin değişimi (doz cevap)

Dozimetrelerin beta ışığının doz cevap grafiğinin incelenmesi ile birlikte X-ışın doz cevabı da araştırılmıştır. Çalışmada dozimetreler 3 farklı enerjide (60, 80 ve 100 kVp) sabit tüp gerilimi ve 6, 12, 20, 30, 40 mAs aralığında değişen tüp akımı değerinde {enerjilere göre 60 kVp (1,2-7,2 mGy) 80 kVp (1,8-11,2 mGy) ve 100 kVp (2,6-15,4 mGy) hava kerma değerlerinde} ışınlanarak davranışı incelenmiştir. Şekil 4.16'da dozimetrelerin elde

edilen doz cevap ilişkisi görülmektedir. Şekil 4.16'ya göre dozimetreler her üç enerjide 1,2 ila 15,4 mGy hava kerma değerleri arasında lineer bir doz-cevap göstermiştir. Lineer olarak fit edildiğinde her 3 enerjide elde edilen R^2 değerleri 1 bulunmuştur. Benzer çalışmalarda Al-Senan ve Hatab (2011), bir araştırmada $Al_2O_3:C$ (nanoDots, Landauer Inc) dozimetreleri kullanarak tanısal radyolojide 20 kVp, 80 kVp ve 120 kVp'lerde, dozimetrelerinin doz cevap doğrusallığı incelenmiştir. Buna göre genel x-ışını, CT ve mamografi ünitelerinde her beş radyasyon kalitesi için nanoDot doz cevapları ve iyon odası dozları arasında $R^2 > 0,99$ değeri ile iyi bir doğrusallık elde edilmiştir. Tez kapsamında elde edilen sonuçlar bu çalışmanın sonuçları ile benzerdir.

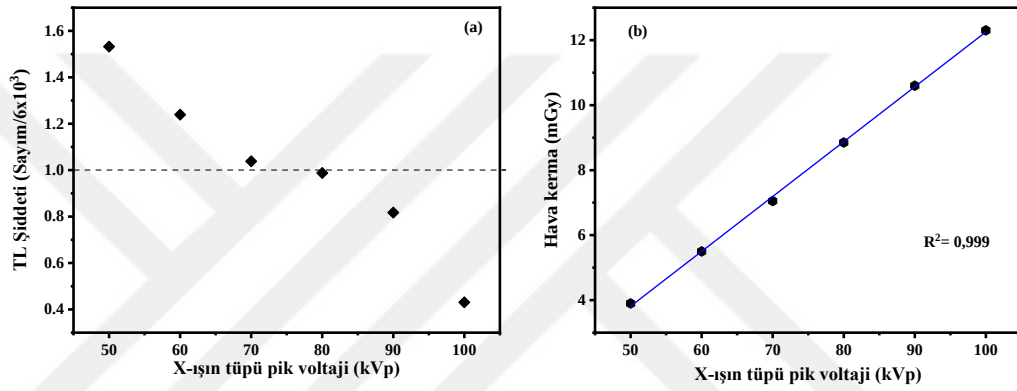


Şekil 4.16 $\alpha-Al_2O_3:C$ dozimetreler için 3 farklı enerjide (60, 80 ve 100 kVp) doz cevap eğrisi

4.5.4 Enerji cevabı

Bölüm 2.11'de anlatıldığı gibi $\alpha-Al_2O_3:C$ dozimetreler su ($Z_{etk} = 7,42$) ve insan dokusuna ($Z_{etk} = 7,22$) göre daha yüksek etkin atom numarasına ($Z_{etk} = 11,28$) sahip olması nedeniyle kullanılan tanısal radyoloji enerji aralıklarında (10-200 keV) diğer dozimetrelere göre daha yüksek lüminesans şiddeti göstermektedir. Ayrıca bu dozimetrelerden elde edilen sinyal kullanılan radyasyon kalitesine göre değişebilir (Aznar 2005). Bu çalışmada, soğrulan doz, kalibre edilmiş iyon odası ile belirlenmiş olup ilk ölçüm, dozimetreler olmadan alınmış, daha sonra dozimetre plexiglass kutu iyon odası önünde olduğu durumda kaydedilmiştir. Dozimetrelerden elde edilen sayım değerleri ilk

ECC faktörleri ile çarpılmadan, sonra 80 kVp ECC değerleri ile düzeltilip lüminesans şiddeti ile enerji arasındaki ilişkisi incelenmiştir. Şekil 4.17a X-ışın kalibrasyon cihazı ile 50-100 kVp, 50 cm uzaklıkta 3,3-12,3 mGy soğrulan doz değerleri ile ışınlanan sinyalin değişimi gösterilmektedir. Buna göre düşük enerjide (50 kVp), yüksek enerjiye (100 kVp) göre 3,5 kat daha yüksek lüminesans şiddeti elde edilmiştir. Diğer enerjilerde ise yüksek bir fark gözlemlenmemiştir. Aynı zamanda x-ışın tüpü pik voltajına karşı hava kerma grafiği bu enerji aralıklarında $R^2=0,999$ değeri ile lineer bir davranış göstermektedir (Şekil 4.17b).



Şekil 4.17 a) α -Al₂O₃:C dozimetrelerin x-ışın tüp pik enerjisinin bir fonksiyonu olarak TL kerma hassasiyeti. Wong vd. (2019)'e göre yüksek ve düşük enerjileri 80 kVp ile normalize edilmiştir, b) Lim (2011) çalışmasına referans alınarak, x-ışın tüpün pik voltajının bir fonksiyonu olarak hava kermayı göstermektedir.

Literatür çalışmalarında Sáez-Vergara vd. (1999) PMMA ve PVC'den yapılan iki çevresel kap içerisinde 33 keV-1250 keV enerji aralıklarındaki X-ışınları ve gama kaynakları (¹³⁷Cs ve ⁶⁰Co) ile ışınlanmıştır. Ayrıca bu çalışmada düşük x-ışın enerjileri ¹³⁷Cs gama enerjisi (662 keV) ile düzletme yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda, α -Al₂O₃:C dozimetrelerin düşük foton enerjilerinde 3 kata kadar daha yüksek lüminesans şiddet değeri gösterdiği rapor edilmiştir. Jursinic (2007) yılında bir çalışmada InLight/OSL Dot dozimetreleri kullanarak 6 MV ve 15 MV X-ışını ile ışınlanıp radyasyon enerjisi ve türünden bağımsız bir sonuç elde edilmiştir. Lim vd. (2011) yılında bir araştırmada ticari olarak temin edilen OSL Al₂O₃ dozimetrelerinin 40-100 kVp enerji aralıklarında performansını değerlendirerek bu enerji aralıklarında ANSI/HPS N13.11-2001 performans kriterlerinin uyumlu olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte bu enerji

aralıklarında soğrulan doza karşı x-ışın t p enerji grafiğinin $R^2=0,99$ değeri ile lineer olduğu rapor edilmiştir. Wong vd. (2019) nonoDot[™] OSL dozimetreleri kullanarak enerji bağımlılığının belirsizliği $\pm\%6,1$ bölünmüş olup yüksek ve düşük kVp'lerin düzeltme faktörleri 80 kVp ile normalize edilerek düşük potansiyellerinde (60 ve 70 kVp) $\%2$ aşırı yanıt (over-responded) ve daha yüksek t p potansiyellerinde (90 ve 140 kVp) $\%14$ az yanıt (under-respond) verdiği rapor edilmiştir. Literatürde bulunan sonuçlara göre bu çalışmadan elde edilen sonuçlar Lim'in çalışmasına benzer bir lineer davranış gösterirken tez çalışmasında R^2 değeri 1'e daha yakın bulunmuştur. Jursinic yüksek enerjileri kullanıldığı için enerji bağımlılığı göstermemiş olup tez çalışmasında düşük enerjilerin kullanılmasından dolayı farklılık göstermektedir. Ayrıca tez çalışmasında yapılan deneylerin sonucu S ez-Vergara vd. (1999)'nin çalışmasına göre biraz yüksek (0.5) sonuç elde edilmiş olup uyum içerisinde olduğu söylenebilmektedir.

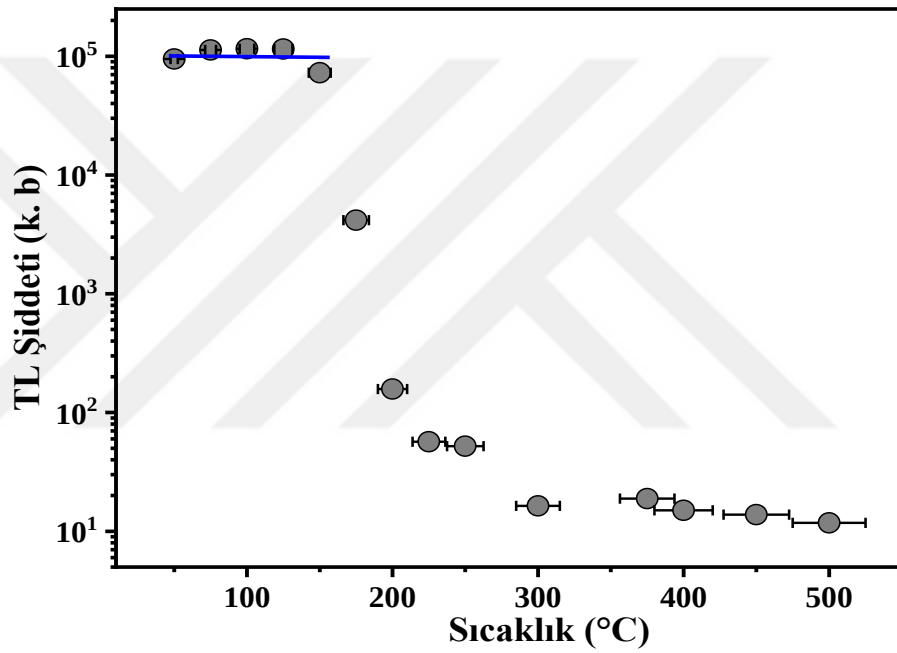
4.5.5 Minimum dedekte edilebilen doz değeri

Bölüm 3.2.5.5'te anlatıldığı gibi tavlanmış 5 adet dozimetrenin doğal sayım değerleri belirlendikten sonra standart sapması bulunmuştur. Kullanılan bu dozimetreler tekrar fırında tavlanmış ve Thermo Model 2210 ⁹⁰Sr/⁹⁰Y beta kaynağı ile verilebilen minimum doz değeri (1 tur) ışınlanarak 5 C/s ısıtma hızı ile 300 C sıcaklığa kadar okunmuş olup sayım değerleri elde edilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre dozimetrelerin minimum dedekte edilebilen doz değerinin 3,3 μ Gy olduğu bulunmuştur. Al₂O₃:C dozimetrelerle  l  lebiyecek en düşük doz değerleri OSL cihazının kullanılmasıyla 0,5 μ Gy'den (doğal arka plan radyasyonuna 5 saat maruz kalma durumunda) daha düşük olduğunu göstermişlerdir (B tter-Jensen vd. 2003). Bu araştırmaya göre tez çalışmasındaki hesaplanan MDD değeri yüksek bulunmuştur.

4.5.6  n ısıtma sıcaklığı

Materyal ve yöntem kısmında anlatıldığı gibi TL dozimetre çalışmalarında ışıma eğrisinin yapısında bulunan düşük sıcaklık piklerinin katkısını doz bilgilerinden gidermesi için okuma öncesinde ön ısıtma uygulanması gerekmektedir. Düşük sıcaklık piklerinde kararsız tuzaklar bulunmakta olup ısıtma ya da dış bir etki yapılmadan ışınlama

işleminde sonra kısa bir süre içerisinde boşalmaktadır. Ön ısıtma uygulanmasının amacı doz hesaplamalarında dozimetrik tuzaklara zarar vermeden kararsız tuzakları ve düşük sıcaklık piklerinin olası düzensiz etkilerinin giderilmesidir. $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelere için literatürlerde ve üretici firmalar tarafından ön ısıtma sıcaklığı uygulamasının gerekmediği önerilmemiştir. Ancak McKee vd. (1995)'nin yaptığı çalışmada belirtildiği üzere bazı örneklerde 100°C 'de bir pik gözlemlenmiştir. Bu yüzden bu çalışma kapsamında kullanılan dozimetrelere uygulanacak ön ısıtma sıcaklığı çalışılmıştır. Şekil 4.18'de Bölüm 3.2.5.6'da anlatılan deney prosedürüne göre ön ısıtma sıcaklığı gösterilmektedir.



Şekil 4.18 $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelere için ön ısıtma sıcaklığının tespiti

Elde edilen grafiğine göre plato bölgesinin oda sıcaklığından 100°C 'ye kadar gittiği gözlemlenmiştir. Ayrıca platonun azalmaya başladığı sıcaklığa kadar (125°C , 60 saniye) bu dozimetrelere bir ön ısıtma sıcaklığı uygulanabilir. Bunun yanı sıra bu dozimetrelere bu sıcaklığa kadar ön ısıtma uygulanıp uygulanmadığında dozimetrik pikin kararlı tuzaklarına zarar verilmemektedir. Doz bilgisinin elde edildiği tuzaklanmış elektronlar 125°C 'den sonra başlamaktadır. Dozimetrelere 125°C 'den daha fazla ön ısıtma sıcaklığı uygulandığı zaman doz bilgileri ve dozimetrik tuzaklarına zarar vermeye başlar. Aslında 60 saniye boyunca bu dozimetrelere $100\text{-}125^\circ\text{C}$ ön ısıtma uygulanmasının uygun olduğunu söylenebilir.

5. SONUÇ

Bu tez kapsamında Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetreler metodolojik açıdan lüminesans teknikler kullanılarak araştırılmış, kalibrasyonları yapılmış, dozimetrik özellikleri incelenmiş ve tanısal radyoloji uygulamalarında kullanılabilirliği incelenmiştir. Ayrıca bu dozimetrelerin ışık hassasiyeti farklı kaynaklar kullanılarak araştırılmıştır.

Bu kapsamda tezin ilk aşamasında Alüminyum Oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerinin kinetik parametreleri; aktivasyon enerjisi ve frekans faktörü, hem deneysel (farklı ısıtma hızları yöntemi, başlangıçtaki artış yöntemi ve kesikli ışımaya eğrisi tekniği) hem de sayısal (dekonvolüsyon) yöntem kullanılarak dört farklı metot aracılığı ile belirlenmiştir. Çalışmaya göre aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- a) Aktivasyon enerji değerleri dozimetrik TL piki ($T_{\max}=170^\circ\text{C}$) için hem sayısal hem de deneysel olarak %14 belirsizlik ile ~ 1 eV elde edilmiş olup önceki çalışmalarla uyum içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. Bununla birlikte elde edilen enerji değerleri alınan referansa göre farklı ısıtma hızları yöntemi kullanıldığında %22,5 bir fark ile en düşük değere sahiptir. Bunun nedeni de yüksek ısıtma hızları kullanılmasından etkilenmesi ve termal sönüm etkisinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.
- b) Deneysel olarak IR ve VHR yöntemlerden elde edilen frekans faktörü, sayısal ve FGT yöntemine göre daha yüksek bir ($\sim 10^7$) değer elde edilmiştir. Frekans faktörü literatürde kullanılan yöntemine göre farklı değerler göstermekte olup bu çalışmadan elde edilen değerler de farklılık göstermektedir. Ayrıca, elde edilen değerler, literatürde bildirilen değerlerden de yüksek olarak bulunmuştur.
- c) Dekonvolüsyon tekniği ile araştırılan dozimetrik TL pikinin birinci dereceden kinetik mertebesine sahip olduğu gösterilmiştir (Şekil 4.4). Ayrıca, bu sonuçlar başlangıçtaki artış ve kesikli ışımaya eğrisi yöntemlerinden elde edilen kinetik mertebesi sonuçları ile uyumludur.
- d) Dekonvolüsyon sonuçları $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrenin $50\text{-}300^\circ\text{C}$ sıcaklık aralığında TL grafiğinde bir tane dozimetrik pikten oluştuğunu göstermekteyken bazı çalışmalarda 3 pik (McKee vd. 1995, Şahiner 2017) diğer çalışmalar ise dozimetrik pikin 2

(Yazici vd. 2003, Yüksel vd. 2015) veya 3 (Zahedifar vd. 2012) iç içe geçen piklerden oluştuğu belirtilmiştir. Yazici (2000), oluşan piklerin ısıtılan radyasyon türü, ısıtma hızı ve doz hızı gibi diğer faktörlerden etkilenebileceğini rapor etmiştir. Ayrıca bu durum dozimetrelerin tavlama sıcaklığının yüksekliğinden (900°C 10 dakika) ve defalarca kullanımından dolayı kristal yapısında meydana gelebilecek olası hasarlardan ve hassasiyet değişiminden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Tezin ikinci aşamasında ölçümlerin başlangıç kısmında dozimetrelerin ^{137}Cs gama kaynağı ve kalibrasyon X-ışını cihazı yardımıyla kalibrasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. X-ışın cihazında kalibrasyon işlemleri 3 farklı tüp gerilim (60, 80 ve 100 kVp) ve 15 mAs tüp akımı (karşılık geldiği doz 0,49, 0,73 ve 1,07 mGy) değerlerinde yapılmıştır. Bu enerji aralıklarında kullanılan dozimetreler 100 kVp için %17,37, 80 kVp için %15,14 ve 60 kVp için %14,6 oranlarında yüksek dozlarda düşük dozlara göre daha fazla sapma gözlenmiştir (Tablo 4.2). Ayrıca ^{137}Cs gama kaynağından elde edilen 1 mGy doz değerine düzeltme yapıldığında 100 kVp geriliminde %25,2, 80 kVp’de %8,6 ve 60 kVp geriliminde %5 sapma bulunmuştur. Bunun yanı sıra elde edilen RCF faktörlerinin birbirine yakın çıkması ile birlikte $\text{RCF}_{100\text{ kVp}}$ ve $\text{RCF}_{80\text{ kVp}}$ değerleri arasında % -1,4’lük bir fark elde edilirken $\text{RCF}_{100\text{ kVp}}$ ve $\text{RCF}_{60\text{ kVp}}$ arasında ~%2,5 bir fark bulunmuştur (Tablo 4.3). Özetle, düşük tüp gerilim ve düşük dozda yüksek gerilime göre daha düşük RCF elde edilmiştir.

Thermo Model 2210 $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta kaynağın dozimetrelerin kalibrasyonunda, ^{137}Cs gama kaynağından elde edilen 1 mGy doz değeri referans olarak kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Beta kaynağın içerisinde ısıtılan $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ dozimetrelerin kalibrasyon işlemi sonuçları 24 turda $0,98 \pm 0,16$ mGy olarak belirlenmiştir. Bu ölçümler sırasında 1 mGy doz için gerekli tur sayısı bilgisine ulaşılabilmesi amacıyla dozimetreler 15-25 tur ısıtılarak sayım değerleri kaydedilip tur sayısına karşı sayım değerleri eğrisi çizilmiştir (Şekil 4.5). Çizilen grafiğin, ^{137}Cs gama kaynağından elde edilen sayım değeri ara değer kestirim yolu (interpolasyon) ile bulunmuştur. Dozimetrelerin kalibrasyonu ilgili enerji aralıklarında doz ölçüm ve değerlendirmesi sırasında hassasiyetinin arttığı ve hata payının azaldığı gözlenmiştir.

Doz ölçümleri sırasında ışık hassasiyeti çalışmaları, araştırılan ışık türleri arasında gün ışığının farklı dalga boylarına sahip olmasından dolayı diğer ışık kaynaklarına göre lüminesans sinyallerinde daha fazla azalmaya neden olduğu görülmüştür (Şekil 4. 10). Bulgular; α -Al₂O₃:C dozimetre ile çalışılırken gün ışığından korunması gerektiği yönündedir. Bu kapsamda doz ölçümü yapılacak laboratuvar ortamında özellikle UV ışığı filtreleyecek şekilde bir alt yapıya sahip olması gerekmektedir. Laboratuvar ışığı altında yani floresan lambaların altında birkaç saate kadar, yoğun LED ışıkları altında ise birkaç on dakikaya kadar çalışılabilir olduğu gözlenmiştir. Ayrıca UV sterilizasyon cihazların olduğu ortamlarda da LED ışıklarına benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu kapsamda alüminyum oksit dozimetreler ile dozimetre okuma işlemleri sırasında çalışılacak laboratuvar ortamı hakkında şu koşullar önerilmektedir. Dozimetreler okunurken ilgili laboratuvar UV filtrelenecek şekilde bir donanımda (örneğin perde ve cam pencere gibi), ışık ortamında, bir ışık geçirmez koruyucu kap yardımıyla muhafaza edilerek okuma sırasında kaptan çıkarılarak TL okuyucu cihaza yerleştirilmesi gerekmektedir.

Çoğu radyasyon korunma kılavuzlarında beta parçacıkların zırhlanmasında düşük Z'li (plastik) malzemeleri önerilmekte olup yüksek Z'li malzemeler daha fazla ikincil radyasyon üretilmesine neden olmaktadır. Çalışma kapsamında kullanılan beta kaynakları Elsec 9010 ve Thermo Model 2210 ışınlama ünitelerinde dozimetrelerin üzerine 1 mm kalınlıkta, kâğıt, plastik, alüminyum, çelik, pirinç, çinko ve kurşun elementleri yerleştirilerek bu malzemelerin bu cihazlarda verilen beta enerjisi ve dozimetre-kaynak uzaklığına göre etkisi incelenmiştir. Elde edilen sonuçlarda literatürde belirtildiği gibi bu malzemelerin Z ve Z_{etk}'lerine bağlı olarak beta parçacıklarının durdurulması gözlenmiştir. Malzemelerin 1 mm kalınlıkta lüminesans şiddetlerinden elde edilen doz değerlerinin kâğıt %25, plastik %51, alüminyum %77 oranında azalmakta olduğu gözlenirken kurşun ise dikkate değer bir sayım elde edilmemiştir. Ayrıca bu malzemelerin geri saçılma etkileri de değerlendirilmiştir. Elsec cihazının tepsi çelikten olup dozimetreler çelik tepsi üzerinde ışınlama yapılırken Thermo Model 2210 ışınlayıcı ünitesindeki tepside dozimetrelerin ışınlama sırasında denk geldiği noktada boşluk bulunmaktadır. İlgili malzemeler dozimetrelerin altına konularak bu cihazlarında ışınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Her iki beta ışınlayıcı cihazda alt taşı olarak kullanılan farklı malzemeler için aynı doz miktarı verildiğinde geri saçılmaya önemli

ölçüde etki etmediği gözlemlenmiştir. Sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda 1 mm kalınlıktaki dozimetreler beta parçacıkların enerjilerini soğurup yeterince enerjili beta parçacıkların dozimetrelerden geçmediği ve geri saçılma etkisi yaratmadığı rapor edilmiştir.

Alüminyum Oksit α -Al₂O₃:C dozimetrelerin tanısal radyoloji alanlarında kullanılabilirliği araştırılmış olup bu enerji aralıklarında dozimetrik özellikleri incelenmiştir. Kullanılan bu dozimetreler çalışmanın zamanı boyunca (30 gün) TL şiddeti ve doz değerinde önemli miktarda bir azalma meydana gelmediği görülmüştür. Bu dozimetrelerin tekrarlanabilirlik özellikleri araştırılmış olup göreceli olarak uzun süreli (~3-5 saat) tavlama sürecinin (900°C’de 10 dakika) etkisi araştırılmış ve doğal fon değerinde artış meydana gelip gelmediği incelenmiştir. Çalışmada kullanılan 6 döngü incelendiğinde, her döngünün sayım değeri ortalama değerine göre sadece %1,88 sapma göstermekte olup doğal fon değerinde %5,7 sapma ile dikkate değer bir değişim meydana gelmediği belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre α -Al₂O₃:C dozimetrelerin düşük dozlarda (μ Gy ve mGy mertebesinde) yapılacak çalışmalarda tavlama işlemine gerek kalmadan pratik olarak kullanılabilir olduğu gösterilmiştir. Kalibrasyon x-ışını cihazıyla ışınlanan bu dozimetreler 60-100 kVp tüp gerilimlerinde $R^2=1$ lineer bir doz cevap verilmekte olup yüksek dozlarda (~1 kGy) 40 Gy’ye kadar lineer davranış göstermekte daha sonra 200 Gy kadar doz cevap grafiği satürasyon meydana gelmektedir. 200 Gy doz değerinden daha fazla ışınladığı durumda TL sinyal şiddetinde doyum noktasından %75 azalma gözlemlenmiş olup bu durumun nedeni ileri araştırma konusu olduğu düşünülmektedir. Enerji cevabı incelenmesi kısmında dozimetreleri ilk kalibrasyon faktörleri ile çarpılmadan daha sonra çarpıldıktan sonra değerlendirilmiştir. Buna göre Gasparian (2009)’ın çalışma sonuçlarına dayanarak (dozimetreler aynı enerjide kalibre edildiği zaman enerji bağımlılık sapmaları en az değerlere indirilebilir) kalibrasyon faktörleri ile düzelttiği ve düzeltmediği sonuçlar arasında önemli bir fark gözlemlenmemiştir. Ayrıca bu dozimetreler düşük enerjili x-ışınlarında (50 kVp) 3,5 kat daha yüksek lüminesans şiddeti gösterip düşük enerji aralıklarında doz değerlendirilmesinde hata payının arttığı görülmüştür.

Dozimetrelerin minimum dedekte edilebilen doz (MDD) değeri araştırılmış olup yapılan çalışmanın sonucunda bu dozimetrelerin TL sinyali ile MDD doz değeri 3,3 μGy elde edilmiştir. Literatürde diğer çalışmalarda $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dozimetreleri için OSL modunda daha düşük bir değer bulunmuştur. Örneğin Bøtter-Jensen (2003) 0,5 μGy 'den daha düşük olduğunu rapor ederken Gasparian (2009)'in çalışmasında 0,4 μGy olarak hesaplanmışlardır. Bu çalışmalara göre TL sinyali ile hesaplanan MDD değerinin 7 kat daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu kapsamda medikal fizik çalışmalarında düşük dozlarda özellikle tanısal radyoloji ve çevresel dozimetre olarak diğer dozimetrelere göre daha kullanışlı olduğu gözlenmiştir.

Alüminyum oksit $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ dozimetreler için literatürde ve üretilen firmalar tarafından ısınlama sonrası tavlama (ön ısıtma) önerilmemiştir ancak dozimetreler aynı element içerikleri ve özelliklere sahip olsa da farklı üretilen firmalardan alındığı aynı tip dozimetreler farklı lüminesans özellikleri gösterebilir. Çalışma kapsamında elde edilen deneylerin sonuçlarına göre bu dozimetreler için TLD okuyucu cihazlarda 100-125°C, 60 saniye içerisinde bir ön ısıtma uygulanması önerilebilir.

Bu tez çalışmasında $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ TL dozimetrelerin tanısal radyoloji enerji aralıklarında dozimetrik özellikleri incelenmiş ve kullanılabilirliği araştırılmıştır. Tanısal radyoloji enerji aralıklarında özellikle 300 keV enerji altında ikincil yüklü parçacıklardan kaynaklanan ısımayla olan kayıplar %1'den daha az bir değer almakta olup soğrulan doz ve kerma yaklaşık olarak eşit olduğu varsayılmaktadır (AAPM TG61 2002). Bu enerji aralıklarında $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ TL dozimetrelerin kullanılabilir olduğu gösterilmiş olup kullanılacak enerji aralıklarına göre kalibre edilmesi önerilmektedir. Ayrıca kullanılan ortamlarda bu dozimetrelerle çalışılırken veya taşıma sırasında bir ışık geçirmez koruyucu kap yardımıyla muhafaza edilmesi gerekmektedir. Bu sonuçların yanında, çalışmada kullanılan deneysel yöntemler ve prosedürlerle ışık hassasiyeti ve dozimetrelerin yüksek dozlardaki davranışlarının incelenmesi konularındaki metodolojik çalışmalara katkıda bulunulmuştur. Ayrıca yüksek dozlarda (>200 Gy) da bu dozimetrelerin tuzaklanmış yük sistemi, dozimetrik ve lüminesans özellikleri detaylı olarak araştırılmaya değer olduğu söylenebilir.

KAYNAKLAR

- AAPM TG61. (2002). Clinical Implementation of AAPM TG61 Protocol for Kilovoltage X-Ray Beam Dosimetry. Med. Phys.
- Afouxenidis, D., Polymeris, G., Tsirliganis, N., & Kitis, G. (2012). Computerised curve deconvolution of TL/OSL curves using a popular spreadsheet program. Radiation Protection Dosimetry, 149(4), 363-370.
- Akselrod, M., & Gorelova, E. (1993). Deep traps in highly sensitive α -Al₂O₃:C TLD crystals. Nuclear Tracks and Radiation Measurements, 21(1), 143-146.
- Akselrod, M., Kortov, V., Kravetsky, D., & Gotlib, V. (1990). Highly Sensitive Thermoluminescent Anion-Defective Alpha-Al₂O₃:C Single Crystal Detectors. Radiation Protection Dosimetry, 32(1), 15-20.
- Akselrod, M., Kortov, V., Kravetsky, D., & Gotlib, V. (1990). Highly Sensitive Thermoluminescent Anion-Defect Alpha-Al₂O₃:C Single Crystal Detectors. Radiation Protection Dosimetry, 33(1-4), 119-122.
- Akselrod, M., Lucas, A., Polf, J., & McKeever, S. (1998). Optically stimulated luminescence of Al₂O₃. Radiation Measurements, 29(3-4), 391-399.
- Al-Senan, R., & Hatab, M. (2011). Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. Amirical Association of Physicists in Medicine, 38(7), 4396-4405.
- Anonymous. (2002). Model 3500 Manual TLD Reader with WinREMS. 3 10, 2022 tarihinde <http://www.developers-uae.com/ASCO/Copy%20of%203500-W-O-0602-004-S5-6.pdf>.
- Aşlar, E. (2020). BeO Dozimetrelerin TL, OSL ve ESR Teknikleri Arasındaki Korelasyonu ve Mamografi Sistemlerinde Kullanılabilirliğinin İncelenmesi. Ankara: Doktora Tezi Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, YÖK tez numarası 618687.
- Aşlar, E., Şahiner, E., Polymeris, G., & Meriç, N. (2017). Determination of trapping parameters in BeO ceramics in both quenched as well as reconstructed thermoluminescence glow curves using various analysis methods. Applied Radiation and Isotopes, 129, 142-151.
- Aznar, M. (2005). Real-time in vivo Luminescence Dosimetry in Radiotherapy and Mammography Using Al₂O₃:C. Roskilde: Risø National Laboratory.
- Balian, H., & Eddy, N. (1997). Figure-of-merit (FOM), an improved criterion over the normalized chi-squared test for assessing goodness-of-fit of gamma-ray spectral peaks. Nuclear Instruments and Methods, 145(2), 389-395.
- Beutel, J., Kundel, H., & Van Metter, R. (2000). Handbook of Medical Imaging vol 1. Washington : SPIE Press.

- Bos, A. (2001). High sensitivity thermoluminescence dosimetry. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 17.
- Bos, A. (2006). Theory of thermoluminescence. Radiation Measurements, 41(1), s45-s54.
- Bos, A., Vijverberg, R., Pijters, T., & McKeever, S. (1992). Effects of cooling and heating rate on trapping parameters in LiF:Mg, Ti crystals. Journal of Physics D: Applied Physics.
- Bøtter-Jensen, L., McKeever, S., & Wintle, A. (2003). Optically Stimulated Luminescence Dosimetry. Amsterdam : Elsevier Science .
- Britannica. (2022, 3 11). fluorescent lamp. Britannica : <https://www.britannica.com/technology/fluorescent-lamp>.
- Burek, R. (1999). The Configurational Backscattering of Beta-Particles. Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry, 242(1), 155-161.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt JR, E. M., & Boone, J. M. (2011). The Essential Physics of Medical Imaging (5th b.). Philadelphia: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS.
- Bustard, T., & Silverman, J. (1967). Beta Particle Backscattering. Nuclear Science and Engineering, 28(1), 55-61.
- Chen, R., & McKeever, S. (1997). Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena. world scientific.
- Chen, R., & Winer, S. (1970). Effects of various heating rates on glow curves. Journal of Applied Physics, 41(13), 5227 - 5232.
- Colyott, L. (1997). Dosimetric Properties Of α -Al₂O₃:C Exposed to Ionizing And Non-Ionizing Radiation (PhD thesis). Oklahoma: Oklahoma State University.
- Colyott, L., Akselrod, M., & McKeever, S. (1996). Phototransferred Thermoluminescence in Alpha-Al₂O₃:C. Radiation Protection Dosimetry, 65(1-4), 263-266.
- Curie, D. (1963). Luminescence in Crystals . London : Methuen .
- Demirel, İ. (2019). Development of Novel Shielding Material Based on Epoxy Matrix Loaded by High-Z Chemical Powders Used for Mammographic, Diagnostic and Industrial X and Gamma Ray Energy Range, and Determination of its Photon Attenuation Properties by Ionization Chamber Method with Use of Standard Beam Qualities (p. 24) (Master thesis). Ankara: Ankara University İnstitute of Nuclear Science, YÖK tez numarası 568338.
- Diffey, B. (2002). Sources and measurement of ultraviolet radiation. Methods, 28(1), 4-13.

- Doğan , M., & Meriç, N. (2014). 650 nm Laser stimulated dating from Side Antique Theatre, Turkey. *Radiation Physics and Chemistry*, 61.
- Doğan, M., Şahiner, E., & Meriç, N. (2016). An Experimental Study Related to Dose Scattering on the Routinely Used Minerals with Comparison of Grain Sizes and Disks Materials. *Çankaya University Journal of Science and Engineering*, 13(2), 054-063.
- Duggan, L., Budzanowski, M., Przegietka, K., Reitsema, N., Wong, J., & Kron, T. (2000, August). The light sensitivity of thermoluminescent materials: LiF:Mg,Cu,P, LiF:Mg,Ti and Al₂O₃:C. *Radiation Measurements*, 32(4), 335-342.
- Emfietzoglou, D., & Moscovitch, M. (1996, June). Phenomenological Study of Light-Induced Effects in Alpha-Al₂O₃:C. *Radiation Protection Dosimetry*, 65(1-4), 259-262.
- Furetta, C. (2003). *Handbook of Thermoluminescence*. Singapore: World Scientific .
- Galloway, I. (1994). Beta Backscattering by Metallic Elements and Simple Compounds. <https://docplayer.net/22888356-Beta-backscattering-by-metallic-elements-and-simple-compounds-i-galloway.html>.
- Garlick, G., & Gibson, A. (1948). The electron trap mechanism of luminescence in sulphide and silicate phosphors. *Proc. Phys. Soc*, 60, 574-589.
- Gasparian, P. B. (2009). *Methodological Developments for Application of Optically Stimulated Luminescence (OSL) In Medical Dosimetry (Master Thesis)*. Oklahoma: Oklahoma state University.
- Geçkinli , E. (1992). *İleri Teknoloji Malzemeleri*. istanbul : İstanbul Technical University.
- Geology. (2022). Minerals/ Mohs-Hardness-scale. 3 2, 2022 tarihinde Geology.com: <https://geology.com/minerals/mohs-hardness-scale.shtml>.
- Glendenin , L., & Solomon, A. (1950). Self-absorption and backscattering of beta radiation. *Science* , 112(2917), 623-626.
- Gobrecht, H., & Hofmann, D. (1966, March). Spectroscopy of traps by fractional glow technique. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 27(3), 509-522.
- Halperin, A., & Braner, A. (1960). Evaluation of Thermal Activation Energies from Glow Curves. *Phys. Rev*, 408(117).
- Harvey, J., MacFarlane, B., Shipton, R., & Thompson, I. (1975). Conversion of beta-ray dose rates measured in air to dose rates in skin. *Physics in Medicine & Biology*, 20, 652.
- Hendee, W., & Ritenour, E. (2002). *Medical Imaging Physics (4th b.)*. New york : Wiley-Liss, Inc.

- Hirning, C. (1992). Detection and determination limits for thermoluminescence dosimetry. 62(3), 223-227.
- Horowitz, Y. (2001). Theory of thermoluminescence gamma dose response: The unified interaction model. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms.
- IAEA. (1995). Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction. Vienna: IAEA.
- IAEA. (2004). Optimization of the Radiological Protection of Patients Undergoing Radiography. Fluoroscopy and Computed Tomography. Vienna: IAEA.
- IAEA. (2014). Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna.
- ICRP. (2007). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. International Commission on Radiological Protection.
- ICRU. (2011). Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. The International Commission on Radiation Units And Measurements. Oxford University Press.
- Idoeta, R., & Legarda, F. (1998). Study of beta-ray backscattering saturation thickness with two different approximations to the linear transport theory. Radiation Physics and Chemistry, 53(2), 93-98.
- Izak-Biran, T., & Moscovitch, M. (1996, March). Light-induced TL and light-induced fading of TL in α :Al₂O₃:C. Radiation Measurements, 26(2), 259-264.
- Jain, M., Guralnik, B., & Andersen, M. (2012). Stimulated luminescence emission from localized recombination in randomly distributed defects. Journal of Physics: Condensed Matter, 24(385402).
- Jursinic, P. (2007). Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. Medical Physics, 34(12), 4594-4604.
- Kitagawa, H., Nomura, T., Nazmul, T., Omori, K., Shigemoto, N., Sakaguchi, T., & Ohge, H. (2021). Effectiveness of 222-nm ultraviolet light on disinfecting SARS-CoV-2 surface contamination. American Journal of Infection Control, 49(3), 299-301.
- Kitis, G., Chen, R., Pagonis, V., Carinou, E., & Kamenopoulou, V. (2006). Thermoluminescence under an exponential heating function: I. Theory. Journal of Physics D: Applied Physics, 30, 1500-1507.
- Kitis, G., & Vlachos, N. (2013). General semi-analytical expressions for TL, OSL and other luminescence stimulation modes derived from the OTOR model using the Lambert W-function. 48, 47-54.

- Kitis, G., Gomez-Ros, J., & Tuyn, J. (1998). Thermoluminescence glow-curve deconvolution functions for first, second and general orders of kinetics. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 31, 2636-2641.
- Kitis, G., Papadopoulos, J., Charalambous, S., & Tuyn, J. (1994). The Influence of Heating Rate on the Response and Trapping Parameters of Alpha-Al₂O₃:C. *Radiation Protection Dosimetry*, 55(3), 183-190.
- Khanh, T., Bodrogi, P., Vinh, Q., & Winkler, H. (2015). *LED Lighting Technology and Perception*. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co.
- Kumbae, I., & Shimizu, S. (1954). The Backscattering of Beta-Rays.
- Kuzminikh, V., & Vorobiev, S. (1979). Backscattering of beta-particles from thick targets. *Nuclear Instruments and Methods*, 167(3), 483-488.
- Lança, L. (2011). Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Universidade de Aveiro .
- Light Tech Light Sources . (2022). Fluorescent Light Technology. Light Tech Light Sources: <https://www.light-sources.com/solutions/specialty-fluorescent/fluorescent-light-technology/>.
- Lim, C., Lee, S., & Jin, G. (2011). Performance of optically stimulated luminescence Al₂O₃ dosimeter for low doses of diagnostic energy X-rays. *Applied Radiation and Isotopes*, 69(10).
- Martin, J. (2006). *Physics for Radiation Protection: A Handbook* (2th ed). WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim.
- May, C., & Partridge, J. (1964). Thermoluminescent Kinetics of Alpha-Irradiated Alkali Halides. *The Journal of Chemical Physics*, 40(5), 1401-1409.
- McKeever, S. W. (1985). *Thermoluminescence of Solids*. cambridge: cambridge university press.
- McKeever, S., Akselrod, M., Colyott, L., Agersnap Larsen, N., & Polf, J. (1999). Characterisation of Al₂O₃ for Use in Thermally and Optically Stimulated Luminescence Dosimetry. 84(1-4).
- McKeever, S., Moscovitch, M., & Townsend, P. (1995). *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Ashford Kent: Nuclear Technology Publishing.
- Moscovitch, M., Tawil, R. , & Svinkin, M. (1993, May). Light Induced Fading in Alpha-Al₂O₃:C. *Radiation Protection Dosimetry*, 47(1-4), 251-253.
- Murthy, B., & Böhm, J. (1982). Measurements of Backscatter and Transmission Factors for Beta Rays Using Thermoluminescence Dosemeters. *Radiation Protection Dosimetry*, 2(2), 63-67.

- Musk, J. (1993, May). Time-Dependent and Light-Induced Fading in Victoreen Model 2600-80 Aluminium Oxide Thermoluminescence Dosimeters. 47(1-4), 247-249.
- NASA TN D-2782. (1965). Backscattering and Secondary-Electron Emission from Metal Targets of Various Thicknesses. Ohio.
- Nicholas, K., & Woods, J. (1964). The evaluation of electron trapping parameters from conductivity glow curves in cadmium sulphide. British Journal of Applied Physics, 15(7).
- NIST. (2022). Physical Measurement Laboratory (Periodic Table of the Elements). nist.gov: <https://www.nist.gov/pml/periodic-table-elements>.
- Nükbilimler. (2022). Nukbilimler. Ankara University, Nükleer Bilimler Enstitüsü: <http://nukbilimler.ankara.edu.tr/bireysel-dozimetre-laboratuvari>.
- Originlab. (2022). Student Version. <https://www.originlab.com/>: <https://www.originlab.com/index.aspx?go=PRODUCTS/OriginStudentVersion>.
- Oster, L., Weiss, D., & Kristianpoller, N. (1994). A study of photostimulated thermoluminescence in C-doped α - Al_2O_3 crystals. Journal of Physics D Applied Physics, 27(8), 1732-1736.
- Pagonis, V., Kitis, G., & Furetta, C. (2006). Numerical and Practical Exercises in Thermoluminescence. Berlin: Springer.
- Plato, P., & Miklos, J. (1985). Production of element correction factors for thermoluminescent dosimeters. Health Physics, 49(5), 873-881.
- PLF Series 110-130 - Protherm Furnaces. (2022). Retrieved 9 August 2022, from <https://www.prothermfurnaces.com/chamber-furnaces/plf-series110-130>
- Polymeris, G., Sfampa, I., Niora, M., Stefanaki, E., Malletzidou, L., Giannoulatou, V., . . . Kitis, G. (2018). Anomalous fading in TL, OSL and TA – OSL signals of Durango apatite for various grain size fractions; from micro to nano scale. Journal of Luminescence, 195, 216-224.
- Pradhan, A., Dash Sharma, P., & Shirva, V. (1996). Thermoluminescence Response of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ to UV and Ionising Radiation. Radiation Protection Dosimetry, 64(3), 227-231.
- Purplesun. (2021). 2020 COVID-19 Coronavirus Ultraviolet Susceptibility.
- Randall, J., & Wallkins, M. (1945 a). phosphorescence and electron traps I. the study of trap distribution. (184), 366–389.
- Randall, J., & Wilkins, M. (1945 b). Phosphorescence and electron traps: II. The interpretation of long-period phosphorescence. (184), 390–407.

- Rathbone, B., Endres, A., & Antonio, E. (1994). Evaluation of new and conventional thermoluminescent phosphors for environmental monitoring using automated thermoluminescent dosimeter readers. In Proc. 4th. Conf. Radiation Protection and Dosimetry,, Orlando.
- Sadek, A., Eissa, H., Basha, A., & Kitis, G. (2014b). Development of the peak fitting and peak shape methods to analyze the thermoluminescence glow-curves generated with exponential heating function. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B., 330, 103-107.
- Sadek, A., Eissa, H., Basha, A., Carinou, E., Askounis, P., & Kitis, G. (2015). The deconvolution of thermoluminescence glow-curves using general expressions derived from the one trap-one recombination (OTOR) level model. Applied Radiation and Isotopes, 95, 214-221.
- Sáez-Vergara, J., Romero, A., Ginjaume, M., Ortega, X., & Miralles, H. (1999). Photon Energy Response Matrix for Environmental Monitoring Systems Based on LiF:Mg,Ti and Hypersensitive Phosphors (LiF:Mg,Cu,P and α -Al₂O₃:C). Radiation Protection Dosimetry, 85(1-4), 207-211.
- Şahiner, E. (2015). Paleosismolojik Çalışmalarda TL/OSL ve ESR Yöntemlerinin Kullanılması: Kütahya-Simav ve Kuzey Anadolu Fay Hattı. Ankara: (Doctora Tezi Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, YÖK tez numarası 392635.
- Şahiner, E. (2017). Deconvolution analysis of thermoluminescent glow curves in various commercial dosimeters using two different approaches in the framework of the one-trap, one-recombination model. Turkish Journal of Physics , 41(6), 477-490.
- Sharma, K., & Singh, M. (1978). Variation of Beta-Ray Backscattering with Target Thickness. Journal of Applied Physics, 50, 1529.
- Sliney, D. (2007). Radiometric Quantities and Units Used in Photobiology and Photochemistry: Recommendations of the Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination). Photochemistry and Photobiology, 83(2), 425-432.
- Spooner, N., Aitken, M., Smith, B., Franks, M., & McElroy, C. (1990). Archaeological Dating by Infrared-Stimulated Luminescence Using a Diode Array. Radiation Protection Dosimetry, 34(1-4), 83-86.
- Storm, N., McKay, L., Downs, S., Johnson, R., Birru, D., Samber, M., . . . Griffiths, A. (2020). Rapid and complete inactivation of SARS-CoV-2 by ultraviolet-C irradiation. Scientific Reports.
- TENMAK. (2022). Dozimetre nedir. 4 2, 2022 tarihinde ürkiye Enerji, Nükleer ve Maden Araştırma Kurumu: <https://www.tenmak.gov.tr/150-egitim-arastirma/sss/dozimetre-sss/996-dozimetre-nedir-kullanilan-dozimetreler-hangileridir-ve-hangi-amaclar-icin-kullanilmaktadir.html>.

- ThermoFisher Scientific. (2022). Thermofisher. Thermofisher: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/HARSHAWTLD2210>.
- TopLineMD. (2022). What Is Diagnostic Radiology. TopLine MD alliance: <https://www.toplinemd.com/blog/what-is-diagnostic-radiology/>.
- Uzun, E. (2008). Seydişehir Alüminasının Termoluminesans Özelliklerinin Karakterizasyonu ve Doz-Cevap Özelliklerinin Araştırılması (Doktora Tezi). İstanbul: Yıldız teknik Üniversitesi, YÖK tez numarası 243741.
- Uzun, E., & Yıldız Yarar, Y. (2011). Modelling of Thermoluminescence Trap Energy Levels of Seydişehir Alumuna. Journal of Engineering and Natural Sciences(29), 25-34.
- Walker, F., Colyott, L., Agersnap Larsen, N., & McKeever, S. (1996). The wavelength dependence of light-induced fading of thermoluminescence from α -Al₂O₃:C. Radiation Measurements, 26(5), 711-718.
- Wintle, A. (1973). Anomalous Fading of Thermo-luminescence in Mineral Samples. Nature, 245, 143-144.
- Wong, J., Bakhsh, M., Cheah1, Y., Jong, W., Khor, J., & Ng, K. (2019). Characterisation and evaluation of Al₂O₃:C-based optically stimulated luminescent dosimeter system for diagnostic X-rays: personal and in vivo Dosimetry. Radiation Protection Dosimetry, 187(4), 451-460.
- Yazici, A., Solak, S., Öztürk, Z., Topaksu, M., & Yegingil, Z. (2003). The analysis of dosimetric thermoluminescent glow peak of α -Al₂O₃ : C after different dose levels by β -irradiation. Journal of Physics D: Applied Physics, 36(2), 181.
- Yazici, A., Hacıbrahimoglu, M. Y., & Bedir, M., (2000). The Effect of Various Experimental Parameters on Glow Peaks and Trapping Parameters of CaF₂:Dy (TLD-200) Crystals," Turkish Journal of Physics: Vol. 24: No. 5, Article 5.
- Yukihara, E., & McKeever, S. (2008). Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine. Physics in Medicine & Biology, 53(R351-R379).
- Yüksel, M., Portakal, Z., Dogan, T., Topaksu, M., & Unsal, E. (2015). Thermoluminescence glow curve properties of TLD-500 dosimeter. RAD 2015 Conference Proceedings: 3rd Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research. 3, s. 387-392. Budva: RAD Association.
- Zaer, N., Amini, B., & Elsayes , K. (2014). Overview of diagnostic modalities and contrast agents. K. Elsayes, & S. Oldham içinde, ntroduction to Diagnostic Radiology. Houston, Texas: McGraw Hill. <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1562§ionid=95875179>.

Zahedifar, M., Eshraghi, L., & Sadeghi, E. (2012). Thermoluminescence kinetics analysis of α -Al₂O₃:C at different dose levels and populations of trapping states and a model for its dose response. *Radiation Measurements*, 47(10), 957-964.

