

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

NÖTRON DOZİMETRİSİNDE MgB_2 FİLTRELİ BeO DOZİMETRELERİN
KULLANILABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

Barış KAPLAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA

2023

Her hakkı saklıdır

ETİK

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.

21/02/2023

Barış KAPLAN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

NÖTRON DOZİMETRİSİNDE MgB_2 FİLTRELİ BeO DOZİMETRELERİN KULLANILABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

Barış KAPLAN

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

Danışman: Prof. Dr. Serap SAFRAN

Termal nötron kaynakları içerdiği istenmeyen gama ışınları sonucu nötron-gama karışık alanlarını oluşturur. Nötron-gama karışık alanlarının hasta dozimetrisinde temel hedef; nötronların ve gama ışınlarının doku ile etkileşimleri sonucu hasta dozu bileşenlerinin ayrıştırılarak toplam hasta dozuna katkısının belirlenmesidir.

Bu tez çalışmasında; karışık nötron-gama alanlarındaki nötronların kaynak çevresindeki materyaller ve doku ile gerçekleşen anlık tepkimeler sonucu doz bileşenleri, doz bileşenlerinin radyobiyojik etkinlik katsayıları (RBE) ve toplam hasta dozuna katkısı termolüminesans yöntemler ile incelenmiştir. Toplam hasta dozuna gama dozu bileşeni katkısı doku eşdeğeri ($Z_{eff}=7,21$) BeO dozimetreler kullanılarak belirlenmiştir. Tez çalışması kapsamında öncelikle Thermalox 995 BeO dozimetreler PTW- $H_p(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları kullanılarak ISO s- ^{137}Cs gama kaynağında kalibre edilmiştir. BeO dozimetrelerin 37 GBq aktiviteli ^{241}Am - Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ve pnömatik ışınlama konumlarında ışınlamaları sonucu karışık nötron-gama alanının gama dozu bileşeni doz tepkisi eğrisi belirlenmiştir. Tez çalışmasında katıhal reaksiyon yöntemi ile MgB_2 filtreler üretilmiştir. BeO dozimetrelerin MgB_2 filtreli ve filtresiz nötron-gama karışık alanında ışınlamaları sonucu; anlık $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ tepkimeleri sonucu yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşeni katkısı belirlenmiştir. ^{241}Am - Be karışık nötron-gama alanındaki toplam hasta dozuna toplam gama dozu katkısı belirlenmiş; gama dozu, ^{10}B dozu (tedavi dozu), 1H dozu, ^{14}N dozu bileşenleri ve toplam eşdeğer doza katkıları incelenmiştir.

Şubat 2023, 88 sayfa

Anahtar Kelimeler: Nötron dozimetrisi, Termal nötronlar, MgB_2 filtre, Termolüminesans, BeO dozimetre, ^{241}Am - Be kaynağı

ABSTRACT

Master's Thesis

INVESTIGATION OF THE USABILITY OF MgB_2 FILTERED BeO DOSIMETERS IN NEUTRON DOSIMETRY

Bariş KAPLAN

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

Supervisor: Prof. Dr. Serap SAFRAN

Thermal neutron sources produce neutron-gamma mixed fields due to the undesired gamma rays it contains. The main objective of patient dosimetry in neutron-gamma mixed fields is to separate the dose components due to interactions of neutrons and gamma rays with the tissue.

In this thesis, patient dosimetry of neutrons involving prompt reactions in the tissue resulting as dose components, corresponding radiobiological effectiveness values (RBEs) were investigated with thermoluminescence techniques. The gamma dose component contribution to the total patient dose was measured with tissue-equivalent ($Z_{\text{eff}}=7,21$) BeO dosimeters. Thermalox 995 BeO dosimeters were calibrated with PTW-Hp(10) and PTW-ISO calibration phantoms with ISO s- ^{137}Cs gamma-beam irradiator. Gamma-ray dose component of the mixed neutron-gamma field of 37 GBq ^{241}Am -Be neutron sources manual and pneumatic irradiation sites were measured. Magnesium diboride (MgB_2) filters were produced by the conventional solid-state reaction method. Dosimeters were irradiated in ^{241}Am -Be mixed neutron-gamma field with and without the produced magnesium diboride (MgB_2) filters to measure the gamma-rays (0.477 MeV (93,9%)) dose component in ^{241}Am -Be mixed neutron-gamma field due to prompt $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ reactions. Gamma-ray dose component of neutron-gamma mixed field was measured. Gamma-ray dose due to ^{10}B dose, ^1H dose and ^{14}N dose contributions to total dose were investigated.

February 2023, 88 pages

Key Words: Neutron dosimetry, Thermal neutrons, MgB_2 filter, Thermoluminescence, BeO dosimeter, ^{241}Am -Be source

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince, bilgisi ve deneyimleri ile bana yol gösteren, tecrübelerini benimle paylaşan ve her konuda beni destekleyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Serap SAFRAN'a içtenlikle teşekkür ederim.

Bilgisi, tecrübesi ve önerileri ile bana her zaman yol gösteren Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü hocam Sayın Prof. Dr. Haluk YÜCEL'e teşekkürlerimi sunarım.

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü idari ve akademik personeline teşekkür ederim.

Eğitim hayatım süresince her zaman yanımda olan annem Hülya KAPLAN'a, babam Seçkiner KAPLAN'a ve kardeşim Bora KAPLAN'a teşekkür ederim.

Barış KAPLAN

2023

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	4
2.1 Nötronlar.....	4
2.2 Nötron Kaynakları.....	4
2.2.1 Alfa parçacık tepkimesine (α,n) dayalı nötron kaynakları	5
2.2.2 Amerisyum-Berilyum ($^{241}\text{Am-Be}$) nötron kaynağı.....	7
2.3 Nötronların Madde İle Etkileşimi.....	8
2.3.1 Nötron etkileşme tesir kesiti.....	11
2.4 Dozimetrik Nicelikler.....	12
2.4.1 Soğurulan doz.....	12
2.4.2 Eşdeğer doz.....	13
2.4.3 Etkin doz	14
2.5 Lüminesans	15
2.5.1 Termolüminesans	16
2.5.2 Termolüminesans teorisi	17
2.6 TL Tuzak Parametrelerinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler	24
2.6.1 Başlangıçtaki artış yöntemi	24
2.6.2 Farklı ısıtma hızları yöntemi.....	26
2.6.3 Pik şekli yöntemi	27
2.6.4 İzotermal sönüm yöntemi.....	28
2.6.5 CGCD yöntemi	29
2.7 Termolüminesans Dozimetreler ve Özellikleri.....	30
2.7.1 Doz tepkisi.....	31
2.7.2 Enerji tepkisi	32

2.7.3 Etkin atom numarası	33
2.7.4 Hassasiyet.....	34
2.7.5 Sönümlenme ve kararlılık	35
2.7.6 Tavlama davranışı.....	35
2.7.7 Dedeksiyon sınırları	36
2.8 Berilyum Oksit (BeO) Dozimetreler	37
2.9 BNCT’de Kullanılan Bor Bileşikleri ve $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ Tepkimesi	38
2.9.1 BNCT’de doz bileşenleri.....	40
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	42
3.1 Materyal	42
3.1.1 Kullanılan dozimetreler	42
3.1.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu	43
3.1.3 Protherm PFL 110/6 tavlama ünitesi	45
3.1.4 ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sistemi	46
3.1.5 ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sistemi	47
3.2 Yöntem	48
3.2.1 MgB_2 filtrelerin üretilmesi.....	48
3.2.2 Dozimetrelerin kalibrasyonu	51
3.2.3 ^{241}Am -Be nötron alanının doz eşdeğerinin belirlenmesi.....	54
4. BULGULAR	56
4.1 MgB_2 Filtrelerin Yapısal Karakterizasyonu.....	56
4.1.1 Parçacık boyutu analizi	56
4.1.2 X-ışınları kırınımı (XRD) analizi.....	57
4.2 $\text{LaBr}_3:\text{Ce}$ Aktivasyon Analizi.....	59
4.3 Dozimetrelerin Kalibrasyonu.....	60
4.4 TL Işıma Eğrilerinin CGCD Yöntemi ile Ayrıştırılması.....	63
4.5 En Düşük Ölçümlenebilir Doz (MDD) Değerinin Belirlenmesi.....	65
4.6 ^{241}Am -Be Nötron Kaynağın Gama Dozu Bileşeninin Belirlenmesi	65
4.7 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ Tepkimesi Sonucu Gama Dozu Bileşeninin Belirlenmesi	69
5. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	75
KAYNAKLAR	82

SİMGELER DİZİNİ VE KISALTMALAR

A	Kütle numarası (nükleon sayısı)
<i>akb</i>	Atomik kütle birimi
A_m	Rekombinasyon olasılığı
A_n	Tekrar tuzaklanma olasılığı
<i>b</i>	Kinetik mertebe terimi
BNCT	Bor Nötron Yakalama Terapisi
<i>c</i>	Işık hızı
CBE	Alaşım Biyolojik Etki Katsayısı
CGCD	Bilgisayarlı Işıma Eğrisi Dekonvolüsyonu
D_T	Soğurulan doz
E_a	Aktivasyon enerjisi
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
E_g	Yasak enerji bant aralığı
FLUKA	FLUktuierende KAskade transport code
FOM	Figure of Merit
<i>h</i>	Planck sabiti
H_E	Etkin doz eşdeğeri
H_T	Eşdeğer doz
IAEA	Uluslararası Atom Enerji Ajansı
ICRP	Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu
ICRU	Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
<i>k</i>	Boltzmann sabiti
LET	Lineer Enerji Transferi
<i>m</i>	Hollerin konsantrasyonu
m_0	Elektronun durgun kütlesi
MCNP	Monte Carlo N-Particle transport code
MDD	En Düşük Ölçümlenebilir Doz
N	Nötron sayısı
<i>n</i>	Tuzaklanmış elektronların konsantrasyonu
NCRP	Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Komitesi

OSL	Optik Uyarımlı Lüminesans
p	Tuzaklanmış elektronların tuzaktan kurtulma olasılığı
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp
PSA	Parçacık Boyutu Analizi
Q	Reaksiyon katsayısı
R	Rekombinasyon (yeniden birleşme) merkezleri
RBE	Radyobiyojik Etkinlik Katsayısı
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
s	Frekans faktörü
$t_{1/2}$	Yarı ömür
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
W_R	Radyasyon ağırlık faktörü
W_T	Doku ağırlık faktörü
XRD	X-ışınları Kırınımı
Z	Atom numarası (proton sayısı)
Z_{eff}	Etkin atom numarası
α	Alfa parçacığı
β	Beta parçacığı
γ	Gama ışını
κ	Çift oluşum etkileşme katsayısı
λ	Dalgaboyu
σ	Nötron etkileşme tesir kesiti
τ	Fotoelektrik soğurma katsayısı
ϕ	Nötron akısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 ^{241}Am -Be nötron kaynağın enerjiye göre bağıl şiddet spektrumu (Geiger ve Van Der Zwan 1970)	7
Şekil 2.2 ^{10}B izotopu için enerjiye bağılı esnek saçılma (n,n) tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023).....	9
Şekil 2.3 ^{10}B izotopu için enerjiye bağılı esnek olmayan saçılma (n,n') tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023).....	9
Şekil 2.4 ^{10}B izotopu için enerjiye bağılı yüklü parçacık yayımlanması (n,α) tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023)	10
Şekil 2.5 Floresans ve fosforesans süreçlerini gösteren Jablonski diyagramı (Knoll 2010)	15
Şekil 2.6 Kristal kusurları ve elektron geçişleri TL diyagramı (Thomsen 2004)	17
Şekil 2.7 Birinci dereceden Randall-Wilkins piki ve TL tuzak parametreleri (Furetta ve Weng 1998).....	22
Şekil 2.8 Birinci dereceden ($b=1$), ikinci dereceden ($b=2$) ve genel merteye ($b=1,5$) TL ışıma eğrileri (Bos 2006)	23
Şekil 2.9 Başlangıçtaki artış yöntemi ışıma eğrisi ve $\ln I - (1/kT)$ grafiği (Garlick ve Gibson 1948).....	25
Şekil 2.10 Aynı TL dozimetrenin β_1 ve β_2 ısıtma hızlarındaki ışıma eğrileri (Spoonier ve Franklin 2002).....	26
Şekil 2.11 Pik şekli yöntemi ve tuzak parametreleri (Chen 1969).....	27
Şekil 2.12 TL şiddeti doz-tepkisi fonksiyonu (a) $f(D) < 1$ doğrusal-altı, (b) $f(D) = 1$ doğrusal ve $f(D) > 1$ doğrusal üstü davranışları grafiği (McKeever 1985)....	32
Şekil 2.13 TL malzemenin tavlama, ışınlama ön ısıtma ve okuma süreçleri (Bos 2001)	35
Şekil 2.14 Bor nötron yakalama terapisinde gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi (Sauerwein vd. 2012)	38
Şekil 2.15 a) Essen Üniversite Hastanesi (Almanya) ve b) Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde (ABD) gerçekleştirilen BNCT uygulamalarında kullanılan termal nötron ışınlama alanları ve hasta pozisyonu (Sauerwein vd. 2012).....	39
Şekil 2.16 Bor nötron yakalama terapisi mekanizması (Japanese Society of BNCT 2022)	40
Şekil 3.1 Tez çalışmasında kullanılan a) Thermalox 995 BeO dozimetreler ve b) dozimetre boyutları	42
Şekil 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu (AÜ NBE)	44
Şekil 3.3 Protherm PFL 110/6 tavlama ünitesi (AÜ NBE).....	45
Şekil 3.4 ^{241}Am -Be nötron ışınlama ünitesinin şematik diyagramı (Yücel vd. 2014)	46

Şekil 3.5 ISO s- ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama sistemi (AÜ NBE)	47
Şekil 3.6 Specac press ve 1,3 cm çaplı kalıp seti	50
Şekil 3.7 Üretilen MgB ₂ filtrenin a) kenar boyutları ve b) kalınlığı	50
Şekil 3.8 Dozimetrelerin ISO s- ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde a) doz hızının belirlenmesi, b) PTW-H _p (10) fantom ve c) PTW-ISO fantom kullanılarak kalibrasyonu	53
Şekil 3.9 Dozimetrelerin ISO s- ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde PTW-H _p (10) ve PTW-ISO fantomları kullanılarak kalibrasyonu düzeneği.....	54
Şekil 4.1 Parçacık boyutu analizi ve parçacık boyutu dağılımı sonuçları	56
Şekil 4.2 Üretilen MgB ₂ numunenin XRD spektrumu	58
Şekil 4.3 LaBr ₃ :Ce aktivasyon analizi ölçüm sonuçları.....	60
Şekil 4.4 Dozimetrelerin ISO s- ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde a) PTW-H _p (10) ve b) PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri	61
Şekil 4.5 Dozimetrelerin ISO s- ¹³⁷ Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde a) PTW-H _p (10) ve b) PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu toplam TL şiddeti tekrarlanabilirlik grafikleri	62
Şekil 4.6 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde a) 73,2 mSv b) 89,8 mSv c) 185,5 mSv d) 199,0 mSv e) 310,9 mSv ve f) 341,3 mSv nötron doz eşdeğeri ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları	64
Şekil 4.7 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde 73,2 mSv, 89,8 mSv, 185,5 mSv, 199,0 mSv, 310,9 mSv ve 341,3 mSv nötron doz eşdeğeri ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri	67
Şekil 4.8 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde farklı sürelerde ışınlamaları sonucu nötron doz eşdeğeri- TL şiddeti grafiği	68
Şekil 4.9 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde farklı sürelerde ışınlamaları sonucu PTW-H _p (10) ve PTW-ISO kalibrasyonları doz tepkisi eğrilerinin karşılaştırılması grafiği.....	69
Şekil 4.10 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-01, b) MgB ₂ filtreli BeO-06 ve c) MgB ₂ filtreli BeO-05 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları.....	70
Şekil 4.11 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1318 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-02, b) MgB ₂ filtreli BeO-03 ve c) MgB ₂ filtreli BeO-04 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları.....	71
Şekil 4.12 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1824 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-15, b) MgB ₂ filtreli BeO-14 ve c) 2 adet MgB ₂ filtreli BeO-13 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları	72
Şekil 4.13 Dozimetrelerin ²⁴¹ Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda farklı sürelerde MgB ₂ filtreli ve filtresiz ışınlamaları sonucu gama dozu bileşenleri	73

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Nötronların kinetik enerjilerine göre sınıflandırılması (Krane 1987).....	4
Çizelge 2.2 $\text{Be}(\alpha, n)$ nötron kaynakları ve verimleri çizelgesi (Knoll 2010).....	6
Çizelge 2.3 Farklı iyonize radyasyon türleri için radyasyon ağırlık faktörleri (W_R) (ICRP 103 2007, Bushong 2017)	14
Çizelge 2.4 Temel uygulama alanlarına göre dozimetrik gereklilikler (Bos 2001).....	31
Çizelge 2.5 Çeşitli insan dokuları, bazı referans malzemeler ve etkin atom numaraları (Khan 2014, Yanagida ve Koshimizu 2022).....	34
Çizelge 3.1 Thermalox 995 BeO dozimetrenin yapısal ve fiziksel özellikleri (Bos 2001, Yanagida ve Koshimizu 2022).....	43
Çizelge 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu genel özellikleri (Thermo Fisher Scientific 2022)	45
Çizelge 3.3 MgB_2 filtrelerin kalınlığının belirlenmesinde kullanılan kalınlık-nötron geçirgenliği verileri (Soğurma ve saçılmalar dikkate alınmıştır.) (NIST 2022)	48
Çizelge 3.4 MgB_2 filtrelerin üretiminde kullanılan kimyasallar	48
Çizelge 4.1 MgB_2 toz karışımının parçacık boyutu analizi sonuçları	56
Çizelge 4.2 Saf MgB_2 numunelerin X-ışınları kırınım deseni parametreleri	59
Çizelge 4.3 Dozimetrelerin ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde PTW- $\text{Hp}(10)$ ve PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu kalibrasyonu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri	63
Çizelge 4.4 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin pnömatik ışınlama konumunda farklı sürelerde ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri.....	66
Çizelge 4.5 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri	70
Çizelge 4.6 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1318 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri	71
Çizelge 4.7 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1824 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri	72

1. GİRİŞ

İyonize radyasyon, kanserin teşhis ve tedavisinde (diagnostik radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi) dünyada yaygın olarak kullanılmaktadır. Radyoterapi; tümörlü dokunun yok edilmesi, cerrahi müdahale sonucu alınan tümörlü doku yatağının temizlenmesi ve ileri-evredeki kanser hastalarının yaşam kalitesinin artırılması amacıyla uygulanmaktadır (Khan 2014).

Bor nötron yakalama terapisi (BNCT) özellikle beyin tümörleri, baş-boyun bölgesindeki tümörler, karaciğer ve cilt kanseri tedavisinde, dünyada klinik uygulamaları giderek yaygınlaşan iki aşamalı biyokimyasal hedeflemeli bir radyoterapi tekniğidir (Mukawa vd. 2011, Yamamoto vd. 2013). BNCT, ilk olarak Gordon Locher tarafından 1936'da önerilmiştir. Locher'e göre ^{10}B izotopları tümörlü dokuya seçici olarak hedeflenebilmektedir (Locher 1936). İlk klinik denemeler 1951-1961 yıllarında Brookhaven Ulusal Laboratuvarı, ABD' de ileri-evre birincil beyin tümörü glioblastoma (GBM) hastalarında gerçekleştirilmiştir (Barth vd. 2005, Barth vd. 2012). İlk başarılı klinik uygulamalar ise Hatanaka tarafından 1968-1980 yılları arasında Japonya'da GBM hastalarında gerçekleştirilmiştir. Gelişen ve yaygınlaşan klinik çalışmalar sonucu günümüzde ABD, Japonya, Çin, Hollanda, Finlandiya, İsveç, Çek Cumhuriyeti ve Tayvan başta olmak üzere BNCT'nin uygulamaları birçok ülkede yaygın olarak gerçekleştirilmektedir (Moss 2014). Son çalışmalar, BNCT uygulamalarının artık araştırma reaktörlerinde değil LINAC temelli termal-epitermal nötron tesislerinde de gerçekleştirilebileceğini göstermektedir (Malouff vd. 2021). Ülkemizde ise BNCT tedavisinin uygulandığı bir merkez henüz bulunmamaktadır.

Geleneksel radyoterapi uygulamalarında tümörlü hacim fiziksel olarak hedeflenirken, BNCT uygulamalarında tümör bölgesi öncelikle biyokimyasal olarak ^{10}B izotopları ile, sonrasında fiziksel olarak düşük enerjili nötronlarla hedeflenmektedir. Tümör bölgesinde derişimi artan ve hızla emilen ^{10}B içeriğince zengin biyokimyasal karışım, tümörün bulunduğu konum ve derinliğe göre termal nötronlar ($\sim 0,0254$ eV) ve epitermal nötronlar (0,5 eV – 40 keV) ile bombardıman edilir. Gerçekleşen anlık $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri

sonucu yüksek lineer enerji transferi (LET) özelliğe sahip, oldukça düşük menzilli alfa parçacıkları ve ^7Li çekirdekleri tümörlü dokuda hücre çapı kadar mesafedeki tümörlü hücreleri yok etmektedir (Santa Cruz 2016). Böylelikle seçici olarak ^{10}B izotopları ile hedeflenmiş tümörlü hücrelere yüksek enerji aktarılırken, sağlıklı doku ve organlara zarar verilmemektedir.

BNCT uygulamalarında, hasta dozunun belirlenmesi ve takibi oldukça önemlidir. Hastanın maruz kaldığı toplam soğurulan doz, nötron alanının içerdiği ve dokuda gerçekleşen farklı tepkimeler kaynaklı dört ana bileşenden oluşmaktadır. Her bir bileşenin farklı radyobiyojik etkileri ve radyobiyojik etkinlik katsayıları (Radiobiological Effectiveness, RBE) vardır. Bu bileşenler; $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimelerinden kaynaklanan hücre çapı kadar mesafede etkili ^{10}B dozu (tedavi dozu), $^1\text{H}(n,n')p$ tepkimelerinden kaynaklanan ^1H dozu, $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ tepkimelerinden kaynaklanan ^{14}N dozu, nötron-gama alanındaki gama ışınları ve hem dokuda hem kaynak çevresinde gerçekleşen $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ tepkimelerinden kaynaklanan gama dozudur. Hasta dozimetrisinde, dokuda soğurulan toplam gama dozu üç bileşen içermektedir. Bu bileşenler; termal-epitermal nötron alanında bulunan istenmeyen gama ışınlarından kaynaklanan gama dozu, dokuda gerçekleşen $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ ($E_\gamma = 2,23 \text{ MeV}$, $\sigma_{(n,\gamma)} = 0,332b$) tepkimelerinden kaynaklanan gama dozu ve tümörlü dokuda gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozudur (IAEA TecDoc 1223 2001).

İyonize radyasyona maruz kalan doku ya da doku eşdeğeri materyalin soğurduğu dozun değerlendirilmesi dozimetri olarak tanımlanır. Bu işlemi gerçekleştiren ölçüm araçları ise dozimetre olarak adlandırılır. BeO dozimetreler, radyoterapi uygulamalarında yaygın olarak kullanılan foton hassasiyeti yüksek, doku eşdeğeri, lüminesans malzemelerdir. Düşük maliyetli, kolay üretilebilir, yüksek sıcaklıklara dayanıklı, yüksek ısı iletim ve elektrik direnci özellikleri nedeniyle BeO kristaller kişisel ve medikal dozimetri uygulamalarında, elektronik endüstrisinde ve nükleer reaktör moderatörlerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır (Watanabe vd. 2010, Yukihiro 2011). BeO dozimetrelerin gün ışığı ve morötesi ışığa karşı hassas olduğu, Termolüminesans (TL) sinyalinin sönmeye uğrayarak azaldığı Tochilin vd. (1969) tarafından belirlenmiştir. Bu sebeple BeO kristalin

optik uyarımlı lüminesans (OSL) dozimetresi olarak da kullanılabilirliği Rhyner vd. (1970) ve Bulur (2007) tarafından önerilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan 37 GBq aktiviteli ^{241}Am -Be nötron-gama karışık alanının gama dozu bileşeni doz tepkisi eğrisinin doku eşdeğeri ($Z_{\text{eff}}=7,21$ (Yanagida ve Koshimizu 2022)) BeO dozimetreler kullanılarak belirlenmesidir. Ayrıca $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşeninin toplam gama dozu bileşenine katkısının belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu tez çalışmasında, Thermalox 995 BeO dozimetreler kullanılarak Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan 37 GBq aktiviteli ^{241}Am -Be nötron-gama alanının gama dozu bileşeni doz tepkisi eğrisi incelenmiştir. Ayrıca tez çalışması kapsamında, Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Katıhal Fiziği Araştırma Laboratuvarı'nda MgB_2 filtreler üretilmiştir. Üretilen MgB_2 filtrelerin yapısal karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmasında kullanılan BeO dozimetreler PTW- $\text{H}_p(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları kullanılarak kalibre edilmiştir. Dozimetrelerin, TL okumaları sonucu TL ışıma eğrileri Bilgisayarlı Işıma Eğrisi Dekonvolüsyonu (CGCD) yöntemi ile incelenmiştir. BeO dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron-gama alanında MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu; nötron dozimetrisinde $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozuna katkısı belirlenmiştir.

Tez çalışmasının giriş bölümünde, tezin araştırma konusu tanımlanarak çalışmanın gerekçesi verilmektedir. Bölüm 2'de tezin araştırma konusuyla ilgili literatür bilgisi özetlenmiştir. Bölüm 3'te tez çalışmasında kullanılan ölçüm cihazları, ışınlama kaynakları ve uygulanan yöntem açıklanmaktadır. Bölüm 4'te ölçümler sonucu elde edilen bulgular sunulmuştur. Sonuç ve tartışma bölümünde; elde edilen bulgular ve nötron-gama karışık alanının MgB_2 filtreli ve filtresiz BeO dozimetrelerin kullanılabilirliği tartışılarak öneriler sunulmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Nötronlar

Nötronlar, nötr atom altı parçacıklardır. Çekirdek içerisinde bağlı bir şekilde, serbest halde ise kararsız durumdadırlar. Serbest nötronlar 10,24 dakika yarı ömre sahiptir ve beta bozunumu ($E_{\beta(max)}=782,33$ keV) gerçekleştirir. Nötr oldukları için çekirdek etkileşimleri nükleer kuvvetler aracılığı ile gerçekleşmektedir. Çekirdeğe yaklaştıklarında, yüklü parçacıklardan farklı olarak herhangi bir Coulomb engeli ile karşılaşmazlar (Das ve Ferbel 2003). Kütleleri ($1,676 \cdot 10^{-24}$ g) protonun kütlesinden ($1,667 \cdot 10^{-24}$ g) biraz daha fazladır. Net elektrik yükü sıfırdır. Nötronlar kinetik enerjilerine göre sınıflandırılmaktadır (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 Nötronların kinetik enerjilerine göre sınıflandırılması (Krane 1987)

Ultrasoğuk nötronlar	$E \sim 10^{-6} \text{ eV}$
Soğuk nötronlar	$E \sim 10^{-3} \text{ eV}$
Termal (Yavaş) nötronlar	$E = kT \sim 0,025 \text{ eV}$
Epitermal nötronlar	$0,1 \text{ eV} < E < 100 \text{ keV}$
Hızlı nötronlar	$100 - 200 \text{ keV} < E < 10 - 20 \text{ MeV}$
Yüksek enerjili nötronlar	$E > 100 \text{ MeV}$

2.2 Nötron Kaynakları

Nötron yayımlanabilmesi için birçok farklı nükleer tepkime vardır. Uygun bir hedef çekirdeğe alfa parçacıkları, gama ışınları, proton, döteron veya fotonlar bombardıman edilerek hedef çekirdek uyarılabilir. Uyarılma enerjisi çekirdekteki son nötronun bağlanma enerjisinden yüksek ise kısa ömürlü serbest nötronların yayımlanma olasılığı oldukça yüksektir. Geriye kalan uyarılma enerjisi, çekirdek ve yayımlanan nötron arasında kinetik enerji olarak paylaşılmaktadır (Knoll 2010).

Nötron üretim mekanizmalarına örnek olarak nötron jeneratörleri, nükleer reaktörler, parçacık hızlandırıcılar, izotopik (ikili sistem) nötron kaynakları ve kendiliğinden fisyon kaynakları gösterilebilir. Nötron üretim mekanizması olarak kullanılan nötron kaynakları aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir;

- i) Kendiliğinden fisyon sonucu bozunan radyoaktif çekirdekler
- ii) Alfa parçacıkları ile uyarımlı (α, n) radyoizotop kaynaklar
- iii) Gama ışınları ile uyarımlı (γ, n) fotonötron kaynaklar
- iv) Nötron uyarımlı fisyon
- v) Yüklü parçacık hızlandırıcılar
- vi) Nükleer füzyon

İki tip izotopik nötron kaynağı yaygın olarak kullanılmaktadır. Birincisi; bir alfa parçacığı veya gama ışınları yayımlayan kaynak, düşük atom numarasına sahip ve son nötronunun bağlanma enerjisi düşük olan hedef malzeme ile karıştırılır. Ağır izotopların nötron yayımlayabilmesi için gerekli tepkimelerin eşik enerjileri oldukça yüksektir. Bu nedenle (α, n) ve (γ, n) tepkimelerinde hedef malzemesi olarak düşük atom numaralı hafif çekirdekler kullanılmaktadır. Yayımlanan alfa parçacıkları ve gama ışınlarının enerjisi, nötron yayımlanabilmesi için gerekli tepkimenin eşik enerjisinden yüksek olmalıdır. ^9Be ve Li gibi hedef malzemeler; ^{241}Am , ^{239}Pu , ^{238}Pu ve ^{210}Po gibi yüksek atom numarasına sahip alfa parçacığı yayımlayan radyoizotoplar veya ^{124}Sb gibi yüksek enerjili gama ışınları yayımlayan radyoizotoplar karıştırılarak izotopik nötron kaynağı olarak kullanılmaktadır. İkincisi ise ^{252}Cf , ^{242}Cm , ve ^{244}Cm gibi kendiliğinden fisyon sonucu nötron yayımlayan radyoaktif çekirdek kaynaklardır (Yücel 2019).

2.2.1 Alfa parçacık tepkimesine (α, n) dayalı nötron kaynakları

Enerjik alfa parçacıkları uygun radyonüklidlerin doğrudan bozunması ile elde edilebilmektedir. Alfa parçacıkları yayımlayan bir karışımın, düşük atom numarasına sahip uygun hedef malzeme ile bir araya getirilmesi ile bir nötron kaynağı üretmek mümkündür (Knoll 2010). Hedef malzemenin alfa parçacıkları ile bombardıman edilmesi sonucu nötron yayımlanmaktadır. ^{241}Am , ^{239}Pu , ^{238}Pu ve ^{210}Po gibi alfa kaynakları, ^9Be

veya ^7Li gibi bir hedef malzeme ile karıştırılır. Alfa parçacıklarının hedef izotopu bombardıman etmesiyle tepkime başlamaktadır. Hedef çekirdekten yayımlanan nötronların enerjisi bir spektrum oluşturur. Alfa-nötron tepkimelerinde yaygın olarak kullanılan ikili sistemler ve teorik-deneyysel nötron verimleri Çizelge 2.2’de verilmektedir.

Çizelge 2.2 Be(α ,n) nötron kaynakları ve verimleri çizelgesi (Knoll 2010)

Kaynak	Yarı Ömür	E_α (MeV)	10 ⁶ α İçin Nötron Verimi		% Nötron Verimi $E_n < 1,5$ MeV	
			Teorik	Deneyysel	Teorik	Deneyysel
$^{241}\text{Am}/\text{Be}$	432,6 yıl	5,48	82	70	14	15-23
$^{239}\text{Pu}/\text{Be}$	24100 yıl	5,14	65	57	11	9-33
$^{238}\text{Pu}/\text{Be}$	87,4 yıl	5,48	79	-	-	-
$^{210}\text{Po}/\text{Be}$	138,4 gün	5,30	73	69	13	12

Hedef çekirdek olarak ^9Be kullanılmasının sebebi nötron veriminin diğer hedef çekirdeklere göre en fazla olmasıdır. En sık gerçekleşen Be(α ,n) nötron tepkimesi Eşitlik 2.1’de verilmektedir.



^9Be hedef çekirdeğin alfa parçacıkları ile bombardımanı sonucu uyarılmış $^{12}_6\text{C}^*$ çekirdekleri oluşur. Uyarılmış durumdaki çekirdekler çok kısa süre ($<10^{-12}$ s) sonra nötron parçacıkları yayımlayarak $^{12}_6\text{C}$ ’ye bozunur ve 5,71 MeV enerji açığa çıkar.

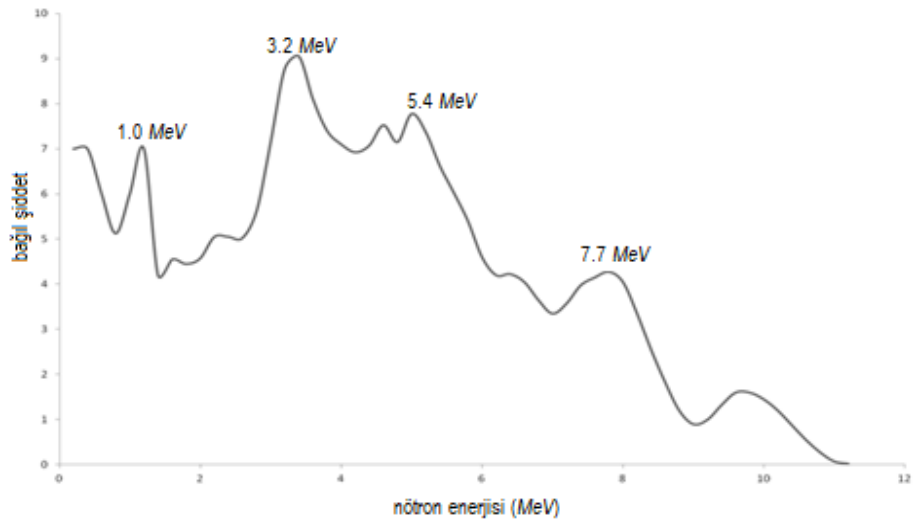
Bu tez çalışmasında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü’nde bulunan 37 GBq aktiviteli ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sistemi kullanılmıştır. ^{241}Am -Be kaynağı, toz haldeki BeO ve AmO₂ karışımından oluşmaktadır. ^{241}Am kaynaktan yayımlanan alfa parçacıklarının enerjisi ortalama 4-6 MeV aralığındadır (Yücel vd. 2014). Çizelge 2.2’ye göre, ^{241}Am kaynaktan yayımlanan 10⁶ alfa parçacığı başına ortalama ^{241}Am -Be nötron kaynağından deneyysel olarak ortalama 70 nötron parçacığı yayımlanmaktadır (Knoll 2010).

2.2.2 Amerisyum-Berilyum (^{241}Am -Be) nötron kaynağı

^{241}Am -Be nötron kaynağı, alfa parçacıkları ile uyarımlı (α, n) nötron kaynağıdır. Alfa parçacıkların, kararlı ^9Be çekirdeklerini bombardımanı sonucu nötron yayımlayan radyonüklid kaynaklardır. Tasarım olarak kompakt ve kullanım kolaylığı açısından oldukça avantajlıdır. ^{241}Am radyoizotopunun yarı ömrü 432,6 yıldır. Bu nedenle uzun süreli kullanıma uygundur. ^9Be çekirdeklerin alfa parçacıkları ile bombardıman edilmesi sonucu, en yüksek olasılıkla ve yaygın olarak gerçekleşen tepkime Eşitlik 2.2’de verilmektedir.



Tepkime sonucu yayımlanan nötronların spektrumu geniş bir enerji dağılımına sahiptir. ^{241}Am kaynaktan yayımlanan alfa parçacıklarının yayılma yönlerinin izotopik olmaması, menzillerinin farklı olması ve ^9Be hedefin kalınlığındaki değişimler sonucu geniş bir nötron-enerji spektrumunda dört farklı grup (1,0 MeV, 3,2 MeV, 5,4 MeV ve 7,7 MeV) enerjilere sahip nötronlar yayımlanmaktadır (Şekil 2.1). Bu aralık 1-12 MeV arasında değişebilmektedir.



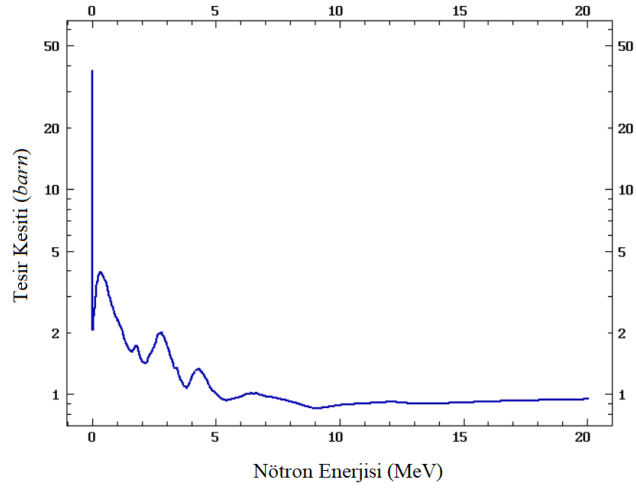
Şekil 2.1 ^{241}Am -Be nötron kaynağının enerjiye göre bağıl şiddet spektrumu (Geiger ve Van Der Zwan 1970)

2.3 Nötronların Madde ile Etkileşimi

Nötronların madde içerisindeki etkileşimi; yüklü parçacıkların, X ve gama ışınlarının madde içerisindeki etkileşimlerinden oldukça farklıdır. Nötronlar nötr olduklarından atom çekirdeğinin veya yörüngedeki elektronların Coulomb etkisiyle karşılaşmazlar. Bu nedenle kolay bir şekilde madde içerisinde yol alabilirler.

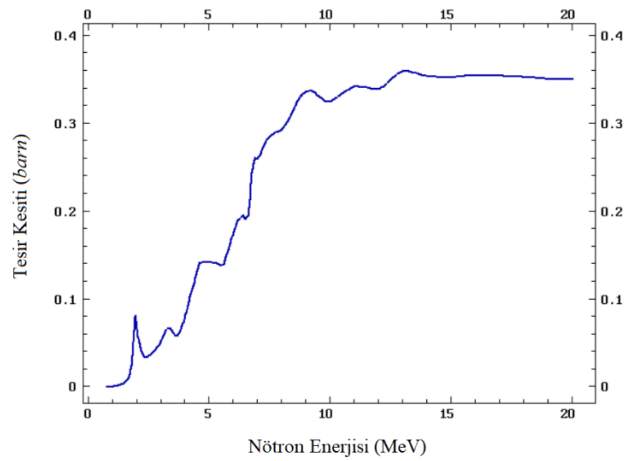
Nötron parçacığının enerjisine bağlı olarak nötron, atom çekirdeği ile çarpışarak saçılabilir veya çekirdek tarafından soğurulabilir. Ayrıca yine nötron parçacığının enerjisine bağlı olarak çekirdek geri tepebilir veya çekirdek iki farklı çekirdeğe ayrışabilir. Tüm bu etkileşimler, saçılma ve soğurulma tepkimeleri olarak iki ana başlıkta incelenebilir. Nötronların saçılma tepkimeleri; esnek saçılma (n,n) ve esnek olmayan saçılma (n,n'), soğurulma tepkimeleri; nötron yakalama (n,γ), yüklü parçacık yayımlanması ($(n,p),(n,d),(n,t),(n,\alpha)$), fisyon (n,f) ve spallasyon şeklinde sınıflandırılır.

Esnek saçılma (n,n): Nötron bir atom çekirdeğine çarparak etkileşebilir. Kinetik enerjisinin bir kısmını çekirdeğe aktarır ve sonrasında geliş yönünden farklı yön ve doğrultuda çekirdekten uzaklaşır. Esnek çarpışma etkileşmesinde çekirdeğin fiziksel yapısında herhangi bir değişiklik olmaz. Bu saçılma türü MeV mertebesinde enerjiye sahip nötronların en temel enerji kaybetme mekanizmasıdır. Nötron parçacığı ve çekirdeğin toplam kinetik enerjisi korunur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 ^{10}B izotopu için enerjiye bağlı esnek saçılma (n,n) tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023)

Esnek olmayan saçılma (n,n'): Bu etkileşimde nötron, soğurucu ortamdaki atom çekirdeğine enerjisini aktarır ve iç yapısını değiştirerek uyarılmasına neden olur. Uyarılmış çekirdek, uyarılma enerjisinin büyüklüğüne göre enerjisinin tamamını foton ya da nötron olarak yayımlar ve taban durum enerji seviyesine geri döner. Hızlı nötronlar ve ağır çekirdekler genellikle esnek olmayan saçılma şeklinde etkileşirler. Bu nedenle ($E \geq 1 \text{ MeV}$) nötron enerjilerinde, yüksek atom numaralı soğurucu ortamlarda bir gama ışını kaynağı oluşur. Bu tepkime türünde kinetik enerji korunmaz, ancak toplam enerji korunur (Şekil 2.3).



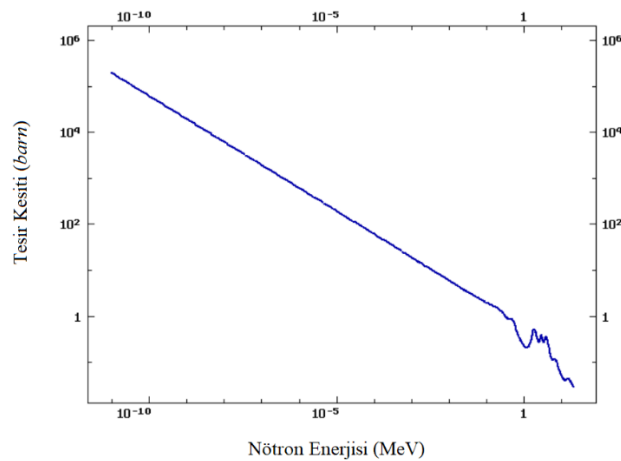
Şekil 2.3 ^{10}B izotopu için enerjiye bağlı esnek olmayan saçılma (n,n') tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023)

Nötron yakalama (n, γ): Nötronların esnek ve esnek olmayan saçılmalar sonucu termal enerjiye sahip olacak kadar yavaşlatılmalarının ardından; yavaşlatılmış nötronlar, belirli bir olasılıkla soğurucu ortamdaki atom çekirdeği tarafından soğurulabilirler. Nötron enerjisi azaldıkça nötron yakalama olasılığı yükselir. Tipik bir yakalama tepkimesi Eşitlik 2.3'te verilmektedir.



Nötron yakalama tepkimesi sonucu nötron, atom çekirdeği ile birleşir ve bir çekirdek oluşur. Oluşan bileşik çekirdek uyarılmış durumdadır ve gama ışını yayımlayarak taban durum enerjisi seviyesine gelir. Yayımlanan gama ışınları oldukça enerjiktir ($E > 1 \text{ MeV}$).

Yüklü parçacık yayımlanması (n, p), (n, d), (n, t), (n, α): Nötron, soğurucu ortamda atom çekirdeği tarafından soğurulabilir ve uyarılmış halde bir çekirdek oluşur. Oluşan uyarılmış durumdaki bileşik çekirdekten yüklü parçacıklar yayımlanabilmesi için uyarılma enerjisinin Coulomb engelinden daha yüksek olması gerekir. Gerekli eşik enerjisi, düşük atom numarasına sahip hafif çekirdeklerde çok daha düşüktür. Bu nedenle hafif çekirdeklerden oluşan soğurucu ortamlarda bileşik çekirdek (n, p), (n, d), (n, t) tepkimeleri gerçekleşebilir. (n, α) tepkimeleri ekzotermiktir ve düşük enerjili termal nötronların soğurulması sonucu gerçekleşir. (n, α) tepkimelerine ${}^{10}\text{B}(n, \alpha) {}^7\text{Li}$ ve ${}^6\text{Li}(n, \alpha) {}^3\text{H}$ örnek gösterilebilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 ${}^{10}\text{B}$ izotopu için enerjiye bağlı yüklü parçacık yayımlanması (n, α) tesir kesiti grafiği (IAEA NDS/ENDF 2023)

Fisyon: Fisyon tepkimesi, 1938’de Alman fizikçi Otto Hahn ve Fritz Strassman tarafından ^{235}U bileşiklerin termal nötronlar ile bombardıman edilmesi sonucu keşfedilmiştir. Termal nötronlar ile fisyon tepkimesi gerçekleştiren atom çekirdekleri fisil izotop, hızlı nötronlar ile fisyon tepkimesi gerçekleştiren atom çekirdekleri ise fertil izotop olarak tanımlanır. ^{239}Pu , ^{235}U ve ^{233}U fisil izotoplara, ^{232}Th ve ^{238}U fertil izotoplara örnek verilebilir (Yücel 2019).

Bir nötron soğuran atom çekirdeği “kritik” bir deformasyona uğrayarak önce boyun (*dumbell*) durumuna, sonra kırılma (*saddle*) durumuna geçer. Çekirdek, genellikle iki çekirdeğe (*binary*) ve düşük bir oranla ($< \%0,5$) üç çekirdeğe (*ternary*) ayrılabilir. Oluşan çekirdekler fisyon ürünü olarak tanımlanır. Fisyon tepkimesinin gerçekleşmesi bombardıman edilecek nötronun enerjisine, çekirdeğe özgü kritik Z^2/A değerine, uyarılma enerjisine ve hedef çekirdeğin son nötron bağlanma enerjisine bağlıdır (Yücel 2019).

Spallasyon: Spallasyon tepkimesi; hızlı ve enerjik nötron parçacığının, atom numarası yüksek ağır atom çekirdeği ile çarpışması sonucu gerçekleşir. Gelen nötron parçacığı ile hedef çekirdeğin nükleonları arasında yarı serbest çarpışmalar gerçekleşir. Bu çarpışmalar sonucu çekirdekten düşük enerjili nötron ve protonlar yayımlanır. Gelen nötron parçacığının kinetik enerjisinin bir kısmı hedef çekirdeğe aktarılarak hedef atom çekirdeği uyarılmış duruma geçer. Çarpışma sonucu oluşan ürün çekirdeği, yayımlanan düşük enerjili nötron ve protonlar tarafından tekrar uyarılabilir veya fisyon tepkimesi gerçekleşebilir (Yücel 2019).

2.3.1 Nötron etkileşme tesir kesiti

Nötron parçacıkların madde ile etkileşimi, nötron etkileşme tesir kesiti (σ) olarak adlandırılır. Nötron etkileşme tesir kesiti, nötron ve atom çekirdeği arasında bir nükleer tepkimenin gerçekleşme olasılığını tanımlar. Birimi barn veya cm^2 ’dir ($1 \text{ barn} = 10^{-24} \text{ cm}^2$). Nötronların madde ile toplam etkileşme tesir kesiti Eşitlik 2.4’de verilmektedir.

$$\sigma = \sigma_{(n,n)} + \sigma_{(n,n')} + \sigma_{(n,\gamma)} + \sigma_{(n,p)} + \sigma_{fisyon} + \sigma_{spallasyon} + \dots \quad (2.4)$$

Burada $\sigma_{(n,n)}$, $\sigma_{(n,n')}$, $\sigma_{(n,\gamma)}$, σ_{fisyon} ve $\sigma_{spallasyon}$ sırasıyla esnek saçılma, esnek olmayan saçılma, nötron yakalama, fisyon ve spallasyon tepkimelerinin tesir kesitidir.

Dokunun termal nötron tesit kesiti (σ_{th}) oldukça düşüktür. 1H için $\sigma_{th}=0,332b$, 6C için $\sigma_{th}=0,003b$, 8O için $\sigma_{th}=0,0002b$, ^{20}Ca için $\sigma_{th}=0,44b$ ve ^{15}P için $\sigma_{th}=0,19b$ 'dır. Tez çalışması kapsamında kullanılan BeO dozimetrenin $\sigma_{th}=0,01b$, MgB_2 filtrenin ise ^{12}Mg için $\sigma_{th}=0,06b$, ^{11}B için $\sigma_{th}=0,005b$ ve ^{10}B için $\sigma_{th}=3836b$ 'dır (Barth vd. 1990, Sauerwein vd. 2012). Tez çalışması kapsamında üretilen MgB_2 filtrenin; $\sigma_{th}[MgB_2]$ değeri 1526,8b olarak hesaplanmıştır.

2.4 Dozimetrik Nicelikler

2.4.1 Soğurulan doz

Soğurulan doz, herhangi bir iyonize radyasyon türü tarafından, birim kütle başına aktarılan enerjinin ölçüsüdür (Eşitlik 2.5).

$$D_T = \frac{dE}{dm} \quad (2.5)$$

Burada dE , iyonize radyasyon tarafından aktarılan ortalama enerji veya malzeme tarafından depolanan enerji, dm ise malzemenin birim kütlesidir.

$$1 [Gy] = 1 [J/kg] = 100 [rad] \quad (2.6)$$

SI birim sisteminde soğurulan doz birimi Gray (Gy) olarak tanımlanır. İyonize radyasyon tarafından, malzemenin bir kilogramına aktarılan bir Joule enerjidir. Konvansiyonel birim sisteminde ise *rad* kullanılmaktadır (Eşitlik 2.6).

2.4.2 Eşdeğer doz

Farklı iyonize radyasyon türlerinin, aynı dokuya eşit dozlardaki biyolojik etkisi birbirinden farklıdır. Eşdeğer doz, belirli bir iyonize radyasyon türü tarafından insan vücudunda belirli bir doku veya organ tarafından soğurulan doz olarak tanımlanır (NCRP 116 1993) (Eşitlik 2.7).

$$H_T = D_{T,R} \cdot W_R \quad (2.7)$$

Burada H_T belirli bir doku veya organ tarafından soğurulan eşdeğer dozdur. $D_{T,R}$, belirli bir iyonize radyasyon türü ve belirli bir doku veya organ tarafından soğurulan doz ve W_R , her bir iyonize radyasyon türü için farklı bir sabit olan radyasyon ağırlık faktörüdür. SI birim sisteminde eşdeğer doz birimi Sievert (Sv) ve konvansiyonel birim sisteminde ise *rem* kullanılmaktadır. Eğer radyasyon alanı, farklı iyonize radyasyon türlerini içeriyorsa eşdeğer doz Eşitlik 2.8'deki gibi ifade edilmektedir.

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot W_R \quad (2.8)$$

Farklı iyonize radyasyon türleri için radyasyon ağırlık faktörleri (W_R), Çizelge 2.3'de verilmektedir.

Çizelge 2.3 Farklı iyonize radyasyon türleri için radyasyon ağırlık faktörleri (W_R)
(ICRP 103 2007, Bushong 2017)

İyonize Radyasyon Türü	Enerji aralığı	Radyasyon ağırlık faktörü (W_R)
X ışınları	Tüm enerjiler	1
γ ışınları	Tüm enerjiler	1
β parçacıkları	Tüm enerjiler	5
Elektron ve müonlar	Tüm enerjiler	1
	(<10 keV)	5
	10 keV – 100 keV	10
Nötronlar	>100 keV – 2 MeV	20
	2 MeV – 20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protonlar ve yüklü pionlar	<2 MeV	2
Protonlar	>2 MeV	5
α parçacıkları, fisyon ürünleri		20

2.4.3 Etkin doz

Eşit dozlardaki aynı iyonize radyasyon türünün, vücudun farklı doku ve organlarına olan biyolojik etkisi birbirinden farklıdır. ICRP 103 raporunda, iyonize radyasyonun biyolojik etkilerinin sebep olduğu farklı doku ve organlarda oluşan farklı biyolojik hasar sebebiyle her bir organ için doku ağırlık faktörü (W_T) önerilmiştir. Etkin doz (H_E), her bir doku veya organa özgü doku ağırlık faktörünün, farklı doku ve organlarda soğurulan dozlar ile çarpılması olarak tanımlanmaktadır (Eşitlik 2.9).

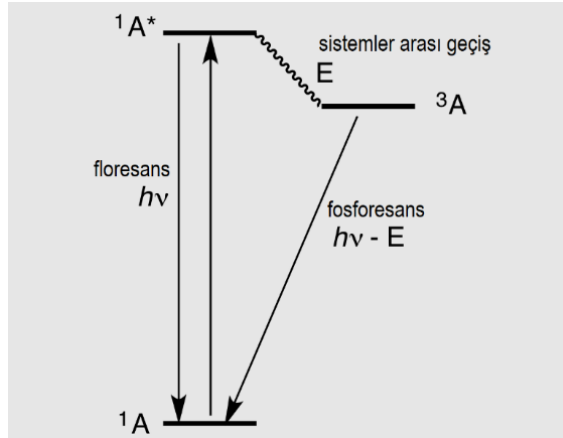
$$H_E = \sum_T W_T H_T \quad (2.9)$$

Burada H_E ve H_T sırasıyla vücut için etkin doz ve belirli bir doku veya organ tarafından soğurulan eşdeğer dozdur; birimleri Sievert'dir. W_T doku ağırlık faktörüdür ve tüm vücut için doku ağırlık faktörlerinin toplamı 1'dir (ICRP 103, 2007).

2.5 Lüminesans

Lüminesans, bir malzemenin herhangi bir dış kaynaktan soğurduğu enerjiyi kızılötesi, ultraviyole veya görünür bölge dalga boylarında ışık olarak yayımlamasıdır. Yayımlanan ışığın dalga boyu; malzeme yüzeyine gelen iyonize radyasyonun değil, malzemenin karakteristik bir özelliğidir (McKeever 1985). Lüminesans olayının diğer elektromanyetik ışımalardan temel farkı, atom veya molekülün ısısında bir değişim olmadan yayımlanabilmesidir. Lüminesans malzemeler, iyonize radyasyona maruz kaldıklarında enerjiyi soğurarak depolayabilir ve uyarıldıklarında ışık olarak yayımlayabilirler. Lüminesans olayı birçok dozimetrik tekniğin temelini oluşturmaktadır (Thomsen 2004).

Lüminesans olayı, enerjinin soğurulması ve yayınımları arasında geçen süreye göre iki grupta incelenebilir. Eğer bu süre 10^{-8} saniyeden kısa ise floresans olayı, 10^{-8} saniyeden daha uzun ise fosforesans olayı gerçekleşmektedir (Furetta 2003). Floresans ve fosforesans olaylarını açıklayan temel Jablonski diyagramı Şekil 2.5’de verilmektedir.



Şekil 2.5 Floresans ve fosforesans süreçlerini gösteren Jablonski diyagramı (Knoll 2010)

Kararsız bir seviyeye uyarılmış durumdaki bir elektronun kendiliğinden taban durumuna geçişi sırasında yayımlanan ışıma floresans, yarı kararlı bir seviyeye uyarılmış durumdaki bir elektronun kendiliğinden taban durumuna geçişi ise fosforesans olarak tanımlanır. Floresans, fosforesans ve sintilasyon olayları yaygın lüminesans çeşitleridir (Furetta

2003). Farklı uyarmalar sonucu meydana gelen floresans olaylarına fotolüminesans (foton ile uyarma), katodalüminesans (katot ışınları ile uyarma), kemilüminesans (kimyasal enerji ile uyarma), biyolüminesans (biyokimyasal enerji ile uyarma) ve tribolüminesans (mekanik enerji ile uyarma) örnek verilebilir. Fosforesans olayında ise uyarılmış ve yarı kararlı enerji seviyeleri arasındaki fark genellikle çok küçüktür. Bu nedenle, genellikle bir dış enerjiye ihtiyaç yoktur.

Lüminesans olayı, lüminesans malzemenin uyarılma yöntemine göre isimlendirilir. Malzemenin ısı ile uyarılması sonucu gerçekleşen ışıma termolüminesans (TL), ışık ile uyarılması sonucu gerçekleşen ışıma optik uyarımlı lüminesans (OSL) olarak tanımlanır (Furetta 2003).

2.5.1 Termolüminesans

Yalıtkan veya yarı iletken katı malzemeler, yüzeylerine gelen iyonize radyasyonu soğurarak yarı kararlı bir duruma geçerler. Uyarıldıklarında ise tekrar denge durumuna dönmek için lüminesans olayı gerçekleşir (Cameron vd. 1968). Lüminesans, uyarılmış olan yüklerin yarı kararlı durumdan taban duruma geçmesinin bir sonucudur. Lüminesans olayı, malzemenin ısı ile uyarılması sonucu gerçekleşmiş ise ışıma termolüminesans (TL) olarak tanımlanır. Termolüminesans dozimetri, 1950'den günümüze en çok kullanılan kişisel dozimetri tekniğidir.

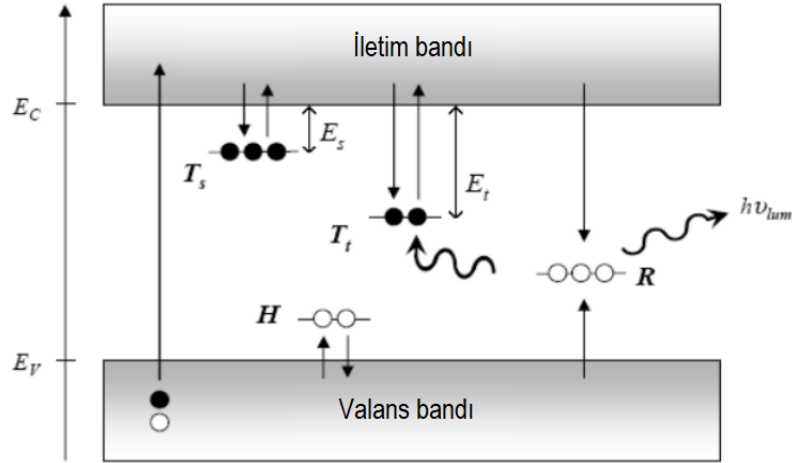
Bir malzemenin TL özelliği gösterebilmesi için malzeme yalıtkan veya yarı iletken olmalıdır. Yasak enerji bant aralığı 3 eV'un altında olan yarı iletken malzemeler ve yasak enerji bant aralığı 3 eV'un üzerinde olan yalıtkan malzemeler TL özelliği gösterirken, metal malzemeler TL özelliği göstermezler. Malzemenin TL özelliği gösterebilmesi için iyonize radyasyona maruz kaldığında enerji soğurabilir ve ısı ile uyarıldığında soğurduğu enerjiyi ışık olarak yayımlayabilir olması gerekmektedir (McKeever 1985).

TL dozimetrelerindeki temel amaç, iyonize radyasyon tarafından malzemenin birim kütlesine gelen enerjinin malzeme tarafından ne kadar soğurulduğunun belirlenmesidir.

Bu amaçla malzemenin maruz kaldığı radyasyon dozunun TL sinyali olarak ölçülmesi ve ışıma eğrisinin altında kalan alan belirlenerek doku eşdeğeri malzemenin soğurduğu dozun ölçülmesi mümkündür.

2.5.2 Termolüminesans teorisi

TL, iyonize radyasyona maruz kalan malzemenin içerisindeki kusur ve tuzaklarda elektronların yakalanmasına ve ısı ile uyarılması sonucu ışık olarak yayımlanmasına dayanan bir mekanizmadır. Katıhal fiziğindeki enerji-band modeli ile açıklanabilir. Bu modele göre ideal bir katı kristalde, elektronlar valans bandında kararlı halde bulunurlar. Elektronların uyarıldıklarında yerleşebilecekleri iletim bandı, valans bandından yasak enerji band aralığı (E_g) ile ayrılmıştır. Kusursuz bir kristalin yasak enerji band aralığında hiç elektron bulunmaz. Ancak, katı kristalde kusurlar veya safsızlıklar mevcut ise elektronlar yasak enerji band aralığında tuzaklanabilirler. Bir tuzak- bir rekombinasyon merkezi modeli olarak bilinen kristal kusurları ve enerji geçişleri TL diyagramı Şekil 2.6'da gösterilmektedir.



Şekil 2.6 Kristal kusurları ve elektron geçişleri TL diyagramı (Thomsen 2004)

Şekil 2.6'da E_V ile gösterilen seviye, valans bandın maksimum enerji seviyesi; E_C ile gösterilen seviye iletim bandının minimum enerji seviyesi ve aralarındaki mesafe (E_g) yasak enerji band aralığıdır. Şekilde T_s ile gösterilen seviye, fermi enerji seviyesi üzerinde

yer alır ve kararsız bir elektron tuzağı görevi görmektedir. H seviyesi kararlı bir hol tuzağı olarak adlandırılır ve R ise rekombinasyon (yeniden birleşme) merkezlerini temsil etmektedir. Malzeme üzerine gelen iyonize radyasyonun enerjisi, yasak enerji band aralığının (E_g) enerjisinden fazla ise kristalin valans bandında kararlı halde bulunan elektronlar uyarılırlar. Uyarılan elektronlar kararsız hale gelerek iletim bandına yükselir ve valans bandında serbest holler oluşur. İletim bandına yükselen elektronların hollerle rekombinasyonu sonucu floresans olayı gerçekleşir. Şekilde T_t ile gösterilen seviye elektronların depolandıkları tuzaklardır. TL malzemelerde uyarılan elektronların çoğu yapısal kusur veya tuzaklarda yakalanırlar. Bir elektronun tuzaklandığı elektron tuzağından kurtulma olasılığı p , Eşitlik 2.10'da Arrhenius eşitliği ile verilmektedir (Thomsen 2004):

$$p = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.10)$$

Burada s , sıcaklıktan bağımsız ve birimi s^{-1} olan frekans faktörü; E , uyarılmış ve kararlı enerji seviyeleri arasındaki enerji farkıdır ve aktivasyon enerjisi olarak tanımlanır, birimi eV'tur. k , Boltzmann sabitidir ve değeri $8,617 \cdot 10^{-5} \text{ eV/K}$ 'dir. T , mutlak sıcaklık değeridir ve birimi Kelvin'dir. p , bir elektronun bulunduğu elektron tuzağından kurtulma olasılığı, malzemenin uyarılma tekniğine bağlıdır.

Bir tuzak-bir rekombinasyon merkezi (OTOR) modeline göre, iyonize radyasyon malzemeye geldiğinde kristalde açığa çıkan serbest elektronların ve hollerin sayısı birbirine eşit kabul edilir. Bu nedenle T_t tuzağında yakalanmış hollerin sayısı, valans bandından uyarılarak kararsız hale geçen elektronların sayısına eşittir. Tuzaklanan elektron ve hollerin konsantrasyonu dengesiz bir durumu (*non-equilibrium state*) temsil eder. Denge durumu; kristalin, iyonize radyasyona maruz kaldığı sıcaklıktan daha yüksek bir sıcaklığa ısıtılması ile mümkündür. Kristal ısıtıldığında, tuzaklanan elektronların tuzaklardan kurtularak iletim bandına çıkma olasılığı artar. Elektronlar, rekombinasyon merkezinde toplanana kadar iletim bandına doğru hareket ederler. Rekombinasyon merkezleri, elektron ve hollerin birleşmesi sonucu lüminesansın gerçekleştiği yerdir. Bu

merkezdeki elektronların uyarılmış durumdan taban duruma dönerken yayımladıkları ışıma termolüminesans olarak tanımlanır (Chen vd. 1983).

Birim zamandaki TL şiddeti değeri $I_{TL}(t)$, rekombinasyon merkezinde bulunan elektron ve hollerin yeniden birleşme hızı ile doğrudan ilişkilidir (Eşitlik 2.11).

$$I_{TL}(t) = \left(-\frac{dm}{dt} \right) = A_m m n_c \quad (2.11)$$

Burada m , rekombinasyon merkezinde bulunan hollerin konsantrasyonudur. Negatif işaret, hollerin sayısının zamanla azaldığını göstermektedir. Gerçekleşen her rekombinasyonun bir foton ürettiği, üretilen her bir fotonun dedekte edilerek TL sinyaline dönüştüğü varsayılmaktadır. Rekombinasyon hızı $\left(\frac{dm}{dt} \right)$, iletim bandındaki elektronların konsantrasyonu n_c ile gösterilmektedir. Burada A_m , zaman ve sıcaklıktan bağımsız rekombinasyon olasılığıdır. Tuzaklanmış elektronların konsantrasyonundaki değişim hızı $\left(\frac{dn}{dt} \right)$, tuzaklanmış elektronların tuzaktan kurtulma olasılığından tekrar tuzaklanma olasılığının farkı olarak tanımlanabilmektedir ((Eşitlik 2.12) ve (Eşitlik 2.13)).

$$-\frac{dn}{dt} = np - n_c(N - n)A_n \quad (2.12)$$

$$\frac{dm}{dt} = \frac{dn}{dt} + \frac{dn_c}{dt} \quad (2.13)$$

Burada N , elektron tuzaklarının konsantrasyonu ve A_n elektronların tekrar tuzaklanma olasılığıdır. İletim bandında bulunan serbest elektronların konsantrasyonundaki değişim hızı $\left(\frac{dn_c}{dt} \right)$, Eşitlik 2.14 ile ifade edilmektedir.

$$\frac{dn_c}{dt} = -A_m m n_c + np - n_c(N - n)A_n \quad (2.14)$$

Eşitlik (2.12), (2.13) ve (2.14), bir tuzak-bir rekombinasyon merkezi modelinde tuzaklanmış bir elektronun yük mekanizmasını tanımlar. Bu denklemler analitik olarak çözümlenemez ve bu nedenle bazı yaklaşımlar geliştirilmiştir.

Chen ve McKeever (1997) tarafından kristalin iletim bandındaki serbest elektron konsantrasyonu durağan kabul edilerek yarı denge (quasi-equilibrium) yaklaşımı önerilmiştir. Bu yaklaşım fosforesans olayı için tanımlanmıştır. Bu yaklaşıma göre $n_c \ll n$ ve $dn_c \approx 0$ kabul edilir (Eşitlik 2.15).

$$\left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dn}{dt} \right| ; \left| \frac{dn_c}{dt} \right| \ll \left| \frac{dm}{dt} \right| \quad (2.15)$$

Bu yaklaşıma göre tuzaklanmış elektron ve hol çiftleri için, yüklerin nötr olmasından kaynaklı $n + n_c = m$ kabul edilir. Böylelikle $n_c \approx 0$ için $n \approx m$ kabul edilebilir. Buna göre Eşitlik 2.11, Eşitlik 2.16 şeklinde yazılabilir.

$$I_{TL}(t) = \left(-\frac{dm}{dt} \right) \approx \left(-\frac{dn}{dt} \right) \quad (2.16)$$

$\frac{dn_c}{dt} \approx 0$ olacağından Eşitlik 2.11 ve Eşitlik 2.12 düzenlenerek $I_{TL}(t)$ termolüminesans şiddeti ifadesi Eşitlik 2.17 haline gelir.

$$I_{TL}(t) = \frac{mA_m n s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right)}{(N - n)A_n + mA_m} \quad (2.17)$$

Eşitlik 2.17'nin çözümlenebilmesi için ek kabuller gereklidir. Randall ve Wilkins (1945) tarafından önerilen yaklaşım, TL malzemenin ısıtılması sırasında tekrar tuzaklanma olasılığının önemsiz kabul edildiği ($mA_m \gg (N - n)A_n$) yaklaşımıdır.

Randall-Wilkins Modeli, katı kristalin valans bandı ile iletim bandı arasındaki yasak enerji bandında bulunan kararsız tek bir elektron tuzağı ve rekombinasyon merkezinin

basit bir modellemesidir. Birinci dereceden kinetik rekombinasyon sürecini tanımlar. Eşitlik 2.17'nin bu yaklaşım ile çözümü sonucunda birinci dereceden kinetik denklemleri elde edilir (Eşitlik 2.18).

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = ns \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.18)$$

Burada s , birinci dereceden frekans faktörüdür. T sıcaklık değeri sabit kabul edilirse, p sabit hale gelir ve Eşitlik 2.18'in çözülmesi ile $I_{TL}(t)$ termoluminesans şiddeti ifadesi Eşitlik 2.19'a dönüşür.

$$I_{TL}(t) = I_0 \exp(-tp) \quad (2.19)$$

Burada I_0 , $t = 0$ anındaki TL şiddeti değeridir. Böylece T sıcaklık değeri sabitken bozunum, zamanın üstel bir fonksiyonu haline dönüşür ve birinci dereceden ışıma eğrisini tanımlayan Eşitlik 2.20 elde edilir.

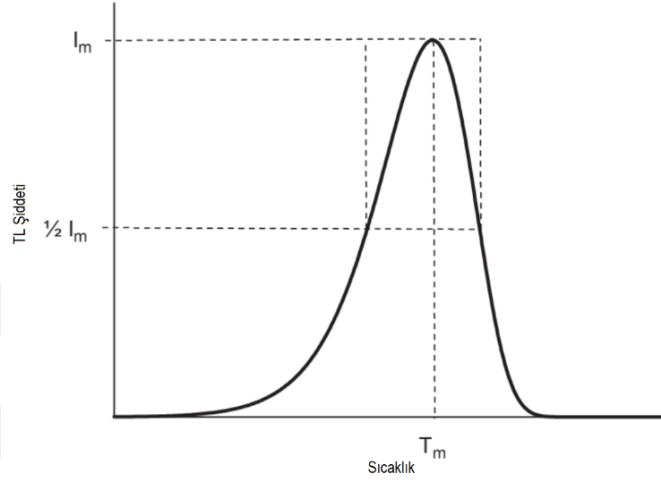
$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = n_0 s \exp\left(-\frac{E}{kT(t)}\right) \exp\left[-s \int_0^t \exp\left(-\frac{E}{kT(t')}\right) dt'\right] \quad (2.20)$$

Burada n_0 , $t = 0$ anında toplam tuzaklanmış elektronların sayısıdır. Eşitlik 2.20, TL şiddet eğrisinin sıcaklık artışıyla önce arttığını, bir maksimuma ulaştıktan sonra azaldığını ifade etmektedir. Tarif edilen bu pik şekli “birinci dereceden ışıma eğrisi” olarak tanımlanır.

Sıcaklığın zamana karşı lineer olarak arttığı durumda ($T(t) = T_0 + \beta(t)$; β , ısıtma hızı), TL şiddeti $I_{TL}(t)$ sıcaklığın bir fonksiyonu olarak Eşitlik 2.21 şeklinde tanımlanmaktadır.

$$I_{TL}(T) = -\frac{dn}{\beta dt} = sn_0 \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \exp\left[-\frac{s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right] \quad (2.21)$$

Eşitlik 2.21, tek bir pik için birinci dereceden Randall- Wilkins piki olarak tanımlanır ve asimetriktir (Şekil 2.7). Burada I_{TL} ışıma eğrisinin şiddeti, E (eV) aktivasyon enerjisi, s (s^{-1}) frekans faktörü, n_0 tuzaklanmış elektronların ilk konsantrasyonu, k ($eV \cdot K^{-1}$) Boltzmann sabiti, T (K) herhangi t anındaki sıcaklık, T_0 başlangıçtaki sıcaklık değeri (K) ve β ısıtma hızı ($K \cdot s^{-1}$) olarak tanımlanır.



Şekil 2.7 Birinci dereceden Randall-Wilkins piki ve TL tuzak parametreleri (Furetta ve Weng 1998)

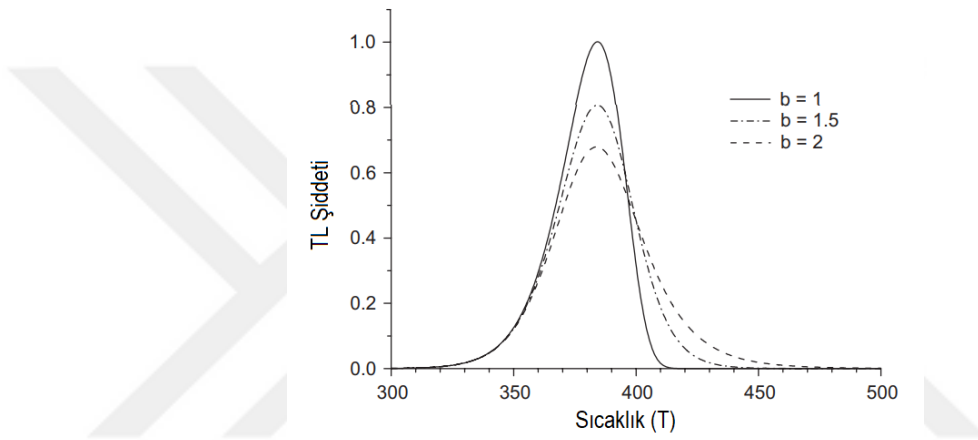
Garlick- Gibson modeline göre (Garlick ve Gibson 1948), TL malzeme ısıtıldığında tuzaktan kurtulan elektronların yeniden tuzaklanma olasılığının baskın olduğu ($mA_m \ll (N - n)A_n$) ve tuzakların saturasyon bölgesinden oldukça uzakta yer aldığı ($n \gg N$; $n = m$) yaklaşım kabul edilir. Bu yaklaşım sonucu Eşitlik 2.17, Eşitlik 2.22'ye dönüşür.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{sA_m}{NA_n} n^2 \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.22)$$

Burada n^2 ile belirtilen terim, bu eşitliğin ikinci dereceden bir denklem olduğunu göstermektedir. Sıcaklığın lineer olarak arttığı varsayılarak elektronların tuzaktan kurtulma ve rekombinasyon olasılıklarının eşit kabul edildiği ($A_m = A_n$) durumda ikinci dereceden kinetik denklem Eşitlik 2.24 şeklinde verilir.

$$I_{TL}(T) = -\frac{dn}{\beta dt} = \frac{n_0^2 s}{N\beta} \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \left[1 + \frac{n_0 s}{N\beta} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right]^{-2} \quad (2.23)$$

Eşitlik 2.23, ikinci dereceden kinetik denklemi veya Garlick- Gibson TL eşitliği olarak tanımlanmaktadır. Sıcaklığın zamana karşı lineer olarak arttığı durumda elde edilen eğri, birinci dereceden kinetik denklemin aksine çok daha simetriktir (Şekil 2.8). Pikin yarı yüksekliğindeki tam genişlik simetri faktörü μ_g değeri 0,52 olarak bulunmuştur (Furetta ve Weng 1998).



Şekil 2.8 Birinci dereceden (b=1), ikinci dereceden (b=2) ve genel mertebe (b=1,5) TL ışıma eğrileri (Bos 2006)

Birinci ve ikinci dereceden kinetik denklemleri belirli kabullere göre elde edilmiştir. May ve Partridge (1964) tarafından TL pikinin birinci veya ikinci dereceden kinetiklere uymadığı durumlar için May-Partridge modeli önerilmiştir. Rekombinasyon veya yeniden tuzaklanma olaylarından herhangi birinin baskın olmadığı durumlarda bu model geçerlidir. May- Partridge genel mertebe kinetik modeline göre $I_{TL}(t)$, Eşitlik 2.24 ile verilmektedir.

$$I_{TL}(t) = -\frac{dn}{dt} = -s'n^b \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.24)$$

Burada b , genel mertebe kinetik ifadesidir ve 1 ile 2 arasında değerler olabilir. s' terimi ise, $m^{3(b-1)}s^{-1}$ boyutundadır. Eşitlik 2.24'ün $t \rightarrow T$ sınırlarında integrali alındığında $I_{TL}(T)$ (Eşitlik 2.25) elde edilir.

$$I_{TL}(T) = -\frac{dn}{\beta dt} = \frac{s''}{\beta} n_0 \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \left[1 + (b-1) \frac{s''}{\beta} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right]^{\frac{-b}{b-1}} \quad (2.25)$$

Burada $s'' = s'n_0^{b-1}$ ve birimi s^{-1} 'dir. Eşitlik 2.25'te $b = 1$ için, birinci dereceden kinetik denkleminde (Eşitlik 2.21) ve $b = 2$ için ikinci dereceden kinetik denkleminde (Eşitlik 2.23) dönüşür (Bos 2006).

Işıma Eğrisi: Sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termolüminesans şiddetinin grafiği, TL ışıma eğrisi olarak tanımlanır. Sabit bir ısıtma hızında (β), ışıma eğrisinin yatay eksen $T = T_0 + \beta t$ şeklindedir. Termolüminesans dozimetreden elde edilen ölçüm, ışıma eğrisi üzerinden değerlendirilir.

2.6 TL Tuzak Parametrelerinin Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler

TL ışıma eğrisinin tuzak parametrelerinin belirlenmesi için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler sonucu aktivasyon enerjisi (E), kinetik mertebe (b) ve frekans faktörü (s) gibi kinetik parametreler belirlenebilir. Bu yöntemler başlangıçtaki artış yöntemi, farklı ısıtma hızları yöntemi, pik şekli yöntemi, kesikli ışıma eğrisi yöntemi, izotermal bozunum yöntemi ve dekonvolüsyon yöntemi olarak sıralanabilir (Randal ve Wilkins 1945, Garlick ve Gibson 1948, Grossweiner 1953, Chen 1969, Chen ve McKeever 1997).

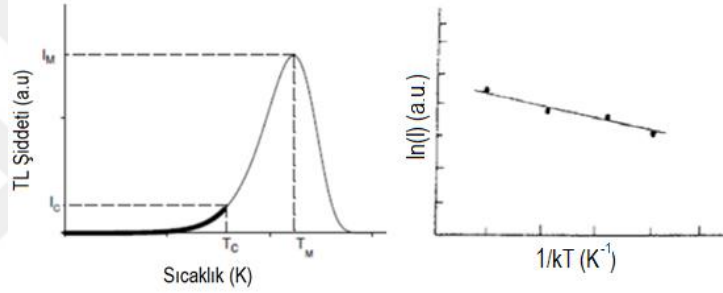
2.6.1 Başlangıçtaki artış yöntemi

TL ışıma eğrisinin düşük sıcaklıklarda analiz edilmesine dayanan bir yöntemdir (Garlick ve Gibson 1948). Tuzak derinliğinin belirlenmesinde kullanılan en basit deneysel

prosedür olarak kabul edilir. Bu yöntem diğer piklerden belirgin şekilde ayırık pikler için uygulanabilmektedir. Düşük sıcaklıklarda TL ışıma eğrisinin başlangıcındaki artış kısmının üstel olarak arttığı varsayılır (Eşitlik 2.26).

$$I(T) = \text{sabit} \cdot \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.26)$$

Buna göre Eşitlik 2.26'nın logaritması alınarak, $\ln(I) - (1/kT)$ grafiği çizilir (Şekil 2.9). Grafiğin eğiminden aktivasyon enerjisi (E) belirlenir. Burada aktivasyon enerjisi, tuzaktan ayrılan elektronun iletim bandına ulaşabilmesi için gerekli enerjidir.



Şekil 2.9 Başlangıçtaki artış yöntemi ışıma eğrisi ve $\ln(I) - (1/kT)$ grafiği (Garlick ve Gibson 1948)

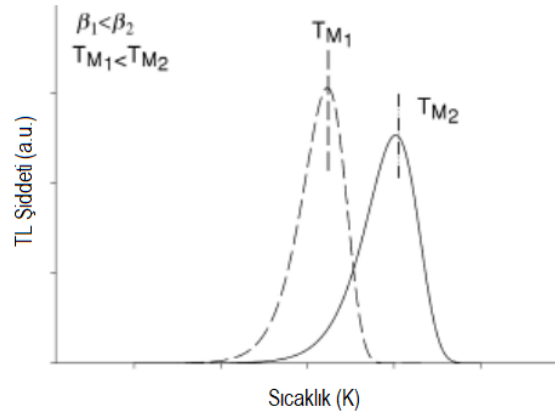
Başlangıçtaki artış yöntemine göre; T_C kesim sıcaklığına kadar tuzaklanan elektronların konsantrasyonunun ($n(T)$) sabit kaldığı kabul edilir. Bu kesim sıcaklığı, maksimum TL şiddetinin (I_M) yaklaşık %10-15'inden daha düşük bir TL şiddetine (I_C) karşılık gelir. $\ln(I) - (1/kT)$ grafiğinin eğimi $-E$ 'ye karşılık gelir. Böylelikle kinetik mertebeden (b) bağımsız ve frekans faktörü (s) bilgisi olmadan E aktivasyon enerjisi belirlenebilir (Haake 1957). Aktivasyon enerjisi hesaplandıktan sonra frekans faktörü (s) Eşitlik 2.27 ile hesaplanabilir.

$$\frac{\beta E}{kT_M} = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.27)$$

Burada T_M , maksimum TL şiddetine karşılık gelen sıcaklık değeridir.

2.6.2 Farklı ısıtma hızları yöntemi

Bu yöntemde E aktivasyon enerjisi, aynı dozimetrenin en az iki farklı β ısıtma hızında okunmasıyla belirlenmektedir. Isıtma hızındaki artış, TL şiddetinin maksimum olduğu pikin şiddetini düşürerek pikin tepe noktasının daha yüksek sıcaklıklara doğru kaymasına neden olur (Şekil 2.10). Bunun nedeni, ısıtma hızının artışından kaynaklı ısısal sönümlenme (*thermal quenching*) etkisidir (Spooners ve Franklin 2002).



Şekil 2.10 Aynı TL dozimetrenin β_1 ve β_2 ısıtma hızlarındaki ışıma eğrileri (Spooners ve Franklin 2002)

Farklı ısıtma hızları yönteminde Eşitlik 2.20'nin türevinin sıfır olduğu $T = T_M$ yaklaşımı yapılırsa birinci mertebe kinetik denklemi için Eşitlik 2.28 elde edilir.

$$\frac{\beta E}{kT_M} = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (2.28)$$

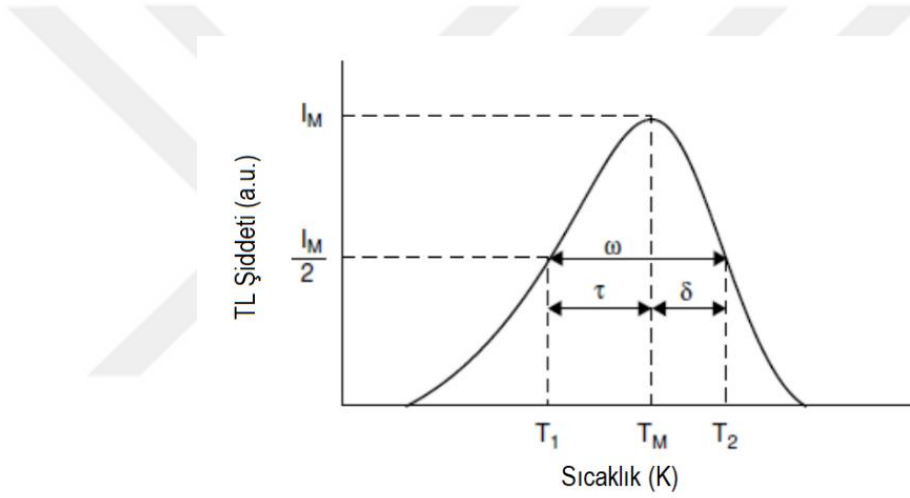
Aynı dozimetrenin, iki farklı ısıtma hızındaki (β_1 ve β_2) okumaları sonucu elde edilen ışıma eğrileri için aktivasyon enerjisi (E), Eşitlik 2.29 ile hesaplanır.

$$E = k \frac{T_{M1} T_{M2}}{T_{M1} - T_{M2}} \ln \left[\left(\frac{\beta_1}{\beta_2} \right) \left(\frac{T_{M2}}{T_{M1}} \right)^2 \right] \quad (2.29)$$

Burada T_{M_1} ve T_{M_2} , β_1 ve β_2 ısıtma hızlarında gerçekleştirilen okumalarda TL şiddetinin maksimum olduğu piklere karşılık gelen sıcaklık değerleridir.

2.6.3 Pik şekli yöntemi

TL tuzak parametrelerinin belirlenmesinde gerçeğe en yakın sonucu veren yöntem Pik şekli yöntemidir (Chen 1969). Chen metodu olarak da bilinmektedir. Bu yöntemde T_M , T_1 ve T_2 sıcaklıkları belirlenerek E aktivasyon enerjisinin hesaplanmasında ω , τ ve δ parametreleri tanımlanmalıdır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11 Pik şekli yöntemi ve tuzak parametreleri (Chen 1969)

Burada T_M (K), TL şiddetinin maksimum olduğu tepe noktasındaki pik sıcaklığı, T_1 ve T_2 sırasıyla şiddetin yarıya düştüğü sıcaklık değerleridir. Burada ω , TL şiddetinin yarı değerindeki genişlik; τ , pikin düşük sıcaklık tarafındaki yarı genişlik ve δ , pikin yüksek sıcaklık tarafındaki yarı genişlik değeri olarak tanımlanır. Tanımlanan pik şekli parametreleri $\omega = T_2 - T_1$; $\tau = T_M - T_1$; $\delta = T_2 - T_M$ formülleri ile hesaplanır.

Belirlenen pik şekli parametreleri kullanılarak, TL ışımaya eğrisinin kinetik mertebe (b) değeri hesaplanabilir. Bunun için öncelikle, birinci ve ikinci mertebeden kinetik denklemleri için simetri faktörü (μ_g) hesaplanmalıdır. Simetri faktörü $\mu_g = \delta/\omega$ formülü

ile hesaplanır. Lineer ısıtılan dozimetreler için μ_g değeri $b = 1$ için 0,42 ve $b = 2$ için 0,52'ye kadar arttığı hesaplanmıştır (Chen 1969).

E aktivasyon enerjisinin hesaplanmasında Halperin ve Braner'in (1960) önerdiği denklemler Eşitlik 2.30, Eşitlik 2.31 ve Eşitlik 2.32'de verilmektedir.

$$E_{\omega} = [2,52 + 10,2(\mu_g - 0,42)] \frac{kT_M^2}{\omega} - 2kT_M \quad (2.30)$$

$$E_{\tau} = [1,51 + 3(\mu_g - 0,42)] \frac{kT_M^2}{\tau} - [1,58 + 4,2(\mu_g - 0,42)] 2kT_M \quad (2.31)$$

$$E_{\delta} = [0,976 + 7,3(\mu_g - 0,42)] \frac{kT_M^2}{\delta} \quad (2.32)$$

Burada E_{ω} , E_{τ} ve E_{δ} sırasıyla ω , τ ve δ pik şekli parametrelerinin aktivasyon enerjileridir. Pik şekli yöntemi için E aktivasyon enerjisi E_{ω} , E_{τ} ve E_{δ} aktivasyon enerjilerinin ortalamasıdır. Frekans faktörü (s) ise, Eşitlik 2.33 kullanılarak hesaplanabilir.

$$s = \frac{\beta E}{kT_M^2} \left[\exp\left(-\frac{E}{kT_M}\right) \left(1 + (b-1) \frac{2kT_M}{E}\right) \right]^{\left(\frac{b}{b-1}\right)} \quad (2.33)$$

Pik şekli yöntemi, ilk olarak Grossweiner (1953) tarafından önerilmiştir. Sonrasında Halperin ve Braner (1960) ve Chen (1969) tarafından geliştirilmiştir.

2.6.4 İzotermal sönüm yöntemi

İzotermal sönüm yöntemi, TL tuzak parametrelerinin hesaplanmasında kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, lineer bir ısıtma hızı (β) değerinde TL okuması gerçekleştirilirken belirli bir T sıcaklığında ısıtma işlemi durdurularak sıcaklık değeri T kalacak şekilde sabitlenir. Sabit sıcaklık değerinde lüminesans yayılımı zamanın bir fonksiyonu olarak gözlemlenir. Sabit T sıcaklığı için lüminesans şiddeti $I(t)$, Eşitlik 2.34'te verilmektedir.

$$I(t) = -c \frac{d(n)}{dt} = c \frac{n_0}{\tau} \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \quad (2.34)$$

Burada n ; tuzaklanmış elektronların konsantrasyonu, n_0 tuzaklanmış elektronların başlangıçtaki konsantrasyonu ve $\tau = s^{-1} \exp\left(\frac{E}{kT}\right)$ olarak tanımlanır. Eşitlik 2.34'te, sabit T sıcaklığında $I(t)$ 'nin üstel olarak azaldığı görülmektedir. $\ln(I) - t$ grafiği çizilerek eğimi $m = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right)$ olan bir eğri elde edilir. Aktivasyon enerjisi (E) ve frekans faktörü (s) parametrelerini hesaplamak için iki farklı sabit T_1 ve T_2 sıcaklığında okumalar gerçekleştirilerek iki farklı m_1 ve m_2 eğimi hesaplanmalıdır. Elde edilen eğimler kullanılarak aktivasyon enerjisi hesaplanabilir (Eşitlik 2.35).

$$E = \frac{k}{\left(\frac{1}{T_2} - \frac{1}{T_1}\right)} \ln\left(\frac{m_1}{m_2}\right) \quad (2.35)$$

Frekans faktörü (s); hesaplanan aktivasyon enerjisi (E), elde edilen m_1 ve m_2 eğimleri $m = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right)$ formülünde yerine yazılarak hesaplanabilir. İzotermal sönüm yöntemi, genellikle düşük kinetik mertebeye sahip eğriler için kullanıma uygundur.

2.6.5 CGCD yöntemi

CGCD (Computerised Glow Curve Deconvolution) yöntemi, TL tuzak parametrelerinin hesaplanmasında kullanılan en güncel ışıma eğrisi ayrıştırma yöntemidir. Bu yöntemin en büyük avantajı, herhangi bir termal işleme ihtiyaç duyulmadan piklerin bilgisayar üzerinden kolaylıkla ayrıştırılabilmesidir.

CGCD yöntemi kullanılarak aktivasyon enerjisi (E), frekans faktörü (s), kinetik mertebe (b), maksimum TL şiddeti (I_M) ve maksimum TL şiddetine karşılık gelen sıcaklık (T_M) belirlenebilir. Bunun için okuma sonucunda elde edilen ışıma eğrisi, genel mertebeden kinetik denkleminde sahip bir eğriye fit edilmelidir (Eşitlik 2.36) (Van Dijk 2006, Afouxenidis vd. 2011).

$$I(t) = I_M \left(b^{b-1} \right) \exp \left(\frac{E}{kT} \left(\frac{T - T_M}{T_M} \right) \right) \left[(b-1)(1-\Delta) \left(\frac{T^2}{T_M^2} \right) \exp \left(\frac{E}{kT} \left(\frac{T - T_M}{T_M} \right) + Z_m \right) \right]^{-b/b-1} \quad (2.36)$$

Burada $\Delta = \frac{2kT}{E}$, $\Delta_m = \frac{2kT_m}{E}$ ve $Z_m = 1 + (b-1)\Delta_m$ yerine yazılmalıdır. TL dozimetrenin okunması sonucu elde edilen ışıma eğrisi, Eşitlik 2.36'ya fit edildikten sonra en küçük kare yaklaşımı yöntemi ve değer katsayısı (*FOM*) hesaplanarak fit edilen ışıma eğrilerinin uyumu kontrol edilmelidir (Eşitlik 2.37) (Balian ve Eddy 1977).

$$FOM(\%) = \frac{\sum_p |TL_{deneyysel} - TL_{fit}|}{\sum_p TL_{fit}} \quad (2.37)$$

FOM (Figure-of-merit), fitin doğruluğunu ve ışıma eğrilerinin uyumunu ifade eden bir kriterdir. Eğer FOM; %0,0 ile %2,5 arası ise ışıma eğrileri iyi fit edilmiştir, %2,5 ile %3,5 arası ise fit doğru ve kabul edilebilirdir, ancak %5,0 ve üzerinde ise eğriler kötü fit edilmiştir (Hsu ve Wang 1986, Mahesh vd. 1989, Afouxenidis vd. 2011).

2.7 Termoluminesans Dozimetreler ve Özellikleri

Dozimetre; doğrudan ya da dolaylı olarak maruz kalınan ışınlama, soğurulan doz, eşdeğer doz ya da bu niceliklerin zaman türevlerini ölçen, değerlendiren cihaz veya sistemlerdir. Okuyucu cihazı ile birlikte bir dozimetre, dozimetri sistemi olarak tanımlanmaktadır (IAEA 2005).

Dozun doğru ve güvenilir olarak ölçülebilmesi, gerçekleştirilen ölçümlerin kabul edilebilir belirsizlik sınırları içerisinde belirlenebilmesi için dozimetrenin kalibrasyonunun belirlenen standartlara uygun olarak gerçekleştirilmesi gerekir. TL dozimetreler kullanıldıkları dozimetrik uygulamalara göre farklı koşul ve gereklilikleri sağlamalıdır (Çizelge 2.4).

Çizelge 2.4 Temel uygulama alanlarına göre dozimetrik gereklilikler (Bos 2001)

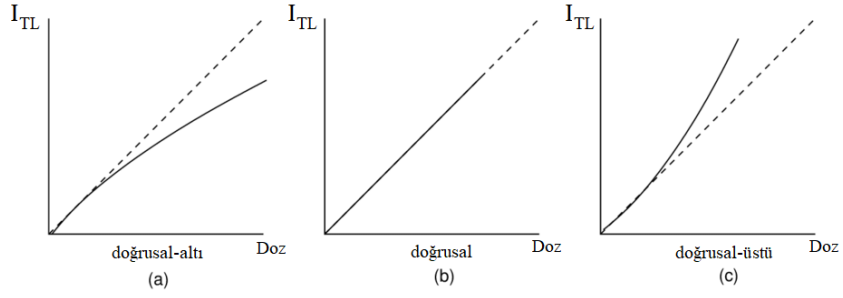
Dozimetrik uygulama	Doz aralığı (mGy)	Belirsizlik (%)
Kişisel dozimetri	$10^{-2} - 5 \cdot 10^2$	$\pm 30,0$
Çevresel dozimetri	$10^{-3} - 10$	$\pm 30,0$
Radyoterapi	$10^2 - 10^5$	$\pm 3,5$
Radyoloji	$10^{-3} - 10^3$	$\pm 3,5$
Endüstri- sanayi	$10^4 - 10^9$	$\pm 15,0$

Endüstri- sanayi ve çevresel dozimetri uygulamalarında kullanılan dozimetrelerin doku eşdeğeri olması gerekli değildir. Kişisel dozimetri ve radyoloji uygulamalarında kullanılan dozimetrelerin doku eşdeğeri olması gerekmektedir. Radyoterapi uygulamalarında kullanılan dozimetrelerin ise doku eşdeğeri olması zorunludur (Bos 2001). Tıbbi uygulamalar, nükleer santraller, araştırma reaktörleri vb. çalışma sahalarında kişisel ve çevresel dozimetri uygulamalarında termolüminesans dozimetreler yaygın olarak kullanılmaktadır. Bir termolüminesans dozimetrenin performans özellikleri; doğrusallık, doz tepkisi, enerji tepkisi, tekrarlanabilirlik, kararlılık ve hassasiyet olarak sıralanabilir (McKeever 1985).

2.7.1 Doz tepkisi

TL şiddeti (I), soğurulan dozun (D) bir fonksiyonudur. Geniş bir doz aralığında, TL şiddeti ile soğurulan doz arasında doğrusal bir ilişki olması TL dozimetrenin en önemli özelliğidir (Furetta 2003).

TL dozimetrelerin doz-tepkisi fonksiyonu $f(D)$ ile tanımlanır. İdealde $f(D) = 1$ olmalıdır. $f(D) > 1$ durumunda doz tepkisi doğrusal-üstü (*supra-linear*), $f(D) < 1$ durumunda doz tepkisi doğrusal-altı (*sub-linear*) davranır (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 TL şiddeti doz-tepkisi fonksiyonu (a) $f(D) < 1$ doğrusal-altı, (b) $f(D) = 1$ doğrusal ve $f(D) > 1$ doğrusal üstü davranışları grafiği (McKeever 1985)

Doğrusal–üstü durumlarda fazladan, doğrusal–altı durumlarda eksik doz ölçümleri gerçekleştirilmektedir. TL dozimetrenin doz tepkisi eğrisinde lineer olmayan bölgeler uygun kalibrasyon ve düzeltme katsayıları ile düzeltilebilmektedir. TL dozimetrenin doz tepkisinin doğrusal olduğu doz aralıklarının araştırılması, dozimetrenin kullanılacağı uygulama alanının belirlenmesinde etkilidir (McKeever 1985).

2.7.2 Enerji tepkisi

Birçok TL dozimetri uygulamasında temel amaç, insan dokusuna en yakın etkin atom numarasına sahip malzemelerde soğurulan dozun ölçülmesidir. Bu nedenle TL malzemedan, insan dokusuna benzer bir enerji tepkisine sahip olması beklenir. Akısı Φ ve enerjisi E olan fotonlarla ışınlanan bir TL malzemede soğurulan doz D_{TL} , dokuda soğurulan doz D_t ile gösterilebilir (Eşitlik 2.38 ve Eşitlik 2.39).

$$D_{TL} = \Phi \cdot E (\mu_{en}/\rho)_{TL} \quad (2.38)$$

$$D_t = \Phi \cdot E (\mu_{en}/\rho)_t \quad (2.39)$$

Burada μ_{en} , gelen radyasyonun enerjisine bağlı lineer azalım katsayısı, ρ yoğunluk ve (μ_{en}/ρ) kütle enerji soğurma katsayısı olarak tanımlanır. Kütle enerji soğurma katsayısı Eşitlik 2.40’ta verilmektedir.

$$\frac{D_{TL}}{D_t} = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{TL}}{(\mu_{en}/\rho)_t} \quad (2.40)$$

Kütle enerji soğurma katsayısı fotoelektrik olay, compton saçılması ve çift oluşum gibi etkileşimlerin ne kadar baskın olduğu ile ilgilidir. Düşük enerjili ($E < 200 \text{ keV}$) fotonlar için fotoelektrik olay baskındır ve kütle enerji soğurma katsayısı en fazladır. Compton saçılması ve çift oluşum etkileşimlerinin baskın olduğu enerjilerde ($E > 200 \text{ keV}$) kütle enerji soğurma katsayısı daha düşüktür.

Yaygın olarak TL malzemelerin enerji tepkisi bağıl enerji tepkisi olarak tanımlanır. Bağıl enerji tepkisi; TL malzemenin düşük enerjili fotonlara tepkisinin ($E \sim 30 \text{ keV}$), ^{60}Co kaynaktan yayımlanan ortalama $1,25 \text{ MeV}$ enerjili gama ışınlarına tepkisine oranıdır.

2.7.3 Etkin atom numarası

TL malzemenin kütle enerji soğurma katsayısının fotoelektrik bileşeni, içerdiği elementlerin atom numarası (Z) ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle TL malzemelerin etkin atom numarası (Z_{eff}) oldukça önemlidir. TL malzemenin etkin atom numarası, kompozisyonunda bulunan elementin yüzdesel kesir oranı ve atom numarasına bağlıdır (Murty 1965) (Eşitlik 2.41).

$$Z_{eff} = \sqrt[2.94]{f_1(Z_1)^{2.94} + f_2(Z_2)^{2.94} + f_3(Z_3)^{2.94} + \dots} \quad (2.41)$$

Burada f_n alaşımında bulunan n 'inci elementin yüzdesel kesir oranı, Z_n ise atom numarasıdır. Dokuya eşdeğer kabul edilen ve ICRU küresi olarak tanımlanan doku eşdeğeri malzemenin etkin atom numarası $Z_{eff} = 7,35$ olarak önerilmiştir (ICRU 43 1988). Etkin atom numarası bu değere eşit ve yakın olan TL malzemeler doku eşdeğeri kabul edilmektedir. Çeşitli insan dokuları, bazı referans malzemeler, TL malzemeler ve etkin atom numaraları Çizelge 2.5'te verilmektedir.

Çizelge 2.5 Çeşitli insan dokuları, bazı referans malzemeler ve etkin atom numaraları (Khan 2014, Yanagida ve Koshimizu 2022)

Materyal	Kompozisyonda bulunan elementlerin % kesir oranı	Z_{eff}
Hava	N:75,53 O:23,18 Ar:1,28 C:0,01	7,78
Su	O:88,81 H:11,19	7,51
Yağ dokusu	C:63,72 O:23,23 H:11,95 N:0,81 Na:0,05	6,46
Doku (ICRU küresi)	O:76,20 C:11,10 H:10,10 N:2,60	7,35
Kemik (ICRP iskelet)	O:75,48 C:10,78 H:10,06 N:2,77 Na:0,07 Mg:0,02	12,31
Çizgili (<i>lifli</i>) kas (ICRU)	O:72,90 C:12,30 H:10,20 N:3,50 Na:0,08 Mg:0,02	7,64
LiF (TLD-100)	F:73,25 Li:26,75	8,31
BeO	O:64,00 Be:36,00	7,21

2.7.4 Hassasiyet

TL dozimetrenin hassasiyet özelliği; birim kütlede birim soğurulan doza karşılık okunan TL şiddeti (*k.b.*) olarak tanımlanır. Burada *k.b.*; keyfi birimdir. TL malzemenin farklı iyonize radyasyon çeşitlerine karşı hassasiyeti, Eşitlik 2.42’de verilmektedir.

$$S_{TL} = \frac{TL \text{ şiddeti } (k.b.)}{m(kg) \times D(Gray)} \quad (2.42)$$

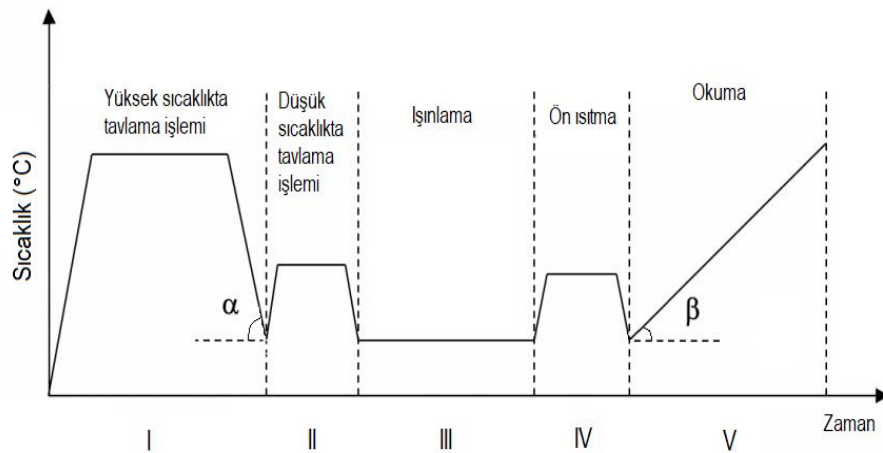
TL malzemenin hassasiyet özelliği ölçümlerinde TL okuyucu sistemin, fotoçoğaltıcı tüpün ve ısıtma sisteminin çalışma parametreleri oldukça önemlidir. Özellikle fotoçoğaltıcı tüpün ışık algılama ve dedeksiyon verimi hassasiyet ölçümlerinde etkilidir. Ayrıca TL malzemenin hassasiyeti soğurulan iyonize radyasyonun türüne ve enerjisine bağlıdır. Genellikle foton ve beta parçacıkları ışınlamalarında yüksek TL sinyal şiddeti okunurken, nötron ve alfa parçacıkları ışınlamalarında daha düşük TL sinyal şiddetleri gözlemlenmektedir. Hassasiyet ölçümlerinde yaygın olarak ^{60}Co gama kaynağı kullanılmaktadır ($E_{ort} \sim 1,25 \text{ MeV}$).

2.7.5 Sönümlenme ve kararlılık

Sönümlenme; TL malzeme tarafından soğurulan dozun yani tuzaklanmış elektronların, termal uyarılma haricinde ortamdaki ısı, ışık ve nem nedeniyle TL sinyal şiddetindeki azalmalardır. TL malzemenin tuzak derinliğine bağlı olarak, doza maruz kalma ve dozun okunması arasında geçen süre içerisinde TL sinyali şiddetinde kayıplar meydana gelebilir. TL malzemenin sönümlenme özelliği ne kadar az ise, malzeme o kadar kararlı kabul edilmektedir.

2.7.6 Tavlama davranışı

Tavlama işlemi, TL malzemenin doz bilgisinin sıfırlanmasıdır. TL malzeme; içerisindeki bütün sıg ve derin tuzakların boşaltılabilmesi için yüksek bir sıcaklığa ısıtılır, bir süre bu sıcaklıkta bekletilir ve oda sıcaklığına geri soğutulur. Tuzakların boşaltılması sonucu TL sinyali sıfırlanır. İdeal bir TL malzemenin tavlama işlemi sonucu yapısal ve dozimetrik özellikleri tavlama öncesi ile aynıdır. Fırınlama sonrası defalarca kullanılabilir olması TL malzemenin önemli bir özelliğidir. Kişisel dozimetri uygulamalarında sıklıkla kullanılan tipik bir TL malzemenin tavlama, saklama, ışınlama, ön ısıtma ve okuma süreçleri Şekil 2.13'te gösterilmektedir.



Şekil 2.13 TL malzemenin tavlama, ışınlama ön ısıtma ve okuma süreçleri (Bos 2001)

Burada α , tavlama işlemi sonucu TL malzemenin soğutma hızı ve β , okuma işleminin ısıtma hızı parametresidir. I bölgesi derin tuzakların boşaltılabilmesi için yüksek sıcaklıkta tavlama işlemini, II bölgesi düşük sıcaklıkta tavlama işlemini, III bölgesi ışınlama öncesi depolama, ışınlama ve ışınlama sonrası depolama işlemini, IV bölgesi okuma öncesi kararsız tuzakların boşaltılması amacıyla gerçekleştirilen ön ısıtma işlemini, V bölgesi TL malzemenin TL okuyucuda okuma işlemini göstermektedir (Bos 2001).

2.7.7 Dedeksiyon sınırları

TL malzemenin soğurabileceği en yüksek doz sınırı, ışınlama sonrasında kristal içerisindeki tüm tuzak merkezlerinin dolu olduğu durumdur. Genellikle TL dozimetrelerin doz tepkisi yüksek dozlarda önce doğrusal–altı davranır, sonra satürasyona uğrar. Bu sebeple TL malzemelerin soğurulan doz üst sınırı, doz tepkisinin doğrusal olduğu en yüksek doz olarak kabul edilir.

Ölçülebilir en düşük doz sınırı, doğal sayım TL şiddeti ölçümlerinden ayırt edilebilir en düşük soğurulan doz değeridir. Tavlanmış TL malzemelerin doğal sayım değerleri ölçülerek hesaplanan en düşük ölçümlenebilir doz değeri (MDD) Eşitlik 2.43'te verilmektedir (Furetta vd. 2000).

$$MDD = (\bar{B} + 2\sigma_{doğal}) . f \quad (2.43)$$

Burada $\bar{B}$, tavlanmış ancak ışınlanmamış TL malzemelerin doğal sayım okumalarının ortalamasıdır. $\sigma_{doğal}$, tavlanmış TL malzemelerin doğal sayım okumalarının standart sapmasıdır. f ise TL okumaları sonucu elde edilen doz-tepkisi eğrisi üzerinden belirlenen TL ölçüm kalibrasyon katsayısıdır.

2.8 Berilyum Oksit (BeO) Dozimetreler

BeO malzemenin TL özellikleri ilk kez Tochilin vd. (1969) ve Scarpa (1970) tarafından incelenmiştir. Sonraki çalışmalarda Gammage ve Cheka (1975), Crase ve Gammage (1975), Gammage (1977) ve Moos (1979), BeO kristalin uygun dozimetrik özelliklere sahip olduğunu ve doku eşdeğeri kabul edilebileceğini ($Z_{eff}=7,21$) önermiştir. Crase ve Gammage (1975), BeO kristalin ticari formu olarak Thermalox 995 olarak adlandırdıkları BeO dozimetrelerin kullanımını önermektedir. Düşük maliyetli, kolay üretilebilir, yüksek sıcaklıklara dayanıklı ($<2570^{\circ}\text{C}$) (Watanabe vd. 2010), geniş yasak enerji band aralığı (10,6 eV) (Bacci vd. 1989, Ivanov vd. 1989), yüksek ısı iletim ve elektrik direnci özellikleri sayesinde BeO kristaller kişisel ve medikal dozimetri uygulamalarında, elektronik endüstrisinde ve nükleer reaktör moderatörlerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır (Yukihara 2011).

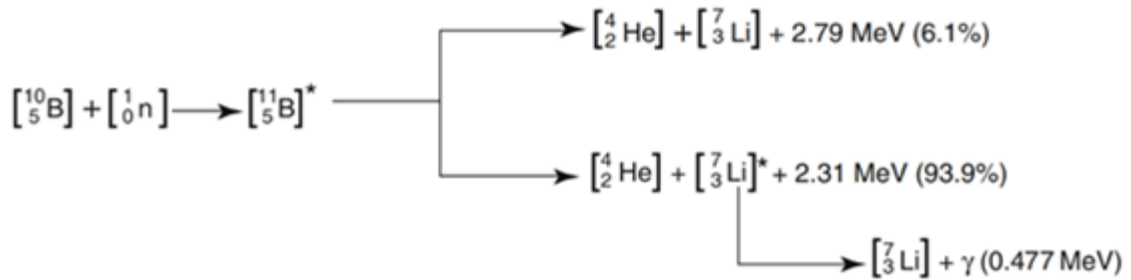
BeO dozimetrelerin, gün ışığı ve ultraviyole ışığa karşı hassas olduğu ve TL sinyalinin sönüme uğrayarak azaldığı Tochilin vd. (1969) tarafından belirlenmiştir. Bu sebeple BeO kristalin OSL dozimetresi olarak da kullanılabilirliği Rhyner ve Miller (1970) ve Bulur ve Göksu (1998) tarafından önerilmiştir. Thermalox 995[®] (Beryllium Brush Co., Elmore, OH, ABD), BeO dozimetrelerin yaygın olarak kullanılan ticari formudur. %99,5 saflıktadır. %0,5'lik kısım; Si (2150 ppm), Mg (945 ppm), Fe (100 ppm), Ca (61 ppm), Al (54 ppm), Cr (10 ppm), Ti (4 ppm), Cu (3 ppm) safsızlık içermektedir (Vij ve Singh 1997). Bu safsızlıklar, dozimetrik malzemenin yasak enerji band aralığındaki yarı kararlı enerji seviyelerini oluşturmaktadır.

BeO çip dozimetreler, radyoterapi uygulamalarında hasta dozunun belirlenmesinde yaygın şekilde kullanılan doku eşdeğeri materyallerdir. Bu tez çalışmasında kullanılan Thermalox[®] 995 BeO dozimetrelerin termal, epitermal ve hızlı nötronlara tepkisi diğer TL malzemeler ile karşılaştırıldığında en düşük; foton ve gama ışınlarına tepkisi ise en yüksektir (Ayyangar vd. 1974). Eşdeğer doz ölçümlerinde nötron dozu tepkisi, gama dozu tepkisinin yanında ihmal edilebilir düzeydedir (Henaish vd. 1980).

2.9 BNCT’de Kullanılan Bor Bileşikleri ve $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ Tepkimesi

Bor nötron yakalama terapisinin ilk aşamasında, hastaya damar yoluyla ^{10}B içeriğince zengin bir karışım enjekte edilmektedir. Dünya genelinde BNCT uygulamalarında kullanımı klinik olarak onaylanmış ^{10}B bileşikleri, BPA ($\text{C}_9\text{H}_{12}\text{BNO}_4$) ve BSH ($\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{-SH}$) olarak ABD Gıda ve İlaç Dairesi (U.S. FDA) tarafından önerilmektedir (Sauerwein vd. 2012). Enjekte edilen ^{10}B bileşiğinin tercihli olarak tümörlü hücrelerde birikmesi istenmektedir. Bu özellik tümörlü hücrelerdeki ^{10}B konsantrasyonunun, normal hücrelerdeki ^{10}B konsantrasyonuna oranının en yüksek olduğu durumdur. Tedavi sonrası ^{10}B içeren karışımın, dokular ve kandan kısa sürede uzaklaşabilir olması da oldukça önemlidir (Moss 2014). Tedavi için enjekte edilen ^{10}B içeriğince zengin karışım, kan-beyin bariyeri etkisi nedeni ile normal hücrelere alınmazken, tümörlü hücrelerde kan-beyin bariyeri etkisi zayıf olduğu için hücre zarında birikmektedir (Mukawa vd. 2011, Nedunchezian vd. 2016).

Termal nötronlarla ışınlanan, hücre zarında ^{10}B birikmiş tümörlü hücrelerde anlık $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri gerçekleşir (Şekil 2.14). Tepkime sonucu yüksek LET özelliğe sahip α -parçacığı ($\sim 150 \text{ keV}/\mu\text{m}$) ve ^7Li parçacığı ($\sim 175 \text{ keV}/\mu\text{m}$) açığa çıkar. Bu parçacıkların dokudaki menzili 4,5 - 10 μm kadardır. Bu menzil bir hücre çapı kadar mesafeye eşittir (Sauerwein vd. 2012).



Şekil 2.14 Bor nötron yakalama terapisinde gerçekleşen $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi (Sauerwein vd. 2012)

$^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesinde nötron yakalanması başına dokuda ortalama 12-13 μm menzile sahip ortalama 2,33 MeV kinetik enerjili parçacıklar yayımlanır. Bu parçacıklar tümörlü hücreler için hücre çapı kadar mesafede ölümcüldür. Böylelikle bor nötron yakalama terapisinde $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu yayımlanan parçacıklar ile ^{10}B içeren tümör hücreleri yok edilerek sağlıklı hücreler zarar görmemektedir (Şekil 2.15) (Barth vd. 2012, Sauerwein vd. 2012).



Şekil 2.15 a) Essen Üniversite Hastanesi (Almanya) ve b) Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde (ABD) gerçekleştirilen BNCT uygulamalarında kullanılan termal nötron ışınlama alanları ve hasta pozisyonu (Sauerwein vd. 2012)

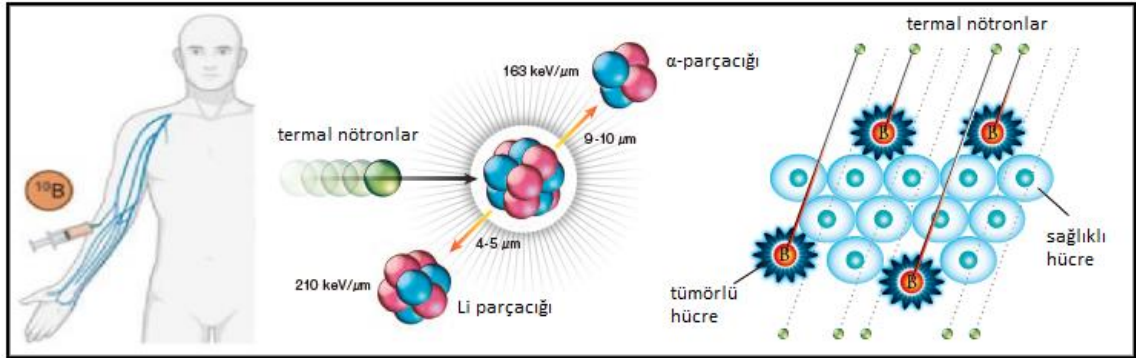
Yüksek LET özelliğe sahip kısa menzilli parçacıkların hücre ile etkileşiminin mikroskobik olarak incelenmesi mikrodozimetri olarak tanımlanır (ICRU 36 1983). Alfa parçacıklarının etkileştiği ortama aktardığı enerjinin mikrodozimetrisi ilk olarak Roesch (1977) tarafından öne sürülmüştür. Mukawa vd. tarafından 2011'de gerçekleştirilen çalışmaya göre tek hücreli model için BPA bileşiğin birim $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi başına hücre içi ortalama doz dağılımı 4,2 Gy, çok hücreli model için hücre içi ortalama doz dağılımı 4,6 Gy olarak simule edilmiştir. Tek hücreli model için BSH bileşiğin birim $^{10}\text{B}(\text{n},\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi başına hücre içi ortalama doz dağılımı 2,8 Gy, çok hücreli model için hücre içi ortalama doz dağılımı 3,5 Gy olarak belirlenmiştir (Mukawa vd. 2011).

2.9.1 BNCT’de doz bileşenleri

BNCT uygulamalarında hasta dozu dört ana bileşenden oluşmaktadır. Her bir doz bileşeni, radyobiyolojik etkinlik katsayısı ile çarpılarak hasta dozu hesaplanmaktadır (Eşitlik 2.44).

$$D = D_B \times CBE + D_n \times RBE_n + D_\gamma \times RBE_\gamma + D_p \times RBE_p \quad (2.44)$$

Burada hasta dozu (D), hastanın toplam soğurulan doz değeridir. D_B tedavi dozu veya ^{10}B dozu olarak tanımlanır. Tümörlü dokuda gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu yayımlanan $\sim 1,47$ MeV enerjili alfa parçacığı ve geri tepen $\sim 0,84$ MeV enerjili ^7Li parçacığının hücre çapı kadar mesafede ($5\text{-}8\ \mu\text{m}$) aktardığı enerjidir (Santa Cruz 2016). Alfa parçacığı ve ^7Li parçacıkları dokuda ortalama $12\text{-}13\ \mu\text{m}$ menzile sahiptir ve ortalama $2,33$ MeV kinetik enerji aktarırlar (Şekil 2.16) (IAEA TecDoc 1223 2001).



Şekil 2.16 Bor nötron yakalama terapisi mekanizması (Japanese Society of BNCT 2022)

D_n nötron dozu bileşeni olarak tanımlanır. Epitermal ve hızlı nötronlar kaynaklı dokuda gerçekleşen $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ tepkimesi sonucu dokuya aktarılan enerjidir. $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ tepkimesi sonucu ayrıca $2,23$ MeV enerjili gama ışınları yayımlanmaktadır.

D_γ gama dozu bileşeni olarak tanımlanmaktadır. Dokuda soğurulan toplam gama dozu üç bileşen içermektedir. Bu bileşenler; termal-epitermal nötron alanında bulunan istenmeyen gama ışınlarından kaynaklanan gama dozu, dokuda gerçekleşen $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ tepkimesinden

kaynaklanan gama dozu ve tümörlü dokuda gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozudur (IAEA TecDoc 1223 2001).

D_p proton dozu bileşeni olarak tanımlanır. Dokuda gerçekleşen $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ tepkimesi sonucu yayımlanan 0,62 MeV enerjili protonların hücre çapı kadar mesafede ($\sim 10\ \mu\text{m}$) aktardığı enerjidir (IAEA TecDoc 1223 2001).

Burada RBE_n , RBE_γ , ve RBE_p (Radiobiological effectiveness value) katsayıları sırasıyla; dokuda soğurulan nötronların, gama ışınlarının ve protonların radyobiyolojik etkinlik katsayılarıdır. Doz bileşeninin dokuya olan radyobiyolojik etkisinin ölçüsüdür. CBE (Compound biological effectiveness value) katsayısı; alaşım biyolojik etkinlik katsayısıdır. Hastaya enjekte edilen ^{10}B alaşımın içeriğine göre değişmektedir.

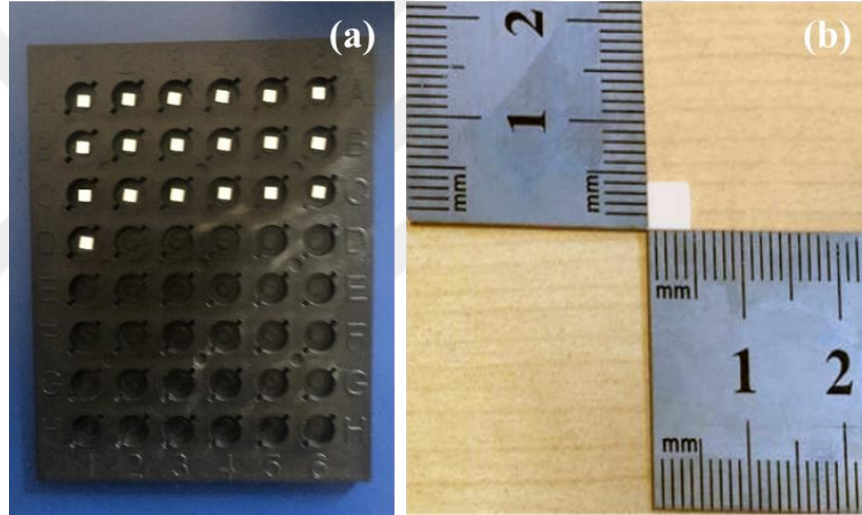
BNCT’de tedavi dozu hücresel boyutlarda aktarıldığı için hasta dozuna en büyük katkı nötron-gama alanının gama dozu bileşeni kaynaklıdır. Bu tez çalışmasında BNCT hasta dozimetrisinde dokuda soğurulan toplam gama dozu bileşenleri; termal-epitermal nötron alanında bulunan istenmeyen gama ışınlarından kaynaklanan gama dozu ve tümörlü dokuda gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu belirlenmiştir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

3.1.1 Kullanılan dozimetreler

Bu tez çalışması kapsamında, özel bir firmadan (Radkor Personel Dozimetre Ölçüm ve Değerlendirme Laboratuvarı, Türkiye) temin edilen 19 adet Thermalox 995 BeO dozimetre kullanılmıştır (Şekil 3.1a-b).



Şekil 3.1 Tez çalışmasında kullanılan a) Thermalox 995 BeO dozimetreler ve b) dozimetre boyutları

Dozimetreler 4,7 mm x 4,7 mm x 1 mm boyutlarında ve kare çip formdadır. Thermalox 995 BeO dozimetrenin yapısal ve fiziksel özellikleri Çizelge 3.1’de verilmektedir.

Çizelge 3.1 Thermalox 995 BeO dozimetrenin yapısal ve fiziksel özellikleri (Bos 2001, Yanagida ve Koshimizu 2022)

Özellikler	Thermalox 995®
Ağırlık	$31,7 \pm 0,2 \text{ mg}$
Yoğunluk	$2,85 \text{ g/cm}^3$
Parçacık boyutu	$15 \mu\text{m}$
Erime sıcaklığı	2570°C
Safılık	%99,5
Etkin Atom Numarası (Z_{eff})	7,21
Doğrusallık	$5 \mu\text{Gy} - 5 \text{ Gy}$

Thermalox 995 BeO dozimetreler, gün ışığı ve ultraviyole (UV) ışığa karşı oldukça hassastır. Gün ışığı veya ultraviyole ışığa maruz bırakıldığında dozimetrelerin TL sinyal şiddeti (doz bilgisi) sönmeye uğrayarak azalmaktadır (Tochilin vd. 1969). Bu nedenle tez çalışması kapsamında tüm dozimetreler, gün ışığı veya ultraviyole ışığa maruz kalmayacak şekilde muhafaza edilmiştir ve TL okumaları karanlık bir ortamda gerçekleştirilmiştir.

BeO dozimetreler tavlama (*annealing*) sonucu doz bilgisi sıfırlanarak tekrar kullanılabilir. Tez çalışması kapsamında kullanılan dozimetreler her ışınlama öncesinde optimum sıcaklık (750°C) ve süre (20 dk.) boyunca tavlannmıştır (Groppo ve Caldas 2014).

3.1.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu

Dozimetrelerin TL okumaları Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Bireysel Dozimetri Laboratuvarında bulunan Harshaw 3500 TLD okuyucu cihaz kullanılarak gerçekleştirilmiştir. TLD okuyucu, termolüminesans dozimetrelerin TL okuma işlemlerini gerçekleştirmektedir. Okuyucu tek seferde tek bir dozimetre okuyacak şekilde tasarlanmıştır. 400°C 'ye kadar ısıtma yapılabilmektedir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu (AÜ NBE)

Okuyucu; dozimetrenin yerleştirildiği kısım (*planchet*), filtre kısmı (*filter*), fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. Dozimetrelerin yerleştirildiği bölgede bulunan ısı çiftleri tarafından dozimetrik malzeme ısıtılır. Isıtılarak uyarılan dozimetrenin yayımladığı lüminesans, TL okuyucu içerisindeki filtreden geçerek fotoçoğaltıcı tüpe ulaşır. Burada filtre, istenmeyen kızılötesi ışınların filtrelenmesini sağlamaktadır. Fotoçoğaltıcı tüpün fotokatot yüzeyine ulaşan lüminesans, fotokatodun yüzeyinden elektronlar koparır. Koparılan elektronlar fotoçoğaltıcı tüpün dynotlarında orantılı bir şekilde çoğaltılarak tüp çıkışına yük bilgisi olarak aktarılır. Bu yük bilgisi, okunan dozimetrenin TL şiddeti ışıma eğrisi olarak bilgisayarda görüntülenir. TL şiddeti ışıma eğrisi, dozimetrik malzemede soğurulan doz hakkında bilgi vermektedir.

Cihazın okuma ve ölçüm parametreleri (maksimum ısıtma sıcaklığı, ısıtma hızı, ısıtma süresi vb.) bilgisayar üzerinden WinRems yazılımı ile ayarlanmaktadır. Harshaw 3500 TLD okuyucu cihazın genel özellikleri Çizelge 3.2’de verilmektedir. Tez çalışması kapsamında dozimetrelerin TL okuma parametreleri $\beta = 2^{\circ}\text{C}$ ısıtma hızında ve maksimum sıcaklık 400°C olacak şekilde gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.2 Harshaw 3500 TLD okuyucu genel özellikleri (Thermo Fisher Scientific 2022)

Özellikler	Harshaw 3500 TLD okuyucu
Boyut	31 cm x 32 cm x 47 cm
Ağırlık	~ 25 kg
Maksimum sıcaklık	Standart model: 400°C / HT* model: 600°C
Isıtma hızı	1 – 50°C/s
Doğrusallık	< %1
Standart okuma süresi	~30 s
Kararlılık	10 okuma için < 1 µGy
Ölçüm öncesi bekleme süresi	~45 dk

*HT: Yüksek sıcaklık (High Temperature)

3.1.3 Protherm PFL 110/6 tavlama ünitesi

Tez çalışmasında kullanılan dozimetrelerin ışınlanmadan önce, dolu tuzakların boşaltılarak mevcut doz bilgisinin silinmesi amacı ile tavlama işlemi gerçekleştirilmiştir. BeO dozimetrelerin tavlama işlemlerinde Protherm PFL 110/6 kül fırını kullanılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Protherm PFL 110/6 tavlama ünitesi (AÜ NBE)

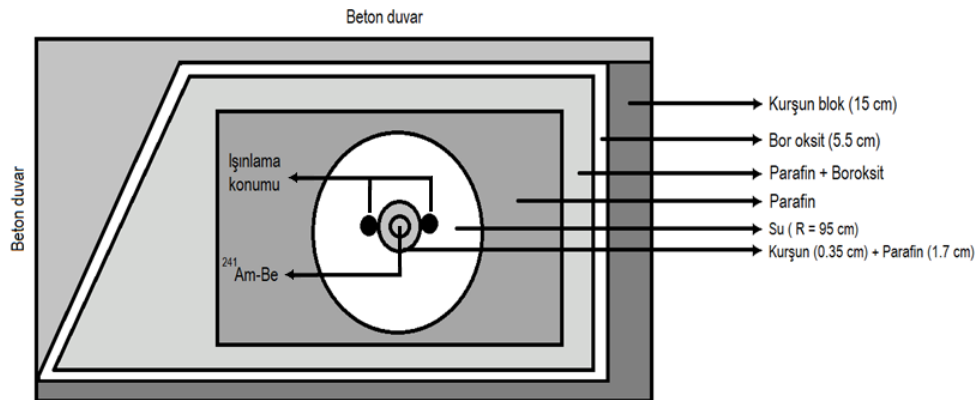
Kül fırını, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Retrospektif Dozimetri Laboratuvarında bulunmaktadır. Fırının güç kapasitesi 2 kW, iç hacmi 6,3 litre ve maksimum sıcaklık kapasitesi 1100°C'dir.

Tez çalışması kapsamında BeO dozimetreler için optimum tavlama sıcaklığı 750°C, tavlama süresi 20 dakika, fırın içerisinde soğuma süresi 10 dakika toplam 30 dakika olarak belirlenmiştir (Groppo ve Caldas 2014).

3.1.4 ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sistemi

Bu tez çalışmasında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan aktivitesi 37 GBq (1 Ci) olan ^{241}Am -Be izotopik nötron kaynağı kullanılmıştır. Işınlama sistemi, 2010 yılında kurulmuş ve 11 Ocak 2012 tarihinde Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından lisanslanmıştır. Işınlama sisteminin manuel ve pnömatik olmak üzere iki farklı ışınlama konumu bulunmaktadır (Yücel vd. 2014).

Nötron kaynağından yayımlanan yüksek enerjili nötronların spektrum üzerinde ortalama enerjisi 4,43 MeV'dir. Spektrum boyunca farklı enerjilerde (1,0; 3,2; 4,43; 5,4; 7,6; 11,0; 12,1 MeV) nötronlar da yayımlanmaktadır. Işınlama sistemi, olası nötron ve gama ışınlarının yayımlanmasına karşı bor oksit ve kurşun malzeme kullanılarak zırhlanmıştır (Şekil 3.4).

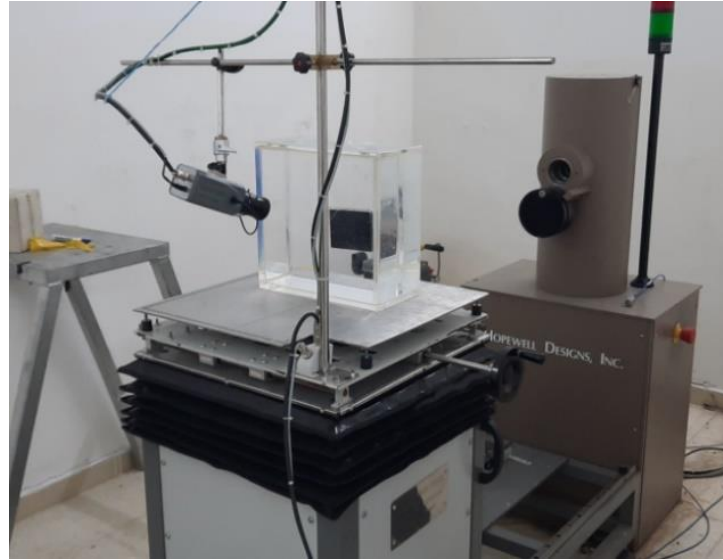


Şekil 3.4 ^{241}Am -Be nötron ışınlama ünitesinin şematik diyagramı (Yücel vd. 2014)

Nötron kaynağı ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan ve en şiddetlisi 59,54 keV (%35,9) olmak üzere farklı şiddet ve enerjili gama ışınlarına, $^9\text{Be}(\alpha, n)^{12}\text{C}^*$ tepkimesi sonucu yayımlanan 4,43 MeV enerjili gama ışınlarına ve $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ tepkimesi sonucu yayımlanan 2,23 MeV (%100,0) enerjili ani gama ışınlarına karşı; kurşun blok (15 cm), ahşap, parafin, bor oksit, parafin-bor oksit karışımı ve su malzemelerinin özel bir tasarımı şeklinde zırhlanmıştır (Yücel vd. 2014).

3.1.5 ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sistemi

Tez çalışması kapsamında; mevcut aktivitesi 6,28 Ci, nominal aktivitesi 10 Ci olan ISO s- ^{137}Cs (ISO 4037-1) gama kaynağı ışınlama sistemi (Hopewell Designs Inc., G10 Gamma Beam Irradiator) kullanılmıştır (Duruer 2010). ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sistemi içerdiği raylı sistem sayesinde farklı mesafelerde ve doz hızlarında ışınlama yapılabilmektedir. Tez çalışması kapsamında kullanılan BeO dozimetrelerin kalibrasyonu ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sistemi (AÜ NBE)

3.2 Yöntem

3.2.1 MgB₂ filtrelerin üretilmesi

Işınlamalarda filtre malzemesi olarak MgB₂ yığın numuneler kullanılmıştır. Yüksek termal nötron tesir kesiti ($\sigma_{th} = 3836$ barn), oda sıcaklığında sert ve kararlı bir malzeme olması, küçük boyut ve kalınlıklarda üretilebilir olması sayesinde MgB₂ numuneler çok düşük kalınlıklarda dahi ideal bir termal nötron soğurucudur (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3 MgB₂ filtrelerin kalınlığının belirlenmesinde kullanılan kalınlık-nötron geçirgenliği verileri (Soğurma ve saçılmalar dikkate alınmıştır.) (NIST 2022)

Kalınlık (mm)	% Geçirgenlik
0,1	88,37
1	29,03
5	0,21
10	0,00042

MgB₂ filtreler Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Katıhal Fiziği Araştırma Laboratuvarı'nda üretilmiştir. Yığın şeklinde saf MgB₂ numune üretimi için kompozisyonu oluşturan kimyasallar magnezyum (Mg) ve bor (B) sitokiyometrik oranlarda kullanılmıştır. MgB₂ filtreler geleneksel katıhal reaksiyon yöntemi ile üretilmiştir. Yığın şeklinde saf MgB₂ numuneler üretmek için kullanılan kimyasalların adı ve saflığı Çizelge 3.4'de belirtilmektedir.

Çizelge 3.4 MgB₂ filtrelerin üretiminde kullanılan kimyasallar

Kullanılan kimyasal malzemenin adı	Atomik kütle (g/mol)	Firma adı	Saflık oranı
Magnezyum (Mg)	24,305	Sigma Aldrich	%98
Bor (B)	10,811	Sigma Aldrich	%95-97

MgB₂ kompozisyonunun hazırlanması

Saf MgB₂ numuneler hazırlamak için %98 saflıkta magnezyum (Mg) ve %95-97 saflıkta bor (B) kimyasalları kullanılmıştır. MgB₂ numuneleri hazırlamak için Mg ve B kimyasalların miktarları 1:2 mol oranına uygun şekilde sitokiyometrik olarak hesaplanmıştır. MgB₂ numune üretimi için gerekli kimyasal miktarları aşağıdaki hesaplama ile belirlenmiştir.

$$m(\text{Mg}) = 24,305 \text{ g/mol}$$

$$m(\text{B}) = 10,811 \text{ g/mol}$$

$$\Sigma m_T = [(1 \times m(\text{Mg})) + (2 \times m(\text{B}))]$$

$$\Sigma m_T = [(1 \times (24,305)) + (2 \times (10,811))]$$

$$\Sigma m_T = 45,925 \frac{\text{g}}{\text{mol}}, m_T: \text{toplam kütle}$$

10 gr MgB₂ toz karışımın içeriği; 5,292 g Mg ve 4,708 g B olarak hesaplanmıştır.

MgB₂ toz karışımının hazırlanması

Toplam 10 g kompozisyon oluşturacak şekilde tozlar hassas terazi kullanılarak tartılmıştır. Homojen bir karışım elde edebilmek için toz karışım Retsch PM 400 bilyalı öğütücüde; toz karışımın bilyalara oranı 1:10 olacak şekilde, 151 rpm (devir/dakika), her beş dakikada bir tersi yönde dönecek şekilde, 180 dakika öğütülmüştür. Öğütülen homojen toz karışım hassas terazide tartılarak tüplere doldurulmuştur.

Presleme işlemi

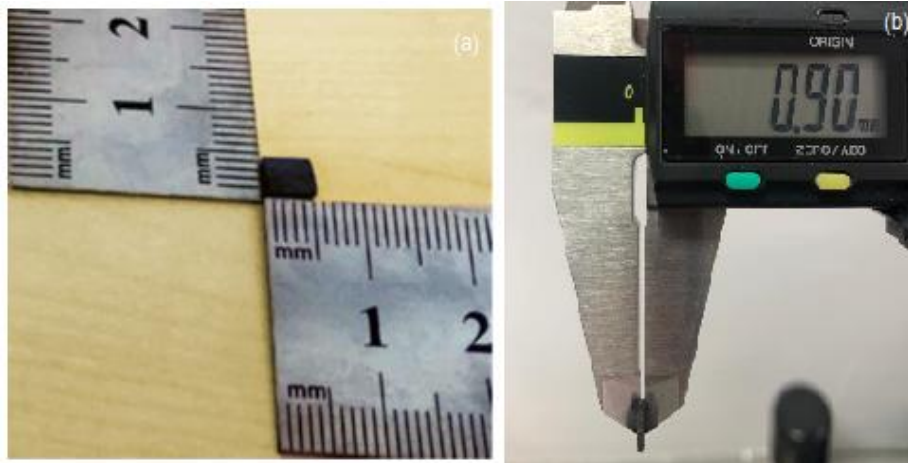
Homojen hale getirilen saf MgB₂ toz karışım Specac marka pres ve 13 mm çaplı kalıp seti kullanılarak tablet şeklinde preslenmiştir.



Şekil 3.6 Specac press ve 1,3 cm çaplı kalıp seti

Sinterleme

Sinterleme, üretilen pelet şeklindeki numunenin erime sıcaklığının altında bir sabit sıcaklık değerinde uzun süreli ısıtılma işlemi tabi tutulmasıdır. MgB_2 fazının oluşabilmesi ve atomlar arası bağların güçlendirilmesi için sinterleme işlemi gereklidir. Üretilen 13 mm çaplı pelet halindeki MgB_2 numuneler, Ar atmosferi altında paslanmaz çelik tüp içerisine yerleştirilerek ısıtılma işlemi tabi tutulmuştur. Üretilen 13 mm çaplı MgB_2 numuneler 5 mm x 5 mm boyutlarda kesilmiştir. Tez çalışması kapsamında kullanılan MgB_2 filtreler 5 mm x 5 mm x 0,9 mm boyutlarındadır (Şekil 3.7a-b)



Şekil 3.7 Üretilen MgB_2 filtrenin a) kenar boyutları ve b) kalınlığı

3.2.2 Dozimetrelerin kalibrasyonu

Bir dozimetre setini oluşturan dozimetrelerin aynı koşul ve geometrilerde ışınlığında benzer veya yaklaşık sonuçlar vermesi beklenmektedir. Fakat dozimetrelerin üretiminden kaynaklı dozimetreler arası kütle ve yoğunluk farklılıkları, katkılandırılan elementlerin oranlarındaki ppm düzeyindeki farklılıklar, tavlama ve soğutmalar sonucu oluşan kusurlar, aynı dozda ışınlanan dozimetrelerden farklı ölçüm sonuçları elde edilmesine neden olur. Dozimetreler arası tüm bu farklılıkların etkisini ve ölçüm sonuçları arasındaki farkları en aza indirmek için dozimetre seti kalibre edilmelidir. Fakat öncelikle dozimetre setindeki dozimetreler herhangi bir doz bilgisi içermeyecek şekilde optimum süre ve sıcaklıkta tavlmalıdır.

Dozimetre setinin kalibre edilmesi için öncelikle element düzeltme katsayısı (ECC) belirlenmelidir. ECC belirlemek için, dozimetre setindeki dozimetrelerin tamamı aynı koşullarda ve geometride, sabit bir doz hızında eşit süre boyunca ışınlanır. Işınlanan dozimetrelerin TL okumaları gerçekleştirilerek dozimetre setindeki *i*. dozimetrenin TL şiddeti (I_i) kaydedilir. Dozimetre setinin TL şiddeti değerlerinin ortalaması $\langle I \rangle$ hesaplanır. Hesaplanan ortalama TL şiddeti değerinin $\langle I \rangle$, her bir dozimetrenin TL şiddeti değerine (I_i) oranı, dozimetre setindeki *i*. dozimetrenin element düzeltme katsayısı (ECC) olarak tanımlanır (Eşitlik 3.1).

$$ECC_i = \frac{\langle I \rangle}{I_i} \quad (3.1)$$

Burada ECC_i , dozimetre setindeki *i*. dozimetrenin ECC değeridir ve birimsizdir. $\langle I \rangle$ ortalama TL şiddeti değeri ve I_i dozimetre setindeki *i*. dozimetrenin TL şiddeti olarak tanımlanır.

İkinci olarak TL okuyucu cihazın okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) belirlenmelidir. ECC değerleri belirlenen dozimetreler aynı parametrelerde ışınlanarak, her bir dozimetrenin TL şiddeti değerine karşılık gelen yük değerleri (Q_i) not edilir.

Dozimetrelerin okuyucudaki yük değerlerinin ortalaması $\langle Q \rangle$ hesaplanır. RCF , ortalama yük değerlerinin $\langle Q \rangle$, dozimetrelerin ışınladığı doza (D) oranıdır (Eşitlik 3.2).

$$RCF = \frac{\langle Q \rangle}{D} \quad (3.2)$$

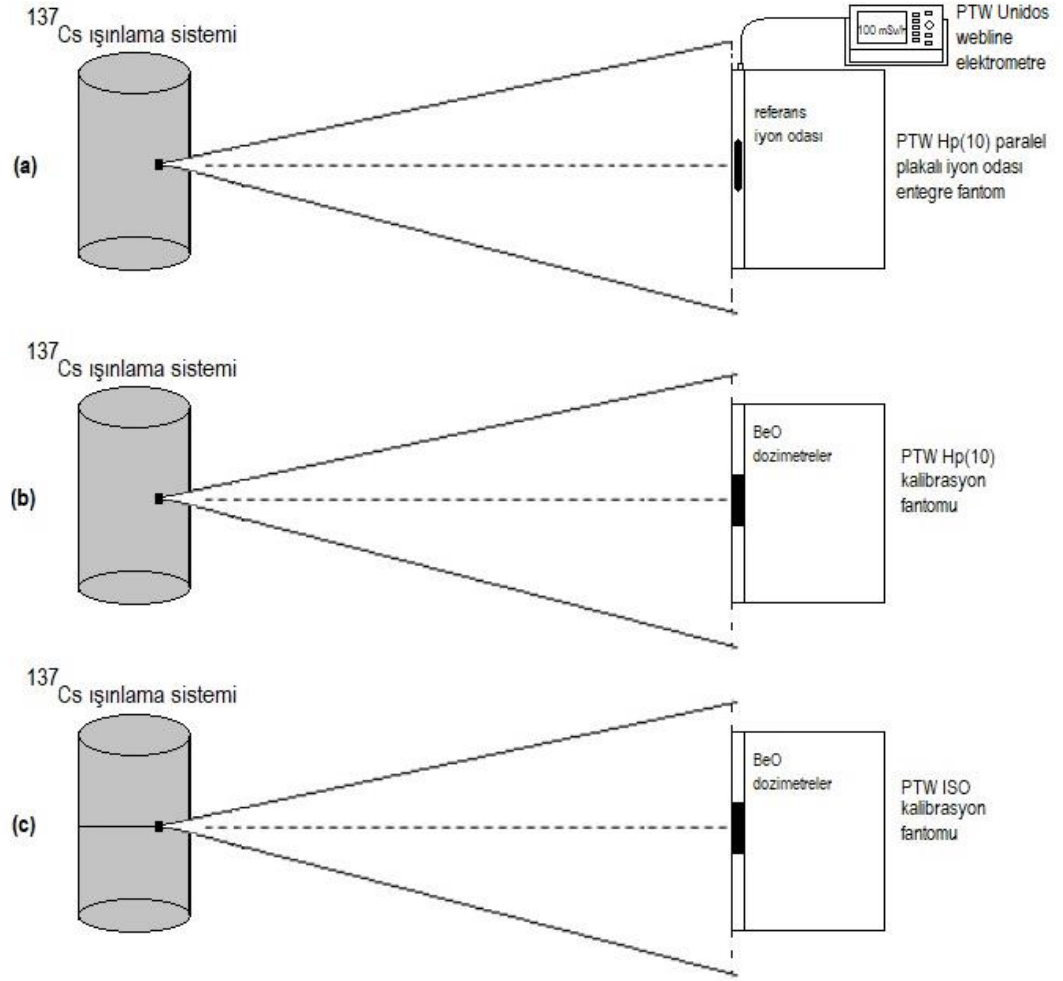
Burada RCF , okuyucu kalibrasyon faktörü katsayısıdır ve kişisel dozimetrelerin kalibrasyon işlemlerinde birimi genellikle (nC/Gy)'dir. $\langle Q \rangle$, dozimetrelerin belirli bir D dozuna karşılık ortalama TL şiddeti yük değeridir.

Dozimetre setindeki dozimetrelerin ECC ve RCF katsayılarının belirlenmesi sonucunda, i. dozimetrenin TL okuyucuda okunması sonucu elde edilen TL şiddeti (nC) ile dozimetrede soğurulan doz arasındaki ilişki Eşitlik (3.3)'de verilmektedir.

$$D (Gy) = \frac{TL \text{ şiddeti } (nC) \times ECC}{RCF (nC/Gy)} \quad (3.3)$$

PTW- $H_p(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları

ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sistemi kullanılarak gerçekleştirilen kalibrasyon ışınlamalarında ilk olarak PTW- $H_p(10)$ SSC paralel plakalı iyon odası entegre fantom Model 34035 kullanılarak $H_p(10)$ doz hızı ölçülmüştür (Şekil 3.8a). İyon odasının bulunduğu konuma dozimetreler yerleştirilerek kalibrasyon ışınlamaları gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.8b). Sonrasında aynı konum ve geometride PTW-ISO kalibrasyon fantomu kullanılarak kalibrasyon ışınlaması tekrarlanmıştır (Şekil 3.8c).



Şekil 3.8 Dozimetrelerin ISO $s\text{-}^{137}\text{Cs}$ gama kaynağı ışınlama sisteminde a) doz hızının belirlenmesi, b) PTW- $H_p(10)$ fantom ve c) PTW-ISO fantom kullanılarak kalibrasyonu

PTW- $H_p(10)$ fantom, doku eşdeğeri PMMA malzemeden üretilmiştir. Boyutları 30 cm x 30cm x 15,1 cm'dir. Fantoma entegre edilmiş iyon odası direkt olarak $H_p(10)$ personel doz eşdeğeri ölçebilmektedir (Ankerhold vd. 2001).

PTW-ISO kalibrasyon fantomu, insan gövdesini temsil edecek şekilde ISO 4037-3:2019 standartlarında PMMA malzemeden üretilmiş doku eşdeğeri su fantomudur. Kalibrasyon ölçümleri ve personel dozimetrisi ($H_p(0.07)$ ve $H_p(10)$) için kullanıma uygundur. Fantomlar tüm vücut ve vücut içerisindeki organlarda gerçekleşebilecek olası soğurulmalar, geri saçılmalar ve ikincil etkileşimler dikkate alınarak üretilmiştir.

Fantomlarla gerçekleştirilen her iki kalibrasyonda da BeO dozimetreler ile $H_p(10)$ eşdeğer doz (mSv) ölçülmüştür.



Şekil 3.9 Dozimetrelerin ISO s-¹³⁷Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde PTW-H_p(10) ve PTW-ISO fantomları kullanılarak kalibrasyonu düzeneği

İşinlamalar öncesinde, dozimetreler tavlansak doz bilgisi sıfırlanmıştır. BeO dozimetreler ışık görmeyecek şekilde bir pleksiglas koruyucuya yerleştirilerek fantom üzerine sabitlenmiştir. İlk işinlama sonrası TL okumaları ve dozimetrelerin tavlama işlemi gerçekleştirilmiş, sonrasında ikinci işinlamalar PTW-ISO fantomu ile gerçekleştirilmiştir. İşinlanan dozimetrelerin TL okumaları dozimetreler ışık görmeyecek şekilde karanlık bir ortamda gerçekleştirilmiştir.

3.2.3 ²⁴¹Am-Be nötron alanının doz eşdeğerinin belirlenmesi

Dozimetrelerin nötron işinlamaları öncesinde, ²⁴¹Am-Be nötron kaynağı işinlama sistemi nötron alanının doz eşdeğeri hesaplanmıştır (Eşitlik 3.4).

$$\dot{H} = 3,6 \cdot 10^3 \frac{\Phi}{F} \quad (3.4)$$

Burada $\dot{H}$, nötron alanının doz eşdeğeridir (mrem/saat). Φ , ²⁴¹Am-Be nötron kaynağı işinlama sisteminin manuel ve pnömatik işinlama konumları için ayrı hesaplanan termal

nötron akısıdır ($\text{nötron} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$). F birim doz eşdeğeri başına termal nötron akısı katsayısıdır ($\text{nötron} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{rem}^{-1}$).

Tez çalışması kapsamında, ^{241}Am -Be nötron kaynağının manuel ışınlama konumu için hesaplanan termal nötron akısı $(2,97 \pm 0,07) \cdot 10^3 \text{ nötron} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$, pnömatik ışınlama konumu için hesaplanan termal nötron akısı $(3,76 \pm 0,09) \cdot 10^3 \text{ nötron} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ olarak kullanılmıştır (Kolbaşı 2014). ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ve pnömatik ışınlama konumları için nötron dozu eşdeğerleri U.S. NRC 10 CFR 20 (2021) raporunda yer alan birim doz eşdeğeri başına nötron akısı (F) katsayıları dikkate alınarak hesaplanmıştır.



4. BULGULAR

4.1 MgB₂ Filtrelerin Yapısal Karakterizasyonu

4.1.1 Parçacık boyutu analizi

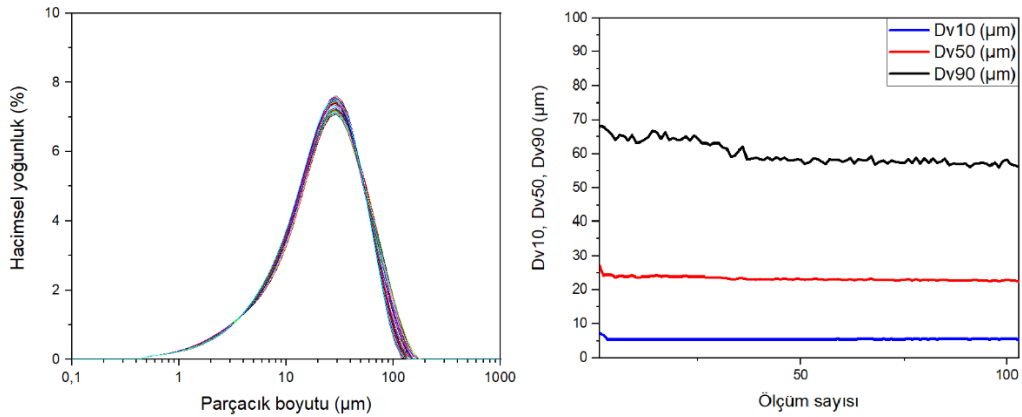
Bilyalı öğütücüde karıştırılarak homojen toz bir karışım haline gelen MgB₂'nin parçacık boyutu analizi, Ankara Üniversitesi Süperiletken Teknolojileri Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan MasterSizer 3000 Particle Size Analyzer cihazında gerçekleştirilmiştir.

Cihaz, lazer ışık saçılımı prensibi ile parçacıkların boyut dağılımlarını ölçmektedir. Parçacığın büyüklüğü, parçacıktan saçılan ışığın açısal yoğunluğunun ölçülmesi ile hesaplanmaktadır. Ölçümler %10 *vibration* (ultrasonik titreşim) ve 2000 rpm (devir/dak) parametrelerinde gerçekleştirilmiştir.

MgB₂ toz karışımın parçacık boyut analizinden elde edilen sonuçlar Çizelge 4.1 ve parçacık boyutu dağılımı analizi sonucu Şekil 4.1'de verilmektedir.

Çizelge 4.1 MgB₂ toz karışımın parçacık boyutu analizi sonuçları

	D ₁₀ (μm)	D ₅₀ (μm)	D ₉₀ (μm)
Parçacık boyutu	5,56 ± 3,97	23,38 ± 2,60	59,98 ± 5,58



Şekil 4.1 Parçacık boyutu analizi ve parçacık boyutu dağılımı sonuçları

Parçacık boyutu analizi ölçümleri sonucunda, hacimsel medyan parçacık boyutu (D_{50}), $23,38 \pm 2,60 \mu\text{m}$ ve daha küçük boyutlardadır. Parçacıkların hacimsel olarak %90'lık kısmı (D_{90}), $59,98 \pm 5,58 \mu\text{m}$ ve daha küçük boyutlarda; parçacıkların %10'luk kısmı (D_{10}), $5,56 \pm 3,97 \mu\text{m}$ ve daha küçük boyutlarda ölçülmüştür.

Sauter ortalama çapı (Sauter Mean Diameter, $D[3;2]$), parçacık boyut analizi gerçekleştirilen parçacık ile aynı hacim/yüzey alanı oranına sahip küre şeklindeki bir parçacığın çapı olarak tanımlanmaktadır (Eşitlik 4.1) (Horiba 2022).

$$D[3;2] = \frac{\sum_1^n Dv_i^3 \cdot v_i}{\sum_1^n Dv_i^2 \cdot v_i} \quad (4.1)$$

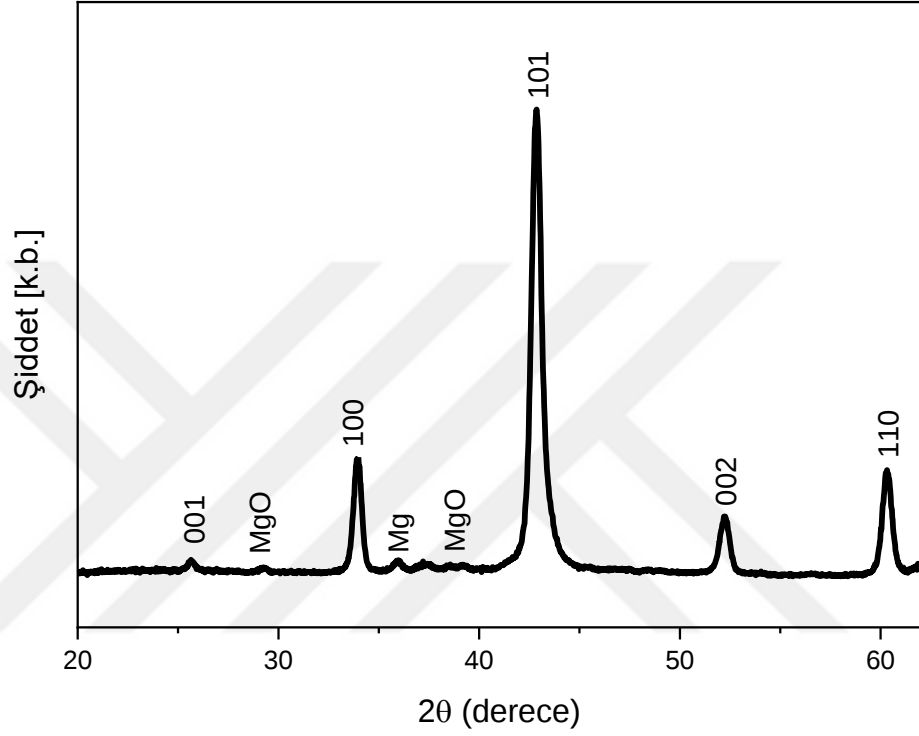
Burada $D[3;2]$ Sauter ortalama çapı (μm), Dv_i parçacık boyut analizi sonucu elde edilen i boyutundaki ve v hacimsel yoğunluğa sahip parçacıkların parçacık boyutu (μm), v_i ise i boyutundaki taneciklerin yüzdesel hacimsel yoğunluğu (%) olarak tanımlanır. Parçacık boyutu analizi sonuçlarına göre MgB_2 toz karışımının Sauter ortalama çapı $57,6 \mu\text{m}$ olarak hesaplanmıştır. Bu sonuç, analiz sonucu hesaplanan D_{90} ölçümü sonucu $59,98 \pm 5,58 \mu\text{m}$ ile uyumludur.

Sinterlenmiş bir MgB_2 numunenin XRD analizinde ana faz karakteristik piki $42,6^\circ$ 'de oluşan piktir. Scherrer eşitliğine göre, bu pikin genişliği ve boyu üretilen toz karışımının parçacık boyutuna da bağlıdır (Scherrer 1918). Parçacık boyutu mikron mertebesine yaklaştıkça pikin şiddeti artarken genişliği ise azalmaktadır.

4.1.2 X-ışınları kırınımı (XRD) analizi

X-ışınları kırınımı analizi, üretilen numunenin kristal yapısının incelenmesinde ve içeriğindeki kristal fazların belirlenmesinde kullanılır. Analiz sonucunda oluşan kırınım deseni, katı malzeme içerisindeki atomların kararlı bir kristal yapıya sahip olup olmadığı hakkında bilgi verir.

Üretilen numunelerin yapısal özelliklerinin belirlenmesi amacı ile Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Katıhal Fiziği Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Rigaku D/Max-IIIC difraktometresi kullanılmıştır. XRD analizi sonucu elde edilen kırınım deseni Şekil 4.2'de verilmektedir.



Şekil 4.2 Üretilen MgB₂ numunenin XRD spektrumu

Ölçümlerin tamamı $20^\circ \leq 2\theta \leq 65^\circ$ aralığında ve $5^\circ/\text{dk}$ tarama hızında gerçekleştirilmiştir. MgB₂ fazı olarak kabul edilen ana piklerin miller-indisleri belirlenmiştir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 Saf MgB₂ numunelerin X-ışınları kırınım deseni parametreleri

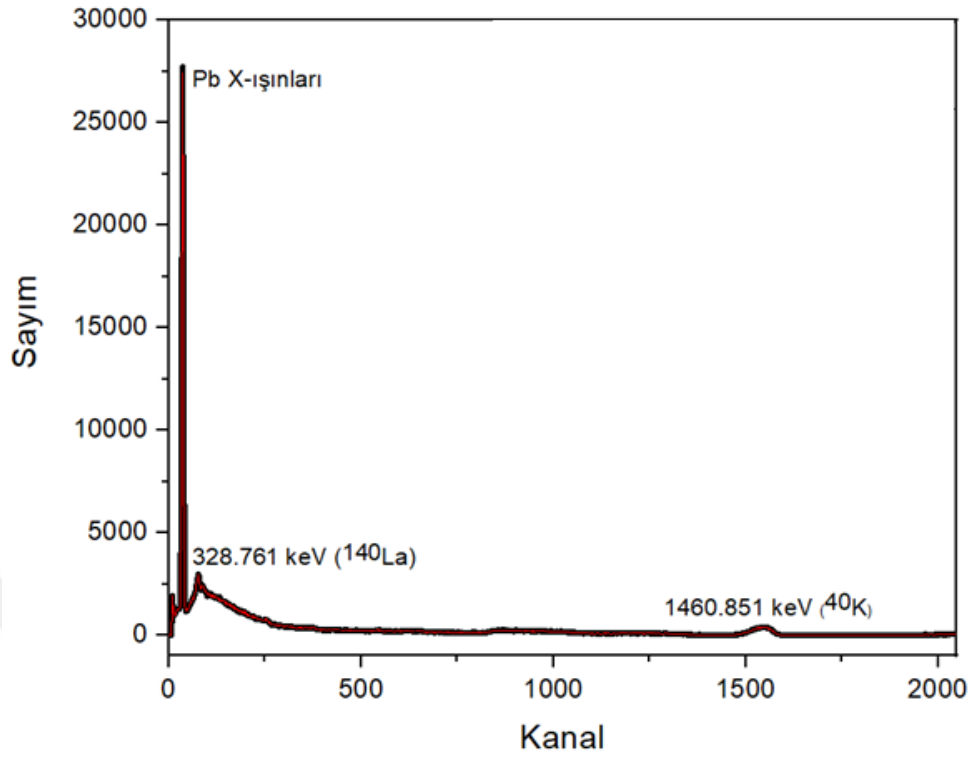
d(Å)	I (Şiddet)	hkl	2θ (derece)
3,51	5,37	(0 0 1)	25,44
2,68	26,91	(1 0 0)	33,70
2,13	100,00	(1 0 1)	42,58
1,76	14,46	(0 0 2)	52,08
1,54	23,59	(1 1 0)	60,10

Üretilen MgB₂ numunelerin karakteristik piki $2\theta = 42,6^\circ$ 'de görülmektedir. MgB₂ numunelerin ana fazının pikleri $2\theta = 25,3^\circ$, $33,7^\circ$, $42,6^\circ$, $52,1^\circ$ ve $60,1^\circ$ açılarında oluşmuştur. Oluşan pikler ve ana karakteristik pik literatüre uyum sağlamaktadır (Liu vd. 2007, Jiang vd. 2008)

Kırınım deseninde ek olarak Mg ve MgO'ye ait karakteristik pikler de gözlenmiştir. Mg piklerinin oluşmasının sebebi düşük miktarda Mg'nin tepkimeye girmemiş olmasıdır. MgO piklerinin sebebi ise ısıtılma işleminin Ar atmosferinde gerçekleştirilmesine rağmen ortamdan uzaklaştırılamayan az miktardaki oksijenin tepkimeye girerek MgO fazını oluşturmasıdır.

4.2 LaBr₃:Ce Aktivasyon Analizi

²⁴¹Am-Be nötron kaynağın manuel ışınlama konumunda 920 saat (~100 mSv) ışınlanan BeO dozimetre ve MgB₂ filtrenin LaBr₃:Ce; Saint Gobain marka Ce katkılı LaBr₃ kristalli sintilasyon dedektörü ile aktivasyon analizi gerçekleştirilmiştir. Yapılan ölçümün amacı; TL okumaları öncesi, nötron kaynağında ışınlanan BeO dozimetrenin ve MgB₂ filtrenin nötron soğurup soğurmadığının ve olası (n,γ) tepkimenin belirlenmesi, TL okumaları sırasında iç ışınlamanın önlenmesidir. LaBr₃:Ce dedektör ile yapılan aktivasyon analizi ölçüm sonuçları Şekil 4.3'de verilmektedir.



Şekil 4.3 LaBr₃:Ce aktivasyon analizi ölçüm sonuçları

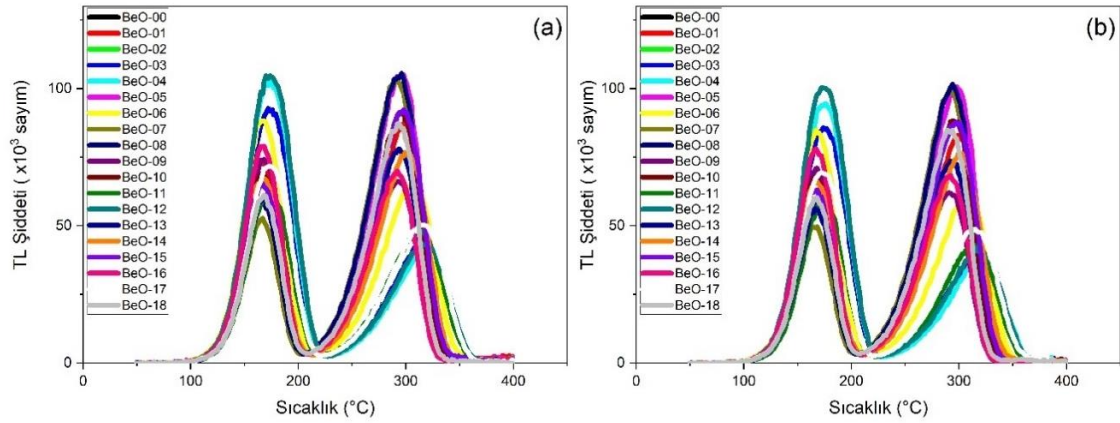
Nötron kaynağın manuel ışınlama konumunda ışınlanan BeO dozimetre ve MgB₂ filtrenin aktivasyon analizi sonucu arkaplan ölçümleri ile benzer sonuçlar vermektedir. BeO dozimetrenin ve MgB₂ filtrenin TL okumaları sırasında iç ışınlama yapmayacağı sonucuna ulaşılmıştır. Aktivasyon analizi sonucunda BeO dozimetrelerin TL okumaları için herhangi bir engel olmadığı görülmektedir.

4.3 Dozimetrelerin Kalibrasyonu

Tez ölçümleri kapsamında kullanılacak dozimetrelerin ışılandıkları aynı doza karşılık TL sinyali şiddetlerinin benzer olması beklenmektedir. Dozimetrelerin TL şiddetindeki farklılıklar sonucunda oluşabilecek hata payı kalibrasyon işlemi ile en aza indirgenmiştir. Kalibrasyon işlemi aynı zamanda her bir dozimetrenin TL şiddetinin eşdeğer doza dönüştürülmesinde kullanılan ECC ve RCF katsayılarının belirlenmesidir.

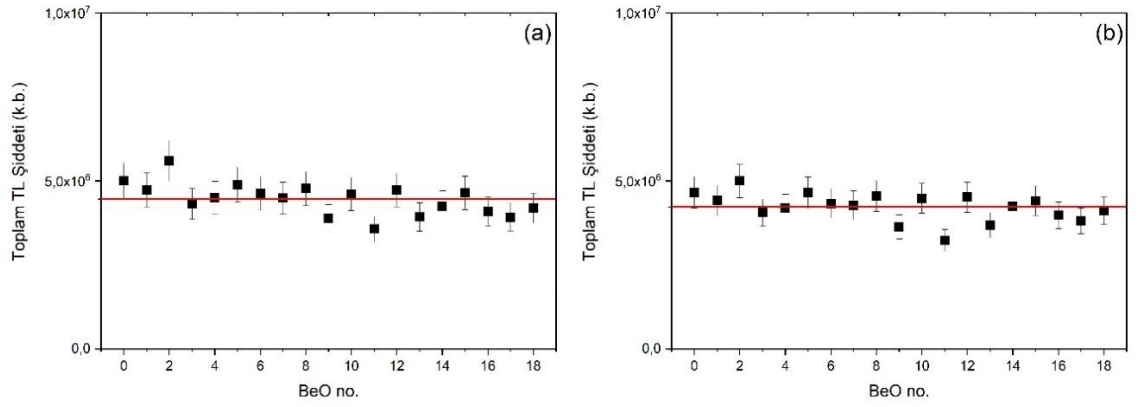
Tez çalışması kapsamında 19 adet Thermalox 995 (Beryllium Brush Co., Elmore, OH, ABD) BeO çip dozimetrenin kalibrasyonu gerçekleştirilmiştir. Işınlama öncesi dozimetreler 750°C’de 20 dk tavlansmıştır. Dozimetreler kalibrasyon işlemi kapsamında ISO s-¹³⁷Cs Gama kaynağı ışınlama sisteminde 100 mSv ışınlanmıştır.

Dozimetrelerin kalibrasyonu PTW-H_p(10) SSC ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları için iki kez tekrarlanmıştır. Işınlamalar sonrası her bir dozimetre 2°C/s ısıtma hızında 400°C’ye ısıtılarak TL okuma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Dozimetrelerin PTW-H_p(10) ve PTW-ISO fantom kullanılarak kalibrasyonu sonucu TL okumaları ve elde edilen ışıma eğrileri Şekil 4.4’de verilmektedir.



Şekil 4.4 Dozimetrelerin ISO s-¹³⁷Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde a) PTW-H_p(10) ve b) PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri

Şekil 4.4’de görüldüğü üzere BeO dozimetrelerin ışıma eğrisi 2°C/s ısıtma hızında yaklaşık 178°C ve 292°C sıcaklıklarında iki ayırık kararlı TL pikinden oluşmaktadır. Ölçümlerde bu iki pikten elde edilen toplam TL şiddeti bilgisi kullanılmıştır. Kalibrasyon ışınlamaları sonucu dozimetrelerin toplam TL şiddetleri belirlenmiştir. BeO dozimetrelerin PTW-H_p(10) ve PTW-ISO fantom kullanılarak kalibrasyonu sonucu toplam TL şiddeti tekrarlanabilirlik grafikleri Şekil 4.5’de verilmektedir.



Şekil 4.5 Dozimetrelerin ISO s-¹³⁷Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde a) PTW-H_p(10) ve b) PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu toplam TL şiddeti tekrarlanabilirlik grafikleri

Kalibrasyonun amacı; dozimetre setindeki dozimetrelerin ışınladıkları aynı doza karşılık TL şiddeti değerlerinin belirlenmesi ve gerekli düzeltmenin her bir dozimetre için ECC ve dozimetre seti için RCF katsayıları hesaplanarak gerçekleştirilmesidir.

Tez çalışması kapsamında, nötron ışınlamalarında kullanılan dozimetrelerin kalibrasyonu PTW-H_p(10) ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları ile gerçekleştirilen ışınlamalar sonucu gerçekleştirilmiştir. Kalibre edilen dozimetrelerin TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.3’de verilmektedir. Dozimetrelerin kalibrasyonu sonucunda fantomlar arası en yüksek yüzde fark %0,030 olarak belirlenmiştir.

Çizelge 4.3 Dozimetrelerin ISO s-¹³⁷Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde PTW-Hp(10) ve PTW-ISO fantom kullanılarak 100 mSv ışınlamaları sonucu kalibrasyonu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri

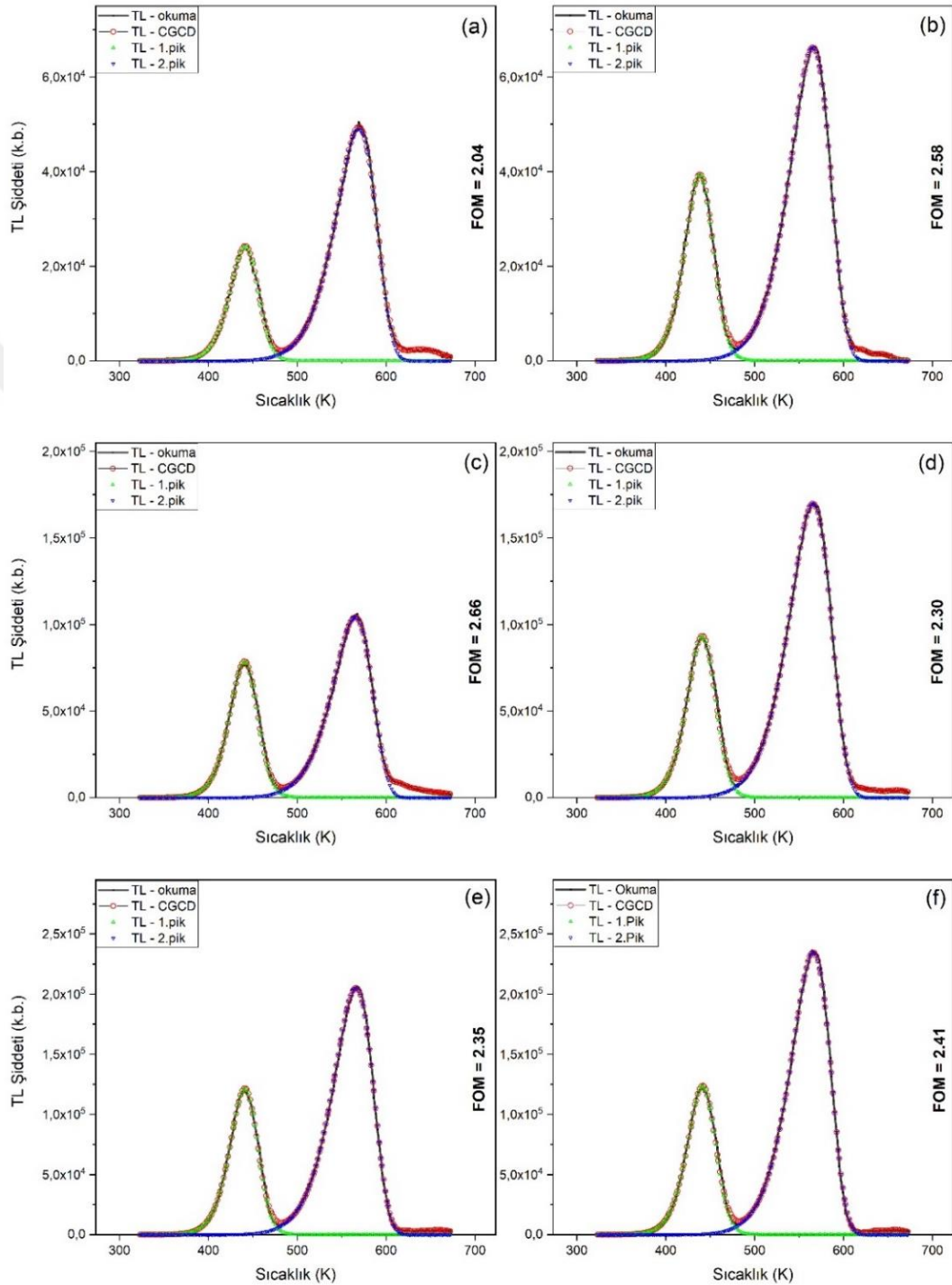
BeO Kodu	TL Şiddeti (k.b.)		Eşdeğer Doz (mSv)		Fantomlar Arası % Fark
	Hp(10)	ISO	Hp(10)	ISO	
BeO-00	4998695	4661772	99,9930	100,0062	0,0132
BeO-01	4731951	4427187	99,9928	100,0034	0,0106
BeO-02	5599086	4997961	99,9931	100,0083	0,0152
BeO-03	4319527	4059587	99,9829	99,9940	0,0111
BeO-04	4506874	4190741	100,0019	100,0181	0,0162
BeO-05	4889671	4650599	100,0039	100,0124	0,0085
BeO-06	4629950	4332746	99,9874	100,0081	0,0207
BeO-07	4488947	4281393	100,0163	100,0006	0,0157
BeO-08	4775008	4549445	99,9926	99,9854	0,0072
BeO-09	3886197	3635293	99,9941	99,9794	0,0147
BeO-10	4609514	4486218	99,9898	99,9858	0,0040
BeO-11	3569346	3235776	100,0124	99,9817	0,0307
BeO-12	4730711	4517312	100,0122	99,9847	0,0275
BeO-13	3927036	3690970	100,0217	99,9971	0,0246
BeO-14	4249669	4246280	100,0112	100,0099	0,0013
BeO-15	4644158	4412546	99,9916	100,0125	0,0209
BeO-16	4088883	3980898	99,9954	100,0091	0,0137
BeO-17	3922010	3816880	100,0152	99,9974	0,0178
BeO-18	4191684	4114838	100,0014	99,9967	0,0047

k.b.: keyfi birim

4,4 TL Işıma Eğrilerinin CGCD Yöntemi İle Ayrıştırılması

Dozimetrelerin TL okumaları sonucu elde edilen ışıma eğrileri, genel mertebeden kinetik denkleminde göre (Eşitlik 2.52) CGCD yöntemi ile ayrıştırılmıştır. CGCD yönteminde ışıma eğrisine fit edilen genel mertebeden kinetik denkleminde sahip bir eğri yardımıyla TL ışıma eğrisindeki piklerin integrali hesaplanmaktadır. Işıma eğrisi ve fit edilen eğrinin uyumu değer katsayısı FOM (Eşitlik 2.53) hesaplanarak kontrol edilmektedir. TL

okumaların fit işlemleri Microsoft Office Excel programının Solver eklentisi ile gerçekleştirilmiştir (Afouxenidis vd. 2011). CGCD yöntemi ile piklerine ayrıştırılan BeO dozimetrelerin TL ışıma eğrileri örnek olarak Şekil 4.6’da verilmektedir.



Şekil 4.6 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde a) 73,2 mSv b) 89,8 mSv c) 185,5 mSv d) 199,0 mSv e) 310,9 mSv ve f) 341,3 mSv nötron doz eşdeğeri ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları

4.5 En Düşük Ölçümlenebilir Doz (MDD) Değerinin Belirlenmesi

BeO dozimetrelerin en düşük ölçümlenebilir doz (MDD) değeri, Eşitlik (4.2) ile hesaplanmıştır (Furetta vd. 2000).

$$MDD = (B + 2\sigma_{doğal}) \cdot f \quad (4.2)$$

Burada $\bar{B}$; tavlanmış dozimetrelerin doğal sayım okumalarının ortalamasıdır. $\sigma_{doğal}$ tavlanmış dozimetrelerin doğal sayım okumalarının standart sapmasıdır. f ise TL okumaları sonucu elde edilen doz-tepkisi eğrisi üzerinden belirlenen kalibrasyon katsayısıdır.

BeO dozimetrelerin TL okumaları sonucu en düşük ölçümlenebilir doz değeri $10,7 \pm 0,2$ mSv olarak hesaplanmıştır.

4.6 ²⁴¹Am-Be Nötron Kaynağın Gama Dozu Bileşeninin Belirlenmesi

BeO dozimetreler Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan ²⁴¹Am-Be izotopik nötron kaynağı ışınlama sisteminin pnömatik ışınlama konumunda farklı sürelerde ışınlanmıştır. Nötron ışınlamalarında, kalibrasyon sonucu aynı doza TL sinyali şiddeti birbirine en yakın dozimetreler birlikte ışınlanmışlardır.

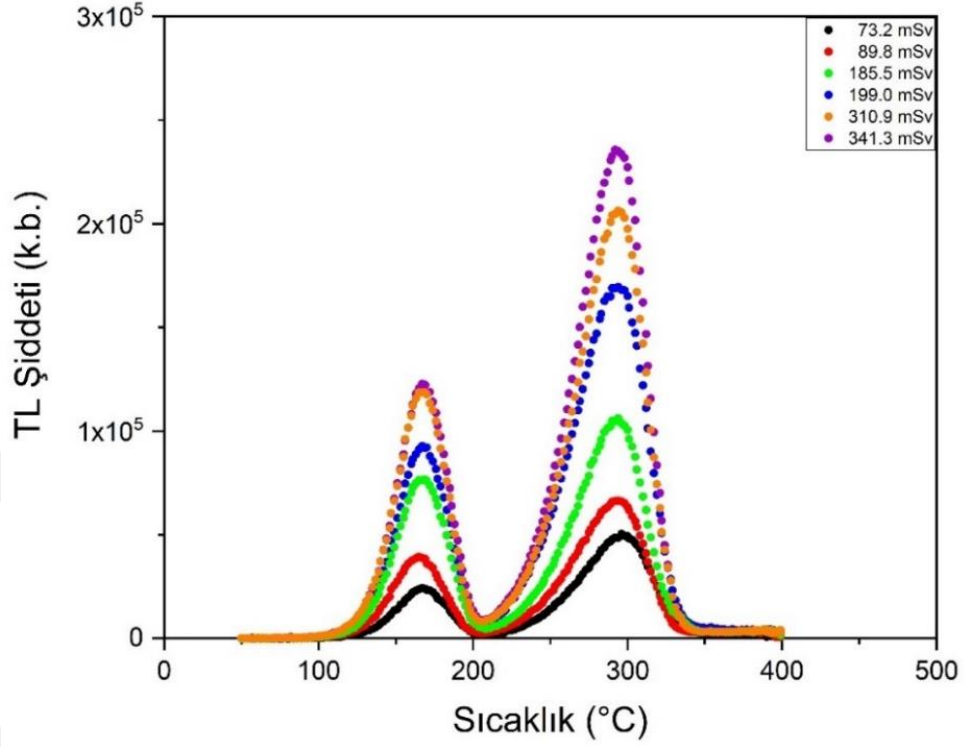
²⁴¹Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin nötron alanında ışınlanan dozimetrelerin TL şiddeti ışıma eğrileri CGCD yöntemi ile ayrıştırılarak değerlendirilmiştir. Dozimetrelerin nötron ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.4'de verilmektedir.

Çizelge 4.4 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin pnömatik ışınlama konumunda farklı sürelerde ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri

BeO Kodu	Işınlama Süresi (saat)	TL Şiddeti (k.b.)	Eşdeğer Doz (mSv)	
			H _p (10)	ISO
BeO-01	190	906869	19,2 ± 0,4	20,1 ± 0,4
BeO-11				
BeO-12				
BeO-02	352	1800089	32,1 ± 1,8	36,0 ± 2,0
BeO-03				
BeO-04				
BeO-02	650	2494529	56,2 ± 2,2	60,8 ± 2,4
BeO-03				
BeO-04				
BeO-10	837	3188781	70,9 ± 2,1	75,3 ± 2,3
BeO-11				
BeO-12				
BeO-11	1343	5462326	129,3 ± 3,0	135,4 ± 3,1
BeO-12				
BeO-13				
BeO-02	1634	6683518	145,0 ± 6,0	157,6 ± 6,5
BeO-03				
BeO-04				
BeO-16	1824	7352019	175,4 ± 1,6	178,7 ± 1,6
BeO-17				
BeO-18				
BeO-05	2037	7899166	186,1 ± 3,4	193,0 ± 3,5
BeO-06				
BeO-07				
BeO-08	2251	8629358	206,8 ± 5,0	217,0 ± 5,2
BeO-09				
BeO-10				
BeO-07	2471	9683540	223,7 ± 6,4	236,9 ± 6,8
BeO-08				
BeO-09				

k.b.: keyfi birim

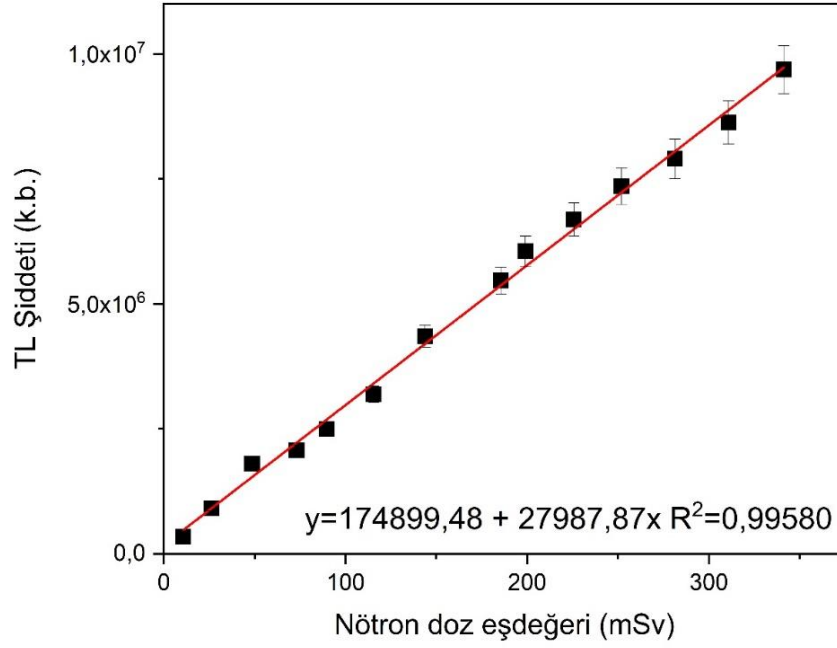
Dozimetrelerin nötron alanında ışınlamaları sonucu TL şiddeti ışıma eğrileri Şekil 4.7’de verilmektedir.



Şekil 4.7 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde 73,2 mSv, 89,8 mSv, 185,5 mSv, 199,0 mSv, 310,9 mSv ve 341,3 mSv nötron doz eşdeğeri ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri

BeO dozimetrelerin ışıma eğrisi iki ayrık ve kararlı TL pikinden oluşmaktadır. İlk dozimetrik pik yaklaşık 178°C ve diğer pik ise yaklaşık 292°C’de oluşmaktadır. Her bir dozimetrenin toplam TL şiddeti, TL piklerinin altında kalan alan olarak tanımlanmaktadır.

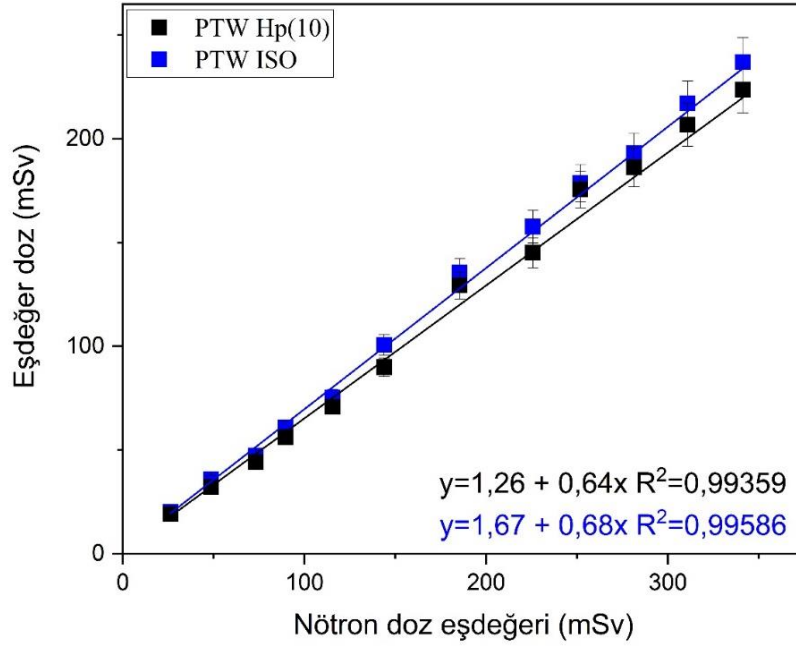
Dozimetrelerin nötron ışınlamaları sonucu toplam TL şiddeti değerleri CGCD yöntemi ile belirlenmiştir. Nötron kaynağı ışınlama sisteminin nötron alanının TL şiddeti-nötron doz eşdeğeri grafiği Şekil 4.8’de verilmektedir.



Şekil 4.8 Dozimetrelerin ²⁴¹Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde farklı sürelerde ışınlamaları sonucu nötron doz eşdeğeri- TL şiddeti grafiği

BeO dozimetrelerin ²⁴¹Am-Be nötron kaynağı ışınlama sistemi nötron-gama alanında ışınlamaları sonucu nötron-gama alanının istenmeyen gama ışınları kaynaklı gama eşdeğer dozu belirlenmiştir.

PTW-H_p(10) ve PTW-ISO kalibrasyon fantomlarında kalibre edilen dozimetrelerin nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ve pnömatik ışınlama konumlarında gerçekleştirilen ışınlamaları sonucu karşılaştırmaları Şekil 4.9’da verilmektedir.



Şekil 4.9 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminde farklı sürelerde ışınlamaları sonucu PTW- $\text{Hp}(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyonları doz tepkisi eğrilerinin karşılaştırılması grafiği

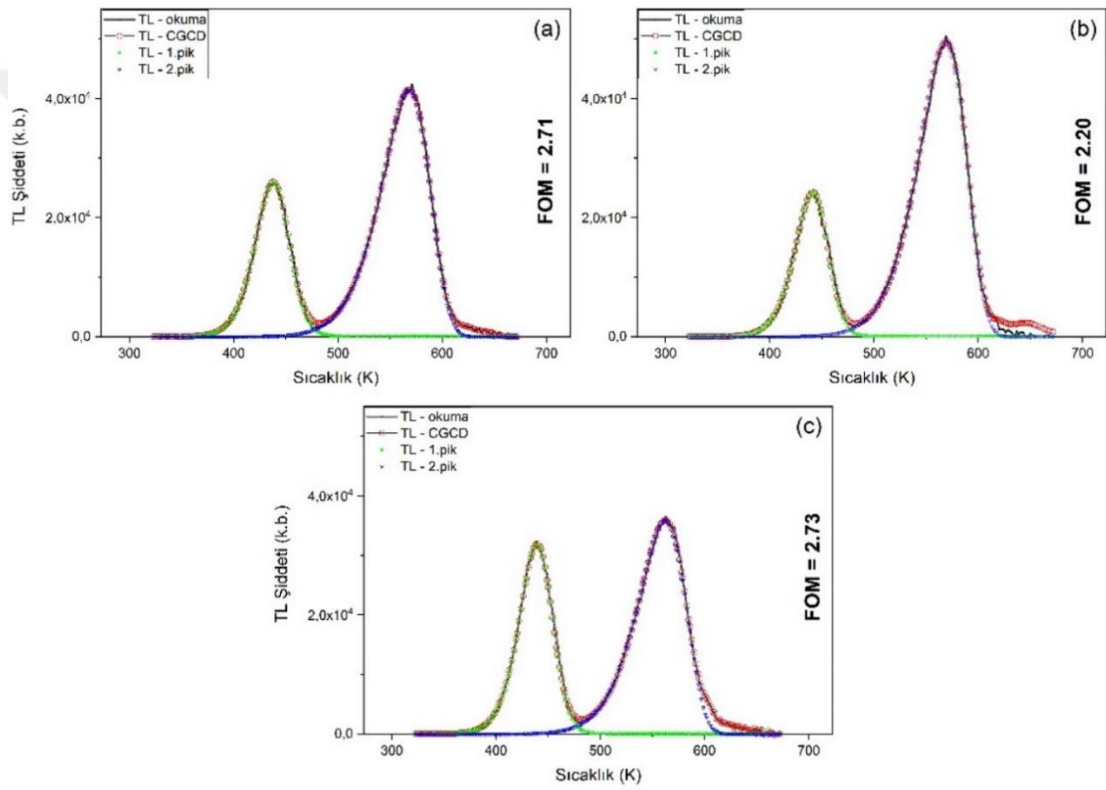
Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron alanında ışınlamaları sonucu PTW- $\text{Hp}(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyonları doz tepkisi eğrileri karşılaştırılmıştır. ^{241}Am -Be nötron alanının istenmeyen gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşeni belirlenmiştir.

4.7 $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ Tepkimesi Sonucu Gama Dozu Bileşeninin Belirlenmesi

Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağın manuel ışınlama konumunda MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşeni belirlenmiştir. Nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat ışınlanan MgB_2 filtreli dozimetrelerin TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.5’de, TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları grafiği Şekil 4.10’da verilmektedir.

Çizelge 4.5 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri

İçerik	Işınlama Süresi (saat)	TL Şiddeti (k.b.)	Eşdeğer Doz (mSv)	
			$H_p(10)$	ISO
BeO-01	671	2072929	$44,3 \pm 1,4$	$47,3 \pm 1,5$
BeO-06 + MgB_2	671	2162117	$45,9 \pm 1,5$	$49,0 \pm 1,6$
BeO-05 + MgB_2	671	2308869	$47,0 \pm 1,1$	$49,4 \pm 1,2$

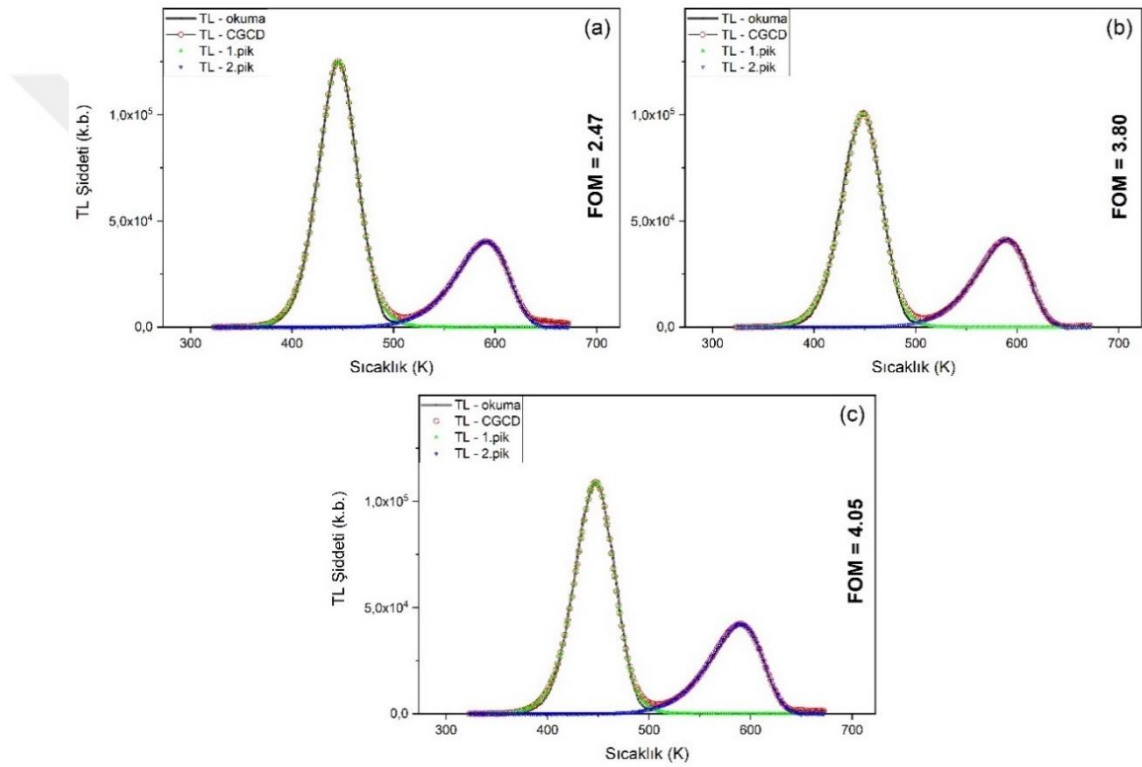


Şekil 4.10 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-01, b) MgB_2 filtreli BeO-06 ve c) MgB_2 filtreli BeO-05 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları

Nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 671 saat ışınlanan referans olarak bir adet filtresiz ve iki adet MgB_2 filtreli dozimetrenin TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.5’de verilmektedir. Filtreli ışınlamalar sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerlerinin arttığı gözlenmektedir. Dozimetrelerin 1318 saat ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.6’da verilmektedir.

Çizelge 4.6 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1318 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri

İçerik	Işınlama Süresi (saat)	TL Şiddeti (k.b.)	Eşdeğer Doz (mSv)	
			$H_p(10)$	ISO
BeO-02	1318	4352676	$77,7 \pm 4,4$	$87,1 \pm 4,9$
BeO-03 + MgB_2	1318	4645284	$100,8 \pm 3,1$	$107,2 \pm 3,3$
BeO-04 + MgB_2	1318	5030658	$103,1 \pm 3,7$	$110,8 \pm 4,0$

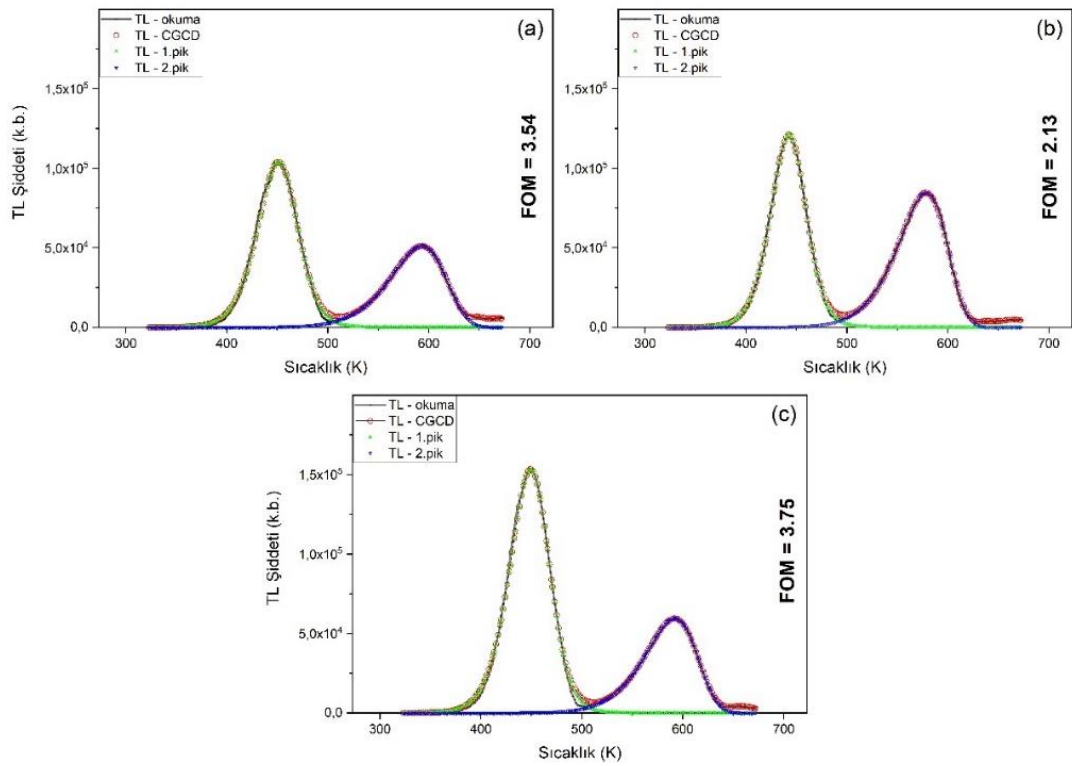


Şekil 4.11 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1318 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-02, b) MgB_2 filtreli BeO-03 ve c) MgB_2 filtreli BeO-04 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları

Çizelge 4.6’da ışınlama süresi arttıkça hem nötron alanı içerisindeki gama dozu katkısının arttığı hem de MgB_2 filtreli ışınlamalarda $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozunun arttığı gözlenmektedir. Filtreli dozimetrelerin nötron kaynağının manuel ışınlama konumunda 1824 saat ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri Çizelge 4.7’de verilmektedir.

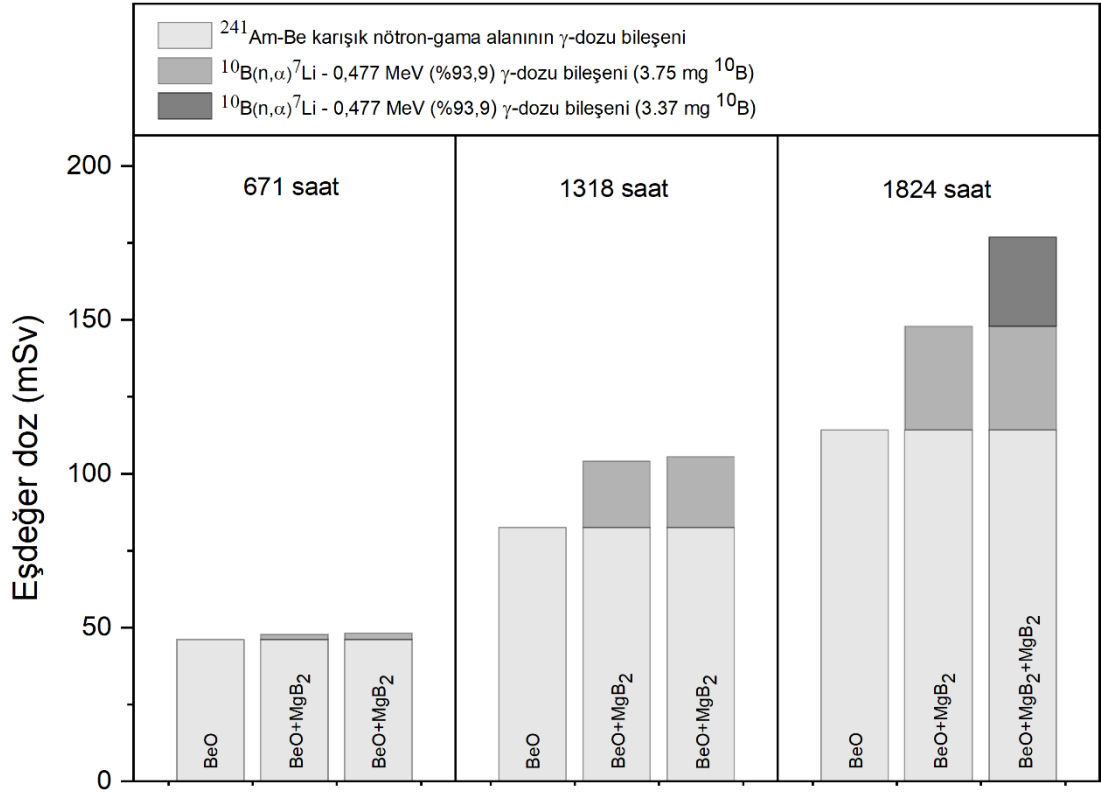
Çizelge 4.7 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1824 saat MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri

İçerik	Işınlama Süresi (saat)	TL Şiddeti (k.b.)	Eşdeğer Doz (mSv)	
			$H_p(10)$	ISO
BeO-15	1824	5160749	$111,1 \pm 2,8$	$116,9 \pm 2,9$
BeO-14 + MgB_2	1824	6277931	$147,7 \pm 0,1$	$147,8 \pm 0,1$
BeO-13 + MgB_2 (2 adet)	1824	6727811	$171,3 \pm 5,3$	$182,3 \pm 5,6$



Şekil 4.12 Dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda 1824 saat ışınlamaları sonucu a) BeO-15, b) MgB_2 filtreli BeO-14 ve c) 2 adet MgB_2 filtreli BeO-13 TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları

Işınlamalarda referans olarak bir adet filtresiz dozimetre, bir adet MgB_2 filtreli dozimetre ve iki adet MgB_2 filtreli dozimetrenin nötron kaynağın manuel ışınlama konumunda ışınlanması sonucu Çizelge 4.7’de verilmektedir. MgB_2 filtreli ışınlamalarda dozimetrelerin TL şiddetinin ve eşdeğer dozun arttığı gözlenmektedir. İki adet MgB_2 filtre ile gerçekleştirilen ışınlamalar sonucu TL şiddeti ve eşdeğer doz değerinin bir adet MgB_2 filtreli ışınlamaların sonucuna göre arttığı belirlenmiştir (Şekil 4.13).



Şekil 4.13 Dozimetrelerin $^{241}\text{Am-Be}$ nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ışınlama konumunda farklı sürelerde MgB₂ filtreli ve filtresiz ışınlamaları sonucu gama dozu bileşenleri

Knoll (2010), Geiger vd. (1975) ve Mowlavi ve Koohi-Fayegh (2004) çalışmalarına göre $^{241}\text{Am-Be}$ kaynağında ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan 10^6 alfa parçacığı başına $^{241}\text{Am}(\alpha, n)^9\text{Be}$ tepkimeleri sonucu enerjisi 0-12,1 MeV aralığında bir spektrum oluşturacak şekilde ortalama 70 nötron parçacığı yayımlanmaktadır. $^{241}\text{Am-Be}$ nötron kaynağında gerçekleşen $^9\text{Be}(\alpha, n)^{12}\text{C}^*$ tepkimeleri sonucu uyarılmış $^{12}\text{C}^*$ izotoplarının kararlı duruma dönerken yayımladığı 4,438 MeV enerjili ortalama $\sim 41,7$ gama ışını, ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan 59,54 keV enerjili ortalama $\sim 3,59 \cdot 10^5$ gama ışını ve 26,34 keV enerjili ortalama $\sim 2,41 \cdot 10^4$ gama ışını yayımlanmaktadır. ^{241}Am radyoizotopundan düşük olasılıkla yayımlanan 26,34 keV ve 33,19 keV enerjili gama ışınları $^{241}\text{Am-Be}$ kaynağın kapsülünde tutulmaktadır. Bu nedenle gama dozu bileşenine katkısının olmadığı düşünülmektedir. (Mowlavi ve Koohi-Fayegh 2004, Liu vd. 2007, Murata vd. 2014, Yücel 2019).

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen filtresiz ışınlamalarda 37 GBq aktiviteli ^{241}Am -Be nötron-gama alanında $^9\text{Be}(\alpha, n)^{12}\text{C}^*$ tepkimesi sonucu yayımlanan 4,438 MeV, tek-kaçışı 3,927 MeV, çift-kaçışı 3,416 MeV enerjili gama ışınları; nötronların kaynak çevresindeki materyaller ile etkileşimlerinden $^1\text{H}(n, \gamma)^2\text{H}$ tepkimesi sonucu yayımlanan 2,23 MeV enerjili gama ışınları ve nötron kaynağı içerisindeki ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan 59,54 keV (%35,92) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu ölçümlenmiştir. Ayrıca MgB_2 filtreli ışınlamalar sonucu; gerçekleşen her bir $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu ölçümlenmiştir.



5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Nötron kaynakları, içerdiği istenmeyen gama ışınları sonucu karışık nötron-gama alanlarını oluşturmaktadır. Nötron-gama alanları hasta dozimetrisinin temel hedefi, nötron ve gama dozlarının ayrıştırılarak hasta dozuna katkısının belirlenmesidir. BNCT dozimetrisinde hasta dozu bileşenlerinin belirlenmesi, nötronların ve gama ışınlarının dokuya farklı radyobiyojik etkilerinden dolayı oldukça önemlidir. Bu tez çalışmasında, doku eşdeğeri kabul edilen ($Z_{eff}=7,21$) BeO dozimetrelerin nötron-gama karışık alanlarında kullanılabilirliği araştırılmıştır. BeO dozimetreler kullanılarak ^{241}Am -Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin nötron-gama alanındaki gama dozu bileşeni belirlenmiştir. Tez çalışması kapsamında saf MgB_2 filtreler üretilmiştir. Üretilen filtrelerin yapısal karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. BeO dozimetrelerin ^{241}Am -Be nötron-gama karışık alanında filtreli ışınlamaları sonucu, BNCT hasta dozimetrisinde $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşeni ve hasta dozuna katkısı belirlenmiştir.

Thermalox 995 BeO dozimetrelerin termal nötron tesir kesiti ~ 10 milibarndır (Vij ve Singh 1997). Bu nedenle BeO dozimetrelerin düşük enerjili nötronlara doz tepkisi diğer dozimetreler (LiF TLD-100 , LiF TLD-600 , LiF TLD-700 , $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, CaF_2 , CaSO_4) ile karşılaştırıldığında çok düşüktür. BeO dozimetrelerin foton ve gama ışınlarına doz tepkisi diğer dozimetreler ile kıyaslandığında en yüksek, enerji tepkisi ise 0,01-10 MeV aralığındaki enerjilerde sabittir (Ayyangar vd. 1974, Bos 2001). BeO dozimetrelerin termal nötron tesir kesitinin çok düşük olması nedeniyle nötron dozu tepkisi, gama dozu tepkisinin yanında çok düşüktür ve eşdeğer doz ölçümlerinde ihmal edilebilir düzeydedir (Henaish vd. 1980). Ayrıca BeO dozimetreler ışığa karşı oldukça hassas kristallerdir. Bu nedenle tez çalışmasında kullanılan dozimetrelerin ışınlamaları ve TL okumaları karanlık bir ortamda, dozimetreler gün ışığından ve beyaz ışıktan korunacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Işınlamalarda ve TL okumaları öncesinde dozimetreler ışık geçirmeyen koruyucu pleksiglas malzeme içerisinde muhafaza edilmiştir.

Tez çalışması kapsamında öncelikle filtre üretiminde kullanılacak kimyasallar sitokiyometrik oranda hesaplanmış ve toz MgB_2 karışım pelet formda preslenmiştir. Hazırlanan 13 mm çapındaki MgB_2 numuneler 5mm x 5mm boyutlarda kesilmiştir. Tez çalışması kapsamında kullanılan MgB_2 filtreler 5mm x 5mm x 0,9mm boyutlarındadır (Şekil 3.7). Üretilen numunelerin yapısal karakterizasyonu parçacık boyutu analizi ve XRD yöntemi ile yapılmıştır. Parçacıkların hacimsel olarak %90'lık kısmı (D_{90}), $59,98 \pm 5,58 \mu m$ ve daha küçük boyutlarda; parçacıkların %10'luk kısmı (D_{10}), $5,56 \pm 3,97 \mu m$ ve daha küçük boyutlarda ölçülmüştür. Parçacık boyutu analizi sonuçlarına göre homojen MgB_2 toz karışımının Sauter ortalama çapı $57,60 \mu m$ olarak hesaplanmıştır. Bu sonuç, hesaplanan D_{90} ölçümü sonucu $59,98 \pm 5,58 \mu m$ ile uyumludur.

X-ışınları kırınımı analizi sonucu MgB_2 filtrenin en şiddetli (karakteristik) piki $2\theta=42,6^\circ$ 'de gözlenmektedir. MgB_2 kristalinin fazı olarak kabul edilen ana piklerin Miller-indisleri belirlenmiştir. MgB_2 fazının pikleri $2\theta = 25,3^\circ, 33,7^\circ, 42,6^\circ, 52,1^\circ$ ve $60,1^\circ$ 'de oluşmaktadır. X-ışınları kırınımı analizi sonucu ana faz MgB_2 pikleri ve karakteristik pik literatürdeki çalışmalar ile uyumlu olduğu belirlenmiştir (Liu vd. 2007, Jiang vd. 2008). MgB_2 filtrenin X-ışınları kırınım deseninde ayrıca Mg ve MgO pikleri de gözlenmektedir. Mg piklerinin sebebi eser miktarda Mg'nin tepkimeye girmemiş olmasıdır. MgO piklerinin sebebi ise, sinterleme işleminin Ar atmosferinde gerçekleştirilmesine rağmen ortamdan uzaklaştırılamayan az miktarda oksijenin tepkimeye girerek MgO fazının oluşmasıdır. Filtre içeriğinde bulunan Mg; kafatası ve beyin dokusunda sinirsel ve nöromasküler iletişimin gerçekleşmesinde rol alan önemli bir mineraldir (Kirkland vd. 2018).

Tez çalışmasında kullanılan BeO dozimetrelerin maruz kaldıkları aynı doza karşılık TL ışıma eğrilerinin ve TL sinyali şiddetlerinin benzer olması beklenmektedir. Bu nedenle dozimetre setindeki BeO dozimetreler ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde kalibre edilmiştir. Dozimetrelerin kalibrasyonu sonucu dozimetre setindeki her bir dozimetrenin TL şiddeti değerinin doza dönüştürülmesinde kullanılan ECC ve RCF katsayıları belirlenmiştir. Dozimetrelerin kalibrasyonu kapsamında ilk olarak ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde PTW- $H_p(10)$ fantoma entegre paralel plakalı iyon odasında $H_p(10)$ doz hızı 100 mSv/saat olacak şekilde ışınlama düzeneği konum ve

geometrisi düzenlenmiştir. Işınlamalar sonucu her bir dozimetre 2°C/s ısıtma hızı ile 400°C'ye kadar ısıtılarak TL okuma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Dozimetrelerin TL okumaları sonucu TL ısıma eğrileri 2°C/s ısıtma hızında yaklaşık 178°C ve 292°C sıcaklıklarında iki kararlı ayırık TL pikinden oluştuğu belirlenmiştir. TL okumaları öncesinde 50°C'ye kadar gerçekleştirilen ön ısıtma sebebiyle dozimetrelerin TL ısıma eğrilerinde görünmeyen ve yaklaşık 50-70°C aralığında oluşan bir pik daha vardır. Bu pik oda sıcaklığında hızla bozunan, dozimetrik olmayan kararsız bir piktir. Dozimetrelerin TL okumalarında yaklaşık 178°C ve 292°C sıcaklıklarında oluşan iki ana pikten elde edilen TL şiddeti bilgisi kullanılmıştır. Dozimetrelerin ISO s-¹³⁷Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde sırası ile PTW-Hp(10) ve PTW-ISO fantomları ile gerçekleştirilen kalibrasyon ışınlamaları sonucu her bir dozimetrenin 100 mSv eşdeğer doza karşılık gelen TL ısıma eğrileri, toplam TL şiddetleri ve eşdeğer doz değerleri karşılaştırılmıştır. Kalibrasyon sonucu eşdeğer doz değerleri PTW-Hp(10) ve PTW-ISO fantomları için karşılaştırılarak hata hesabı gerçekleştirilmiştir. Dozimetrelerin kalibrasyonu sonucu fantomlar arası en yüksek fark BeO-11 için %0,030, ortalama fark %0,014 olarak belirlenmiştir. PTW-Hp(10) fantomda gerçekleştirilen kalibrasyon sonucu dozimetreler içerisinde en yüksek hata BeO-14 için %0,0217, ortalama hata %0,0096 olarak hesaplanmıştır. PTW-ISO fantomda gerçekleştirilen kalibrasyon sonucu dozimetreler içerisinde en yüksek hata BeO-10 için %0,0206, ortalama hata %0,0098 olarak hesaplanmıştır.

Tez çalışması kapsamında TL okumaları gerçekleştirilen BeO dozimetrelerin TL ısıma eğrileri genel mertebeden kinetik denkleme (Eşitlik 2.36) göre CGCD yöntemi ile ayrıştırılmıştır. TL ısıma eğrilerinin CGCD yöntemi ile dekonvolüsyonu Microsoft Office Excel programının Solver eklentisi ile gerçekleştirilmiştir (Afouxenidis vd. 2011). CGCD yöntemi ile BeO dozimetrelerin TL ısıma eğrisi ayrıştırılarak eğriye fit edilen genel mertebeden kinetik denkleme sahip eğri sayesinde ısıma eğrisinin pikleri ayrıştırılmıştır. Böylelikle ayrıştırılan piklerin altında kalan alan belirlenmektedir. Dozimetrenin TL ısıma eğrisi ve fit edilen genel mertebeden kinetik eğrisinin uyumu değer katsayısı FOM hesaplanarak kontrol edilmektedir. TL ısıma eğrilerinin dekonvolüsyonu sonucu ısıma eğrilerinin ortasında ve sağındaki dozimetrik bilgi içermeyen kuyruk kısmı ayrıştırılmıştır. Dozimetrelerin farklı sürelerde ²⁴¹Am-Be nötron

kaynağı ışınlama sisteminde ışınlamaları sonucu TL ışıma eğrileri ve dekonvolüsyonları ölçülmüş olup dozimetrelerin artan ışınlama süreleri sonucu toplam TL şiddeti, birinci pik ve ikinci pik TL şiddetinin doğrusal olarak arttığı gözlenmektedir.

Nötronlar ve gama ışınları dokuda farklı radyobiyojik etkilere sahiptir. Bu nedenle hastanın maruz kaldığı toplam hasta dozunun, nötron dozu ve gama dozu bileşenleri katkısı ayrıştırılarak belirlenmelidir (Tanaka vd. 2022). $^{241}\text{Am-Be}$ karışık nötron-gama alanları, BNCT dozimetrisi araştırmalarında yaygın şekilde kullanılmaktadır (Murata vd. 2014). Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan 37 GBq aktiviteli $^{241}\text{Am-Be}$ nötron-gama karışık alanının gama dozu bileşeninin belirlenmesi amacıyla BeO dozimetreler nötron kaynağı ışınlama sisteminin manuel ve pnömatik ışınlama konumlarında ışınlanmıştır. Dozimetrelerin TL okumaları sonucu toplam TL şiddeti ve eşdeğer doz değerleri belirlenmiştir. $^{241}\text{Am-Be}$ nötron-gama karışık alanında artan ışınlama sürelerine karşılık TL ışıma eğrileri ve toplam TL şiddeti grafikleri çizdirilmiştir. Dozimetrelerin artan ışınlama sürelerine karşılık toplam TL şiddetleri eğrisi doğrusaldır ($R^2=0,9958$). Dozimetrelerin TL sinyali şiddeti eğrisi üzerinden nötron alanındaki en düşük ölçülebilir doz (MDD) değeri $10,7 \pm 0,2$ mSv olarak hesaplanmıştır. Dozimetrelerin PTW- $H_p(10)$ ve PTW-ISO fantomlarında kalibrasyonları sonucu karışık alanın gama eşdeğer dozu bileşeni ve doz tepkisi eğrileri her iki fantom için karşılaştırılmıştır. Hem PTW- $H_p(10)$ fantomu hem de PTW-ISO fantomunda gerçekleştirilen kalibrasyonlar sonucu gama dozu tepkisi eğrisi (sırasıyla $R^2=0,9936$ ve $R^2=0,9959$) doğrusaldır.

Dozimetrelerin MgB_2 filtreli ışınlamaları $^{241}\text{Am-Be}$ nötron kaynağın manuel ışınlama konumunda gerçekleştirilmiştir. Işınlamalarda referans olarak bir adet filtresiz dozimetre ve iki adet MgB_2 filtreli dozimetre kullanılmıştır. Dozimetrelerin $^{241}\text{Am-Be}$ nötron alanında filtreli ışınlamaları sonucu referans dozimetreye göre TL şiddeti ve eşdeğer doz değerlerinin doğrusal şekilde arttığı görülmektedir. MgB_2 filtreli dozimetrelerin TL okumalarında toplam TL şiddeti ve eşdeğer doz ölçümlerindeki artışın sebebi BNCT'nin temeli olan $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimesi sonucu yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınlarıdır. MgB_2 filtreli dozimetrelerin ışınlamaları, tüp içerisinde filtre ve dozimetre birbirine temas edecek şekilde sıkıştırılarak sabitlenmiş şekilde gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleşen $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ tepkimeleri sonucu yayımlanan $\sim 5\text{-}8\ \mu\text{m}$ menzilli $\sim 1,47\ \text{MeV}$ enerjili alfa parçacıkları ve $\sim 0,84\ \text{MeV}$ enerjili ^7Li çekirdeklerinin tepkime başına ortalama $2,33\ \text{MeV}$ enerjili ^{10}B (tedavi) dozunun toplam TL şiddetine ve eşdeğer doza katkısının olmadığı düşünülmektedir. Ortalama bir memeli hücresi çapı ($\sim 10\ \mu\text{m}$) kadar menzile sahip alfa parçacıklarının ve ^7Li çekirdeklerinin mikrodozimetrisi MCNP ve FLUKA kütüphaneleri kullanılarak simülasyonlar aracılığı ile gerçekleştirilebilmektedir (ICRU 36 1983, Mukawa vd. 2011).

^{241}Am -Be nötron-gama karışık alanının gama dozu üç farklı bileşenden oluşmaktadır. Gama dozu; ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan düşük enerjili gama ışınları, $^9\text{Be}(\alpha,n)^{12}\text{C}^*$ tepkimesi sonucu açığa çıkan gama ışınları ve kaynakta üretilen nötronların kaynak çevresindeki materyaller ile etkileşmesi sonucu farklı enerjilerde sürekli ve anlık yayımlanan gama ışınları kaynaklıdır. ^{241}Am radyoizotopundan yüksek olasılıkla yayımlanan $59,54\ \text{keV}$ ($\%35,92$) enerjili gama ışınları nötron-gama alanının gama dozu bileşenine katkı sağlamaktadır (Terada vd. 2016). ^{241}Am radyoizotopundan yayımlanan düşük enerjili gama ışınlarının hastaya ulaşması engellenmediği takdirde hastada yüksek cilt dozuna sebep olmaktadır. Gama dozu bileşenine en şiddetli katkı ^{241}Am -Be kaynağında gerçekleşen $^9\text{Be}(\alpha,n)^{12}\text{C}^*$ tepkimeleri sonucu uyarılmış $^{12}\text{C}^*$ izotoplarının kararlı duruma dönerken yayımladığı $4,438\ \text{MeV}$ enerjili gama ışınlarından kaynaklanmaktadır. $4,438\ \text{MeV}$ enerjili gama ışınları, gerçekleşen çift oluşum foton kaçışları sonucu $3,927\ \text{MeV}$ enerjili tek-kaçış gama ışınları ve $3,416\ \text{MeV}$ enerjili çift-kaçış gama ışınları gama dozu bileşenine katkı sağlamaktadır. Ayrıca termal nötronların, hem hasta dokusundaki hem de çevredeki ^1H içeren materyaller ile etkileşmeleri (^1H için $\sigma_{\text{th}}=0,33b$) sonucu gerçekleşen $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$ tepkimelerinden yayımlanan $2,23\ \text{MeV}$ ($\%100,0$) enerjili ani gama ışınları gama dozu bileşenine katkı sağlamaktadır (Barth vd. 1990, Vega-Carrillo vd. 2002, Mowlavi ve Koohi-Fayegh 2004, Sauerwein vd. 2012, Terada vd. 2016). Nötron alanındaki düşük enerjili gama ışınlarının cilt dozuna, yüksek enerjili gama ışınlarının hasta dozuna katkısı en fazladır.

Beyin tümörü tedavisinde BNCT'nin optimum şekilde uygulanabilmesi için tümörlü hücre/normal hücre ^{10}B konsantrasyonu $18\text{-}45\ \mu\text{g/g}$ olarak önerilmektedir (Diaz 2003, Deng vd. 2011, Barth vd. 2012, Farhood vd. 2018). Tez çalışması kapsamında üretilen

MgB₂ filtrelerde %95-97 saflıkta doğal B kimyasalı kullanılmıştır. Tez çalışmasında kullanılan B kimyasalın %19,9 oranında ¹⁰B izotopu ve %80,1 oranında ¹¹B izotopu içerdiği hesaplanmıştır. ¹⁰B izotopun termal nötron tesir kesiti 3836b, ¹¹B izotopun termal nötron tesir kesiti 0,005b'dır (Sauerwein vd. 2012). Tez çalışması kapsamında üretilen 40 mg ağırlığındaki MgB₂ filtre yaklaşık 3,75 mg, 36 mg ağırlığındaki MgB₂ filtre ise yaklaşık 3,37 mg ¹⁰B izotopu içermektedir. MgB₂ filtrenin ¹⁰B izotopunca zenginliğinin artırılması sonucunda daha fazla ¹⁰B(n,α)⁷Li tepkimesi gerçekleştiği yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı eşdeğer gama dozunun artışından anlaşılmaktadır.

²⁴¹Am-Be nötron-gama karışık alanında gerçekleştirilen MgB₂ filtreli BeO dozimetrelerin ışınlamalarında kullanılan MgB₂ filtre, BNCT tedavisinde hastaya enjekte edilen ve hastanın tümörlü dokusunda tutulum gerçekleştiren ¹⁰B içeriğince zengin kimyasal karışımı temsil etmektedir. Filtre, içeriğindeki ¹⁰B izotopların yüksek termal nötron tesir kesiti özelliği sayesinde BNCT'de tedavi dozunun kaynağı ¹⁰B(n,α)⁷Li tepkimeleri gerçekleşmektedir. Filtreli ve filtresiz ışınlamalarda kullanılan doku eşdeğeri BeO dozimetreler ise BNCT'de hasta dozunun değerlendirildiği hasta dokusunu temsil etmektedir. Filtreli ışınlamalarda; gerçekleşen ¹⁰B(n,α)⁷Li tepkimeleri sonucu yayımlanan alfa parçacıkları ve ⁷Li çekirdekleri düşük menzilleri nedeniyle hasta dozuna katkı sağlamazken, yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları BNCT'de hasta dozuna katkı sağlamaktadır. Ayrıca filtre içeriğindeki ¹⁰B izotoplarının sayısının artırılması sonucu daha fazla ¹⁰B(n,α)⁷Li tepkimesinin gerçekleştiği gama dozunun arttığı belirlenmiştir.

Bu tez çalışmasında özetle, Thermalox 995 BeO dozimetreler kullanılarak Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan 37 GBq ²⁴¹Am-Be nötron kaynağı ışınlama sisteminin nötron-gama alanının gama dozu bileşeni belirlenmiştir. Işınlama süresinin lineer olarak artırılması sonucu BeO dozimetrelerin TL şiddetinin ve nötron-gama alanının gama dozu bileşeninin lineer olarak arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca tez çalışması kapsamında, Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Katıhal Fiziği Araştırma Laboratuvarı'nda MgB₂ filtreler üretilmiştir. Üretilen MgB₂ filtrelerin yapısal karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Parçacık boyutu dağılımı analizi ve X-ışınları

kırınımı analizi sonucu MgB_2 fazının başarılı şekilde olduğu gözlemlenmiştir. $LaBr_3:Ce$ sintilasyon dedektörü ile gerçekleştirilen aktivasyon analizi sonucu; ışınlanmış BeO kristallerin ve MgB_2 filtrelerin (n,γ) tepkimesi gerçekleştirmedikleri, TL okumaları sırasında iç ışınlama gerçekleşme olasılığının bulunmadığı belirlenmiştir. Tez çalışmasında kullanılan dozimetreler; PTW- $H_p(10)$ ve PTW-ISO kalibrasyon fantomları kullanılarak aynı geometrilerde ISO s- ^{137}Cs gama kaynağı ışınlama sisteminde, ECC VE RCF katsayıları belirlenerek kalibre edilmiştir. TL okumaları sonucu dozimetrelerin ışıma eğrileri CGCD yöntemi ile incelenmiştir. BeO dozimetrelerin MgB_2 filtreli ışınlamaları sonucu; BNCT hasta dozimetrisinde $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ tepkimeleri sonucu açığa çıkan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu belirlenmiştir.

BNCT dünyada klinik uygulamaları giderek yaygınlaşan biyokimyasal hedeflemeli bir radyoterapi tekniğidir. Özellikle beyin tümörü glioblastoma (GBM) hastalarının tedavisinde umut verici sonuçlar gözlenmektedir. Geleneksel radyoterapi uygulamaları ile kıyaslandığında, tümörlü hacmin hücre çapı kadar etrafına tedavi dozunun uygulanması BNCT'nin en büyük avantajıdır. BNCT için henüz geleneksel radyoterapideki gibi önerilen standartlar bulunmadığı ve BNCT'ne özel standartların önerilmesi gerektiği IAEA TecDoc 1223'de belirtilmektedir. BNCT hasta dozimetrisinde toplam hasta dozuna en yüksek katkı nötron alanının gama dozu bileşeni kaynaklıdır. Bu tez çalışmasında BNCT dozimetrisinde $^{241}Am-Be$ nötron-gama alanının gama dozu bileşeni ve gerçekleşen $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ tepkimeleri sonucu yayımlanan 0,477 MeV (%93,9) enerjili gama ışınları kaynaklı gama dozu bileşenin hasta dozuna katkısı araştırılmıştır. BNCT'nin temeli olan $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ tepkimesi sonucu yayımlanan, dokuda $\sim 5-8 \mu m$ menzile sahip ^{10}B dozunun hasta dozuna katkısının olmadığı düşünülmektedir. Gelecekteki çalışmalarda ^{10}B içeriğince daha zengin bileşikler kullanılması ve yüksek termal-epitermal nötron akılarına sahip nötron alanlarında dozimetrik çalışmaların gerçekleştirilmesi önerilmektedir. Ayrıca $^{10}B(n,\alpha)^7Li$ tepkimesi sonucu yayımlanan alfa parçacıkları ve 7Li çekirdeklerinin hücre içi ve hücreler arası doz ve enerji dağılımlarının incelenmesi için mikrodozimetri simülasyon çalışmaları önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Afouxenidis, D., Polymeris, G. S., Tsirliganis, N. C., & Kitis, G. (2012). Computerised curve deconvolution of TL/OSL curves using a popular spreadsheet program. *Radiation Protection Dosimetry*, 149(4), 363–370. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr315>
- Ankerhold, U., Ambrosi, P., & Eberle, T. (2001). A Chamber for determining the conventionally true value of $H_p(10)$ and $H^*(10)$ needed by calibration laboratories. *Radiation Protection Dosimetry*, 96(1), 133–137. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006569>
- Ayyangar, K., Lakshmanan, A. R., Chandra, B., & Ramadas, K. (1974). A comparison of thermal neutron and gamma-ray sensitivities of common TLD materials. *Physics in Medicine and Biology*, 19(5), 665–676. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/19/5/007>
- Bacci, C., Bernardini, P., Damilano, A., Furetta, C., & Rispoli, B. (1989). Kinetics parameters in BeO thermoluminescent material. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 22(11), 1751–1757. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/22/11/029>
- Balian, H., & Eddy, N. W. (1977). 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. [https://doi.org/10.1016/0029-554x\(77\)90437-2](https://doi.org/10.1016/0029-554x(77)90437-2)
- Barth, R. F., Coderre, J. A., Vicente, M. G. H., & Blue, T. E. (2005). Boron Neutron Capture Therapy of Cancer: Current Status and Future Prospects. *Clinical Cancer Research*, 11(11), 3987–4002. <https://doi.org/10.1158/1078-0432.ccr-05-0035>
- Barth, R. F., H Vicente, M., Harling, O. K., Kiger, W., Riley, K. J., Binns, P. J., Wagner, F. M., Suzuki, M., Aihara, T., Kato, I., & Kawabata, S. (2012). Current status of boron neutron capture therapy of high grade gliomas and recurrent head and neck cancer. *Radiation Oncology*, 7(1-21). <https://doi.org/10.1186/1748-717x-7-146>
- Barth, R. F., Soloway, A. H., & Fairchild, R. G. (1990). Boron Neutron Capture Therapy for Cancer. *Scientific American*, 263(4), 100–107. <https://doi.org/10.1038/scientificamerican1090-100>
- Bos, A. J. J. (2001). High sensitivity thermoluminescence dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 184(1–2), 3–28. [https://doi.org/10.1016/s0168-583x\(01\)00717-0](https://doi.org/10.1016/s0168-583x(01)00717-0)
- Bos, A. J. J. (2006). Theory of thermoluminescence. *Radiation Measurements*, 41, S45–S56. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.01.003>
- Bulur, E. (2007). Photo-transferred luminescence from BeO ceramics. *Radiation Measurements*, 42(3), 334–340. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.02.065>

- Bulur, E., Göksu, H. Y. (1998). OSL from BeO ceramics: New observations from an old material. *Radiation Measurements*, 29, 639-650.
- Bushong, S. C. (2017). *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection*. Mosby.
- Cameron, J. R., Suntharalingam, N., & Kenney, G. N. (1968). *Thermoluminescent Dosimetry*. Amsterdam University Press.
- Chen, R. (1969). Glow Curves with General Order Kinetics. *Journal of The Electrochemical Society*, 116(9), 1254–1257. <https://doi.org/10.1149/1.2412291>
- Chen, R., & McKeever, S. W. S. (1997). *Theory of thermoluminescence and related phenomena*. World Scientific Publishing Company.
- Chen, R., Huntley, D. J., & Berger, G. W. (1983). Analysis of thermoluminescence data dominated by second-order kinetics. *Physica Status Solidi (a)*, 79(1), 251–261. <https://doi.org/10.1002/pssa.2210790128>
- Cruse, K. W., & Gammage, R. B. (1975). Improvements in the use of ceramic BeO for TLD. *Health Physics*, 29(5), 739–746. <https://doi.org/10.1097/00004032-197511000-00014>
- Das, A., & Ferbel, T. (2003). *Introduction to Nuclear and Particle Physics: 2nd Edition* (2nd ed.). World Scientific Publishing Company.
- Deng, L., Chen, C., Ye, T., & Li, G. (2011). The dosimetry calculation for Boron Neutron Capture Therapy. *Diagnostic Techniques and Surgical Management of Brain Tumors*. <https://doi.org/10.5772/22270>
- Diaz, A. Z. (2003). Assessment of the results from the phase I/II boron neutron capture therapy trials at the Brookhaven National Laboratory from a clinician's point of view. *Journal of Neuro-Oncology*, 62(1–2), 101–109. <https://doi.org/10.1007/bf02699937>
- Duruer, K. (2010). *Foton dedektörleri ve kişisel dozimetrelerin X-ışınları ve Cs-137 ışınlayıcı ile yapılan kalibrasyonlarına yönelik protokollerin hazırlanması*. (Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, YÖK tez numarası: 291812).
- Farhood, B., Samadian, H., Ghorbani, M., Zakariaee, S. S., & Knaup, C. (2018). Physical, dosimetric and clinical aspects and delivery systems in neutron capture therapy. *Reports of Practical Oncology & Amp; Radiotherapy*, 23(5), 462–473. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2018.07.002>
- Furetta, C. (2003). *Handbook of Thermoluminescence*. World Scientific Publishing Company.
- Furetta, C., & Weng, P. (1998). *Operational Thermoluminescence Dosimetry*. World Scientific Publishing Company.
- Furetta, C., Prokic, M., Salamon, R., & Kitis, G. (2000). Dosimetric characterisation of a new production of MgB₄O₇:Dy,Na thermoluminescent material. *Applied*

- Radiation and Isotopes*, 52(2), 243–250. [https://doi.org/10.1016/s0969-8043\(99\)00124-4](https://doi.org/10.1016/s0969-8043(99)00124-4)
- Gammage, R., & Cheka, J. (1975). Measuring tritium with exoelectron dosimeters. *Nuclear Instruments and Methods*, 127(2), 279–284. [https://doi.org/10.1016/0029-554x\(75\)90500-5](https://doi.org/10.1016/0029-554x(75)90500-5)
- Gammage, R.B. (1977). *Further characteristics important in the operation of ceramic BeO TLD*. Instrumentation related to Nuclear Science and Technology (E4100). United States. CONF-770201--1
- Garlick, G. F. J., & Gibson, A. F. (1948). The electron trap mechanism of luminescence in sulphide and silicate phosphors. *Proceedings of the Physical Society*, 60(6), 574–590. <https://doi.org/10.1088/0959-5309/60/6/308>
- Geiger, K., & van der Zwan, L. (1970). The neutron spectrum of a source as simulated by accelerator produced α -particles. *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, 21(4), 193–198. [https://doi.org/10.1016/0020-708x\(70\)90066-9](https://doi.org/10.1016/0020-708x(70)90066-9)
- Geiger, K., & van Der Zwan, L. (1975). Radioactive neutron source spectra from $^9\text{Be}(\alpha, n)$ cross section data. *Nuclear Instruments and Methods*, 131(2), 315–321. [https://doi.org/10.1016/0029-554x\(75\)90336-5](https://doi.org/10.1016/0029-554x(75)90336-5)
- Groppa, D., & Caldas, L. (2014). Luminescent response from BeO exposed to alpha, beta and X radiations. *Radiation Measurements*, 71, 81–85. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.07.009>
- Grossweiner, L. I. (1953). A note on the analysis of first-order glow curves. *Journal of Applied Physics*, 24(10), 1306–1307. <https://doi.org/10.1063/1.1721152>
- Haake, C. H. (1957). Critical comment on a method for determining electron trap depths. *Journal of the Optical Society of America*, 47(7), 649–652. <https://doi.org/10.1364/josa.47.000649>
- Halperin, A., & Braner, A. A. (1960). Evaluation of thermal activation energies from glow curves. *Physical Review*, 117(2), 408–415. <https://doi.org/10.1103/physrev.117.408>
- Hatanaka, H. (1991). Boron-neutron capture therapy for tumors. *Glioma*, 233-249. Springer, Berlin, Heidelberg.
- Henaish, B., Sayed, A. M., & Morsy, S. (1980). Fast and thermal neutron response of BeO and $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$: Mn in comparison with LiF and CaF_2 . *Nuclear Instruments and Methods*, 178(2–3), 395–399. [https://doi.org/10.1016/0029-554x\(80\)90817-4](https://doi.org/10.1016/0029-554x(80)90817-4)
- Horiba. (2022) Understanding and Interpreting Particle Size Distribution Calculations. Web sites: <https://www.horiba.com/int/scientific/products/particle-characterization/particle-education/particle-size-distribution-calculations/>. Erişim Tarihi: 01.12.2022.

- Hsu, P. C., & Wang, T. K. (1986). On the Annealing Procedure for $\text{CaF}_2\text{:Dy}$. *Radiation Protection Dosimetry*, 16(3), 253–256. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a079755>
- IAEA (2001). Current status of Neutron Capture Therapy, International Atomic Energy Agency, IAEA-TECDOC-1223, IAEA, Vienna.
- IAEA (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, Vienna International Centre.
- IAEA NDS- ENDF/B-VIII.0 (2023). Brown, D., Chadwick, M., Capote, R., Kahler, A., Trkov, A., Herman, M., Sonzogni, A., Danon, Y., Carlson, A., Dunn, M., Smith, D., Hale, G., Arbanas, G., Arcilla, R., Bates, C., Beck, B., Becker, B., Brown, F., Casperson, R., . . . Zhu, Y. ENDF/B-VIII.0: The 8 th Major Release of the Nuclear Reaction Data Library with CIELO-project Cross Sections, New Standards and Thermal Scattering Data. *Nuclear Data Sheets*, 148, 1–142. <https://doi.org/10.1016/j.nds.2018.02.001>
- ICRP (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
- ICRU (1983). *ICRU Report 36: Microdosimetry*. International Commission on Radiation Units & Measurements.
- ICRU (1988). *ICRU Report 43: Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources*. International Commission on Radiation Units & Measurements.
- Ivanov, V., Pustovarov, V., Kruzhalov, A., & Shulgin, B. (1989). Luminescence excitation of pure and impure BeO single crystals using synchrotron radiation. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 282(2–3), 559–562. [https://doi.org/10.1016/0168-9002\(89\)90046-6](https://doi.org/10.1016/0168-9002(89)90046-6)
- Japanese Society of Neutron Capture Therapy (2022). “What is BNCT?”. JSNCT. Web sitesi: http://www.jsnct.jp/e/about_nct/. Erişim Tarihi: 01.12.2022.
- Jiang, C. H., Dou, S. X., Cheng, Z. X., & Wang, X. L. (2008). Light carbon doping by oxygen-free paraffin wax to enhance the current density of MgB_2 in the entire field regime. *Superconductor Science and Technology*, 21(6), 065017. <https://doi.org/10.1088/0953-2048/21/6/065017>
- Khan, F. M. (2014). *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Kirkland, A., Sarlo, G., & Holton, K. (2018). The role of magnesium in neurological disorders. *Nutrients*, 10(6), 730. <https://doi.org/10.3390/nu10060730>
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation Detection and Measurement*. Wiley.
- Kolbaşı, A. (2014). ^{241}Am -Be nötron alanında epitermal nötron spektrum α -biçim parametresinin ^{98}Mo , ^{55}Mn ve ^{197}Au üçlü monitör yöntemiyle belirlenmesi.

(Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, YÖK tez numarası: 367582).

- Krane, K. S. (1987). *Introductory Nuclear Physics* (3rd ed.). Wiley.
- Liu, Z., Chen, J., Zhu, P., Li, Y., & Zhang, G. (2007). The 4.438MeV gamma to neutron ratio for the Am–Be neutron source. *Applied Radiation and Isotopes*, 65(12), 1318–1321. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2007.04.007>
- Locher, G. L. (1936). *The American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, 36, 1-13.
- Mahesh, K., Weng, P. S., & Furetta, C. (1989). *Thermoluminescence in solids and its applications* (1st ed.). Nuclear Technology Publishing, Ashford.
- Malouff, T. D., Seneviratne, D. S., Ebner, D. K., Stross, W. C., Waddle, M. R., Trifiletti, D. M., & Krishnan, S. (2021). Boron Neutron Capture Therapy: A Review of Clinical Applications. *Frontiers in Oncology*, 11, 601820. <https://doi.org/10.3389/fonc.2021.601820>
- May, C. E., & Partridge, J. A. (1964). Thermoluminescent Kinetics of Alpha-Irradiated Alkali Halides. *The Journal of Chemical Physics*, 40(5), 1401–1409. <https://doi.org/10.1063/1.1725324>
- McKeever, S. W. S. (1985). *Thermoluminescence of Solids*. Cambridge University Press.
- Moos, W. S. (1979). Some comparative measurements between LiF- and BeO-thermoluminescence dosimeters. *The International Journal of Applied Radiation and Isotopes*, 30(8), 499–500. [https://doi.org/10.1016/0020-708x\(79\)90039-5](https://doi.org/10.1016/0020-708x(79)90039-5)
- Moss, R. L. (2014). Critical review, with an optimistic outlook, on Boron Neutron Capture Therapy (BNCT). *Applied Radiation and Isotopes*, 88, 2–11. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2013.11.109>
- Mowlavi, A. A., & Koohi-Fayegh, R. (2004). Determination of 4.438MeV γ -ray to neutron emission ratio from a ^{241}Am – ^9Be neutron source. *Applied Radiation and Isotopes*, 60(6), 959–962. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.02.008>
- Mukawa, T., Matsumoto, T., & Niita, K. (2011). Study on microdosimetry for boron neutron capture therapy. *Progress in Nuclear Science and Technology*, 2, 242-246. aesj.net/document/pnst002/242-246
- Murata, I., Tsuda, I., Nakamura, R., Nakayama, S., Matsumoto, M., & Miyamaru, H. (2014). Neutron and gamma-ray source-term characterization of AmBe sources in Osaka University. *Progress in Nuclear Science and Technology*, 4, 345–348. <https://doi.org/10.15669/pnst.4.345>
- Murty, R. C. (1965). Effective Atomic Numbers of Heterogeneous Materials. *Nature*, 207(4995), 398–399. <https://doi.org/10.1038/207398a0>
- NCRP (1985). *A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures: With Nuclear Data for Some Biomedically Important Radionuclides (NCRP REPORT)* (Subsequent ed.). National Council on Radiation Protection and Measurements.

- Nedunchezian, K., Aswath, N., Manigandan, T., Sarumathi, T. (2016). Boron Neutron Capture Therapy - A Literature Review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(12), ZE01-ZE04. <https://doi.org/10.7860/jcdr/2016/19890.9024>
- NIST. (2022). National Institute of Standards and Technology (NIST) Center for Neutron Research, Absorption and Scattering. Web sitesi: <https://www.ncnr.nist.gov/resources/activation/>. Erişim Tarihi: 01.12.2022.
- Randall, J. T., & Wilkins, M. H. F. (1945). Phosphorescence and electron traps - I. The study of trap distributions. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, 184(999), 365–389. <https://doi.org/10.1098/rspa.1945.0024>
- Rhyner, C. R., & Miller, W. G. (1970). Radiation Dosimetry by Optically-stimulated Luminescence of BeO. *Health Physics*, 18(6), 681–684. <https://doi.org/10.1097/00004032-197006000-00010>
- Roesch, W. C. (1977). Microdosimetry of Internal Sources. *Radiation Research*, 70(3), 494-510. <https://doi.org/10.2307/3574640>
- Santa Cruz, G. A. (2016). Microdosimetry: Principles and applications. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 21(2), 135–139. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2014.10.006>
- Sauerwein, W. A. G., Wittig, A., Moss, R., & Nakagawa, Y. (2012). *Neutron Capture Therapy: Principles and Applications* (2012th ed.). Springer.
- Scarpa, G. (1970). The dosimetric use of beryllium oxide as a thermoluminescent material: A preliminary study. *Physics in Medicine and Biology*, 15(4), 667–672. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/15/4/006>
- Scherrer, P. (1918). Determination of the size and internal structure of colloidal particles by means of Roentgen. *Bestimmung der Grösse und der inneren Struktur von Kolloidteilchen mittels Röntgensahlen*, Goettingen, Math-Phys KI. 2, 98-100.
- Spooner, N., & Franklin, A. D. (2002). Effect of the heating rate on the red TL of quartz. *Radiation Measurements*, 35(1), 59–66. [https://doi.org/10.1016/s1350-4487\(01\)00109-3](https://doi.org/10.1016/s1350-4487(01)00109-3)
- Tanaka, M., Oh, R., Sugioka, N., Tanaka, H., Takata, T., Wakabayashi, G., Sugawara, S., Watanabe, K., Uritani, A., Yoshihashi, S., Nagasaka, K., Okada, G., Negishi, T., & Shinsho, K. (2022). γ -Ray measurements in boron neutron capture therapy using BeO ceramic thermoluminescence dosimeter. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 33(25), 20271–20279. <https://doi.org/10.1007/s10854-022-08843-0>
- Terada, K., Nakamura, S., Nakao, T., Kimura, A., Iwamoto, O., Harada, H., Takamiya, K., & Hori, J. I. (2016). Measurements of gamma-ray emission probabilities of ^{241}Am and ^{239}Np . *Journal of Nuclear Science and Technology*, 53(11), 1881–1888. <https://doi.org/10.1080/00223131.2016.1174167>

- Thermo Fisher Scientific, Harshaw 3500 TLD Reader Manual Web sitesi: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3>. Erişim Tarihi: 01.12.2022.
- Thomsen, K. J. (2004). *Optically stimulated luminescence techniques in retrospective dosimetry using single grains of quartz extracted from unheated materials*. Risø National Laboratory
- Tochilin, E., Goldstein, N., & Miller, W. G. (1969). Beryllium oxide as a thermoluminescent dosimeter. *Health Physics*, 16(1), 1–7. <https://doi.org/10.1097/00004032-196901000-00001>
- U.S NRC. (2022). Standards for protection against radiation. *United States Nuclear Regulatory Commission, Chapter 1, Part 20, 10 CFR 20 report, 1004(b).2*
- Van Dijk, J. W. E. (2006). Thermoluminescence glow curve deconvolution and its statistical analysis using the flexibility of spreadsheet programs. *Radiation Protection Dosimetry*, 119(1–4), 332–338. <https://doi.org/10.1093/rpd/nci517>
- Vega-Carrillo, H. R., Manzanares-Acuña, E., Becerra-Ferreiro, A. M., & Carrillo-Nuñez, A. (2002). Neutron and gamma-ray spectra of ²³⁹PuBe and ²⁴¹AmBe. *Applied Radiation and Isotopes*, 57(2), 167–170. [https://doi.org/10.1016/s0969-8043\(02\)00083-0](https://doi.org/10.1016/s0969-8043(02)00083-0)
- Vij, D. R., & Singh, N. (1997). Thermoluminescence dosimetric properties of beryllium oxide. *Journal of Materials Science*, 32(11), 2791–2796. <https://doi.org/10.1023/a:1018608113663>
- Watanabe, S., Gundu Rao, T.G., Page, P.S., & Bhatt, B.C. (2010). TL, OSL and ESR studies on beryllium oxide. *Journal of Luminescence*, 130(11), 2146–2152. <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2010.06.009>
- Yamamoto, T., Tsuboi, K., Nakai, K., Kumada, H., Sakurai, H., Matsumura, A. (2013). Boron neutron capture therapy for brain tumors. *Translational Cancer Research*, 2(2), 80-86. doi:10.3978/j.issn.2218-676X.2013.04.11
- Yanagida, T., & Koshimizu, M. (2022). *Phosphors for Radiation Detectors*. Wiley.
- Yukihara, E. G. (2011). Luminescence properties of BeO optically stimulated luminescence (OSL) detectors. *Radiation Measurements*, 46(6–7), 580–587. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.04.013>
- Yücel, H. (2019). 101513 Nötron ve Reaktör Fiziğine Giriş Ders Notları. Web sitesi. <https://acikders.ankara.edu.tr/course/view.php?id=2134> Erişim tarihi: 23.01.2023
- Yücel, H., Budak, M. G., Karadag, M., & Yüksel, A. Z. (2014). Characterization of neutron flux spectra in the irradiation sites of a 37 GBq ²⁴¹Am-Be isotopic source. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 338, 139–144. <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2014.08.010>