

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI**

**RADYASYON TEDAVİLERİNDE KULLANILABİLEN BAZI
TERMOLÜMİNESANS MALZEMELERİN DOZİMETRİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FATMA KAYA SOYKAN

DENİZLİ, AĞUSTOS - 2019

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI**



**RADYASYON TEDAVİLERİNDE KULLANILABİLEN BAZI
TERMOLÜMİNESANS MALZEMELERİN DOZİMETRİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FATMA KAYA SOYKAN

DENİZLİ, AĞUSTOS - 2019

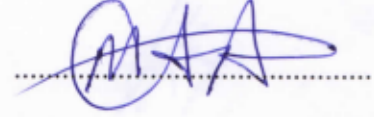
KABUL VE ONAY SAYFASI

FATMA KAYA SOYKAN tarafından hazırlanan "Radyasyon Tedavilerinde Kullanılabilen Bazı Termolüminesans Malzemelerin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi" adlı tez çalışmasının savunma sınavı 07.08.2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

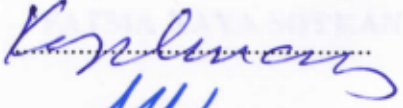
Jüri Üyeleri

İmza

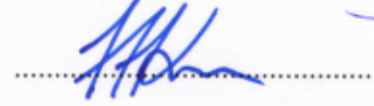
Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Altay ATLIHAN



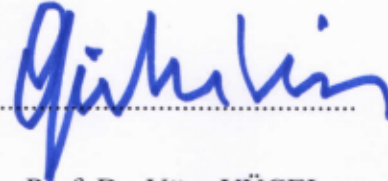
Üye
Prof. Dr. Koray YILMAZ



Üye
Doç. Dr. Metin BİLGE



Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
28/08/2019 tarih ve 34/13... sayılı kararıyla onaylanmıştır.



Prof. Dr. Uğur YÜCEL

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü ✓

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.



FATMA KAYA SOYKAN

ÖZET

**RADYASYON TEDAVİLERİNDE KULLANILABİLEN BAZI
TERMOLÜMINESANS MALZEMELERİN DOZİMETRİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**
YÜKSEK LİSANS TEZİ
FATMA KAYA SOYKAN
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DR. ÖĞR. ÜYESİ MEHMET ALTAY ATLIHAN)
DENİZLİ, AĞUSTOS - 2019

Bu tez çalışmasında, radyasyon tedavilerinde yaygın bir şekilde kullanılan TLD-100 (LiF: Mg, Ti), TLD-200 (CaF₂:Dy) ve TLD-400 (CaF₂:Mn) termolüminesans malzemelerin dozimetrik özellikleri incelenmiştir. TLD'ler, RW3 katı su fantomu ve bolus ile hazırlanan sistem, lineer hızlandırıcı kullanılarak, 6-18 MeV enerjili x-ışınları (foton) ile 0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy radyasyon dozlarında ışınlanmıştır. Işınlama öncesinde ısıtma işlemi, ışınlama, ışınlama sonrası ısıtma işlemi (ön ısıtma) ve lüminesans ölçümü (okuma) beşer defa uygulanarak, her bir dozimetre için element düzeltme (ECC) ve okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) katsayıları belirlenmiştir. Bu veriler kullanılarak, ışınlamalara karşılık gelen termolüminesans (TL) şiddetleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin 0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy doz aralığında lineer bir davranış sergiledikleri belirlenmiştir. 6-18 MeV enerjili x-ışınları ile üç farklı radyasyon doz değerlerinde yapılan ışınlamalar sonucunda elde edilen TL şiddeti verileri TL_{6MeV}/TL_{18MeV} şeklinde oranlandırılmıştır. Buna rağmen, TLD-100 dozimetresinde oranların değiştiği görülmektedir. Buna rağmen, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinde oranlar değişmemektedir. Buradan, TLD-100 dozimetresinin enerji bağımlılığının bulunduğunu, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin ise enerji bağımlılıklarının bulunmadığı anlaşılmaktadır. Bununla birlikte, TLD-200 dozimetresinin, TLD-100'den yaklaşık olarak 40 kat, TLD-400'den ise yaklaşık olarak 8 kat daha duyarlı olduğu belirlenmiştir. Son olarak, 6 MeV'den 18 MeV'e enerji değiştirildiğinde, bu enerji değişimine en yüksek duyarlılığı TLD-200/TLD-100 kombinasyonunun, en düşük duyarlılığı ise TLD-400/TLD-200 kombinasyonunun verdiği gözlemlenmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Radyasyon, Radyoterapi, X-ışını, Termolüminesans, Dozimetre.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF DOSIMETRIC PROPERTIES OF SOME THERMOLUMINESCENT MATERIALS USED IN RADIATION THERAPY

MSC THESIS

FATMA KAYA SOYKAN

PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
PHYSICS

(SUPERVISOR:ASSIST PROF. MEHMET ALTAY ATLIHAN)

DENİZLİ, AUGUST 2019

In this thesis, the dosimetric properties of TLD-100 (LiF: Mg, Ti), TLD-200 (CaF₂: Dy) and TLD-400 (CaF₂: Mn) thermoluminescence materials which are widely used in radiation treatments were investigated. The system which were prepared with TLDs, RW3 solid water phantom and bolus are irradiated with 6-18 MeV energy x-rays (photon) at 0.2 Gy, 1 Gy and 5 Gy radiation doses by used a linear accelerator. Before irradiation, heat treatment, irradiation, post-irradiation heat treatment (pre-heat) and luminescence measurement (reading) were applied five times, element correction (ECC) and reader calibration factor (RCF) coefficients were determined for each dosimeter. Using these data, thermoluminescence (TL) intensities corresponding to irradiations were calculated. According to the results, it was determined that TLD-100, TLD-200 and TLD-400 dosimeters showed linear behavior in 0.2 Gy, 1 Gy and 5 Gy dose ranges. When the TL intensity data obtained as a result of the irradiations made with 6-18 MeV energy x-rays at three different radiation dose values are compared as TL_{6MeV} / TL_{18MeV} , it is seen that the rates change in the TLD-100 dosimeter. However, its seen that the TL_{6MeV} / TL_{18MeV} ratios did not change in the TLD-200 and TLD-400 dosimeters. From this, it is understood that TLD-100 dosimeter has energy dependence and TLD-200 and TLD-400 dosimeters do not have energy dependence. Besides, the TLD-200 dosimeter was determined to be approximately 40 times more sensitive than TLD-100 and approximately 8 times more sensitive than TLD-400. Finally, when the energy from 6 MeV to 18 MeV was changed, it was observed that TLD-200 / TLD-100 combination gave the highest sensitivity and TLD-400 / TLD-200 combination the lowest sensitivity.

KEYWORDS: Radiation, Radiotherapy, X-ray, Thermoluminescence, Dosimeter.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ	v
SEMBOL LİSTESİ	vi
ÖNSÖZ	vii
1. GİRİŞ	1
1.1 Radyasyon ve Radyoterapi	1
1.2 Radyoterapi Teknikleri	4
1.3 Radyasyon Doz Birimleri	5
1.4 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	5
1.5 Dozimetri ve Dozimetreler	7
1.6 Lüminesans	8
1.6.1 Termolüminesans	11
1.6.2 Basit Termolüminesans Modeli	12
1.6.3 Termolüminesans Dozimetrelerin Özellikleri	14
1.6.3.1 Işıma Eğrisi	16
1.6.3.2 Doz Cevabı	18
1.6.3.3 Enerji Bağımlılığı	19
1.6.3.4 Duyarlılık	21
1.7 Dozimetrelerin Kullanım Alanları	22
1.7.1 Kişisel Dozimetreler	22
1.7.2 Çevresel Dozimetreler	23
1.7.3 Klinik Dozimetreler	24
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	26
3. MATERYALVE METOD	29
3.1 Materyal.....	29
3.1.1 Elekta Marka SL25 Model Lineer Hızlandırıcı	29
3.1.2 Fantomlar	31
3.1.3 Termolüminesans Ölçüm Sistemi	33
3.1.4 Kullanılan Dozimetreler ve Özellikleri.....	37
3.2 Metod.....	38
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	40
4.1 Enerji Bağımlılıkları	40
4.2 Doz Cevapları	43
4.3 Duyarlılıklar	50
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	51
6. KAYNAKLAR	53
7. ÖZGEÇMİŞ	58

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Biyolojik sistemler üzerinde radyasyonun etkisinin zaman ölçeği bazında şematik gösterimi (Steel, 1997).....	6
Şekil 1.2: Karakteristik τ_c (ortalama ömür) süresinin zamana göre sınıflandırılması (McKeever, 1985).	10
Şekil 1.3: a) Floresans ve b) Fosforesans ışınım mekanizmalarını şematik temsili (McKeever, 1985).....	11
Şekil 1.4: Termolüminesans dozimetrelerde bir tuzak (T) bir yeniden birleşme merkezi (R) bulunan enerji band modelinin şematik temsili. a) deşik oluşumu b) elektron ve hol tuzaklanması c) Isıl uyarma ile elektronun tuzaktan kaçması d) yeniden birleşme. Elektron tuzağı (T), Yeniden birleşme merkezi (R), tuzak derinliği (E) ve fermi seviyesi (E_f) ile temsil edilmiştir (Bos 2001).....	14
Şekil 1.5: LiF:Mg, Ti (TLD-100) termolüminesansın 60 mGy ^{60}Co gama ışınlamasına ait ışınım eğrisi (Bos 2001).....	16
Şekil 1.6: Üç TLD malzemenin doz cevabı eğrileri. a) SiO_2 'in 100 $^\circ\text{C}$ 'de TL doz cevabı eğrisi tüm dozlarda lineerlik vardır, b) LiF:Mg, Ti (TLD-100)'in 5 numaralı pikinin lineer-supralineer (lineerlikten sapma)-sublineer (doyuma ulaşma) davranış eğrisi, c) $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ (TLD-400)'in zayıf bir supralineer davranış, sonrasında sublineerlik davranış eğrisi. Lineer doz cevabı eğrisi b'de kesikli çizgi ile gösterilmiştir (Bos 2001).	19
Şekil 3.1: Elekta marka SL25 model lineer hızlandırıcı.	29
Şekil 3.2: X-ışını (foton) demet profili	30
Şekil 3.3: Yüzde derinlik doz değeri.....	31
Şekil 3.4: TL ölçümlerinde gözlenebilen tipik bir ısı eğrisi	33
Şekil 3.5: Harshaw 5500 TLD okuyucu, bilgisayar sistemi ve okuyucunun şematik gösterimi.....	34
Şekil 3.6: Fotoçoğaltıcı (PM) tüpün şematik gösterimi	34
Şekil 4.1: TL malzemelerin farklı kombinasyonlarının 6 ve 18 MeV enerjilerde duyarlılık oranındaki değişim.....	43
Şekil 4.2: TLD-100 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi.	44
Şekil 4.3: TLD-200 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi.	45
Şekil 4.4: TLD-400 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi.	45
Şekil 4.5: TLD-100 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu. ..	47
Şekil 4.6: TLD-100 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu. 47	
Şekil 4.7: TLD-200 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu. . 48	
Şekil 4.8: TLD-200 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu. 48	
Şekil 4.9: TLD-400 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu. ..	49
Şekil 4.10: TLD-400 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu.	49

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.1: Lüminesans türleri ve uyarılma mekanizmaları.....	9
Tablo 1.2: Yaygın kullanılan dozimetrik sistemlerin radyoterapi uygulama alanları, avantajları ve dezavantajları.....	15
Tablo 3.1: TLD-100 (LiF:Mg, Ti), TLD-200 (CaF ₂ :Dy), TLD-400 (CaF ₂ :Mn) dozimetrelerin ölçüm protokolleri.....	36
Tablo 3.2: TLD-100 (LiF:Mg,Ti), TLD-200 (CaF ₂ :Dy) ve TLD-400 (CaF ₂ :Mn) dozimetrelerin temel özellikleri.....	37
Tablo 4.1: TLD-100 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.....	40
Tablo 4.2: TLD-200 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.....	41
Tablo 4.3: TLD-400 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.....	41
Tablo 4.4: 5 Gy doz değerinde 6 MeV ve 18 MeV enerjileri için kalibrasyon verileri.....	42
Tablo 4.5: TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin duyarlılık verileri.....	50

SEMBOL LİSTESİ

τ_c	:	Karakteristik Süre (ortalama ömür)
T	:	Elektron Tuzağı
R	:	Birleşme Merkezi
E	:	Tuzak Derinliği
E_f	:	Fermi Seviyesi
TLD	:	Termolüminesans Dozimetre
TL	:	Termolüminesans Şiddeti
MeV	:	Mega Elektron Volt
PM	:	Foto Çoğaltıcı
Gy	:	Gray Doz Birimi
Sv	:	Sievert Doz Birimi
R	:	Röntgen Doz Birimi
Ci	:	Curie Doz Birimi
Bq	:	Becquerel Doz Birimi
Rad	:	Soğurulma Doz Birimi
Rem	:	Doz Eşdeğeri Birimi
ECC	:	Element Düzeltme Katsayısı
RCF	:	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
TRS	:	Teknik Rapor Serisi
SSD	:	Kaynak Cilt Mesafesi
MU	:	Monitör Birimi
ICRU	:	Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi
ICRP	:	Uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu
SL25	:	Lineer Hızlandırıcı Modeli
LINAC	:	Lineer Hızlandırıcı
DNA	:	Deoksiribo Nükleik Asit
UV	:	Ultraviöle
UVB	:	Ultraviöle-B
IR	:	Kızılötesi
RER	:	Bağıl Enerji Bağımlılığı
M	:	Termolüminesansın Molar Kütlesi
OSL	:	Optik Uyarımlı Lüminesans
MLC	:	Multilif Kolimatör
RW3	:	Katı Su Fantomu

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans eğitim ve öğretimim süresince, bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, araştırmamın konusu, deneysel çalışmaların tasarlanması-yönlendirilmesi, sonuçların yorumlanması ve yazımı aşamasında yaptığı büyük katkılardan dolayı tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Altay ATLIHAN'a sevgi ve şükranlarımı sunarım.

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndan Öğr. Gör. Dr. Nezahat OLACAK'a, Öğr. Gör. Yusuf Ziya HAZERAL'a ve Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndan Öğr. Gör. Canan ERTUNÇ'a, tecrübelerini sabırlı ve güler yüzlü bir şekilde aktardıkları ve destekleri için teşekkürü bir borç bilirim.

Maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen aileme ve sevgili eşim Cengiz SOYKAN'a çok teşekkür ediyorum.

Tez yazım aşamasında, beni bolca yoran minik oğlum Alptuğ SOYKAN'a sonsuz teşekkürler.

1. GİRİŞ

Radyasyon tedavisi her aşamada kalite kontrol gerektirmektedir. Kalite kontroller, hastalar için hazırlanan planların, tedavi planlama sisteminin ve tedavi cihazının kalite kontrolü şeklindedir. Bu amaçla, su fantomu, katı-su fantomu, Alderson rando fantom, çeşitli hacimde iyon odaları, termoluminesans dozimetreler (TLD), film dozimetreler gibi dozimetrik ekipmanlar kullanılmaktadır.

Kliniklerde TLD'ler radyasyon tedavisi uygulamalarında hassas (kritik) organ dozlarını belirlemek, karmaşık geometrilere doz dağılımını araştırmak, tedavi planlamasını doğrulamak, yeni tedavi tekniklerini kontrol etmek gibi amaçlar doğrultusunda kullanılırlar. Tüm bu ölçümlerin hatasız şekilde yapılabilmesi TLD'lerin dozimetrik özelliklerinin doğru bilinmesini gerektirir.

Bu çalışmada, TLD-100 (LiF:Mg, Ti), TLD-200 (CaF₂:Dy), TLD-400 (CaF₂:Mn) dozimetreleri ışınlanacaktır. Işınlanan dozimetreler TLD okuyucusu kullanılarak değerlendirilecektir. Radyasyon ve lüminesans ilişkisi üzerine kurgulanan çeşitli deneyler sonucunda elde edilen veriler kullanılarak farklı türdeki dozimetreler için lüminesans şiddeti ve soğrulan dozla ilişkili grafikler oluşturulacaktır. Bunların yorumlanmasıyla farklı türdeki TLD'lerin bazı dozimetrik özellikleri incelenecektir.

1.1 Radyasyon ve Radyoterapi

Enerjinin elektromanyetik dalga veya parçacıklar şeklinde yayılmasına radyasyon denir. Radyoaktif maddeler tanımlanırken, çekirdeklerindeki nötron sayıları ile proton sayıları arasındaki ilişki göz önüne alınır. Maddeyi oluşturan atomların nötron sayısı proton sayısına göre çok fazla ise bu tür maddeler radyoaktif olarak tanımlanır. Radyoaktif maddeler kararsız bir yapıya sahip oldukları için, atomlarının çekirdeklerindeki nötronlar alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar yayarak parçalanırlar. Radyoaktif maddelerin yaydığı ışınlar, radyasyon şeklinde de ifade edilir. Radyasyon, parçacık ve dalga ışıması olarak ikiye ayrılabilir. Alfa ve Beta

parçacıkları belirli bir kütle ve enerjiye sahip yüksek hızlı parçacıklar oldukları için, parçacık radyasyonlarına örnek verilebilir. Elektromanyetik radyasyon ise, enerjinin ışık hızıyla titreşerek yayılmasıdır ve belli bir enerjiye sahip dalga tipinde radyasyondur. Gama ve x-ışınları radyasyonu da elektromanyetik radyasyon olarak tanımlanabilir.

Güneşten gelen kozmik ışınlar, havada ve toprakta bulunan doğal radyoaktif maddelerden kaynaklanan radyasyon, yeryüzünde canlı hayatın başladığı ilk günden beri vardır. Ancak, insanoğlunun radyasyonu tanı, tedavi ve güç kaynağı olarak kullanabilmesi için gerekli teknolojik seviyeye ulaşması çok uzun yıllar almıştır (Khan 1984). Doğal radyasyon kaynaklarının yanında, endüstriyel ve tıp alanında kullanılan cihazların bazıları yapay radyasyon kaynağı olarak tanımlanabilir.

Wilhelm Conrad Roentgen tarafından, 1895 yılında fotoğraf filminin rengini değiştirebilen yeni bir ışın çeşidi olarak X-ışını tanımlanmıştır (Basdevant; Rich; Spiro 2005). Herr Kolliker ise, x-ışını makinasının kullanarak elin ilk kemik yapısını radyografisini çekmiştir. X-ışınlarının tedavi amaçlı ilk kullanımında 1897 yılında Freund tarafından gerçekleştirilmiştir. 1898 yılında, ilk radyoaktif madde olarak tanımlanan Radium, Curie tarafından keşfedilmiştir. Aynı yıllarda, radyoaktivite kavramı Bequerel tarafında geliştirilmiştir. 1900'lü yılların başlarında biyoloji alanındaki gelişmelere paralel olarak, radyobiyolojik deneylerde de bir artış görülmüştür. Bergoine ve Tribondeu tarafında yapılan ve sonuçları açısından halen güncelliğini koruyan deneyde, yüksek aktiviteye ve kötü farklılaşmaya sahip dokuların radyasyona sağlıklı dokulardan daha duyarlı oldukları belirlenmiştir. Radyasyon fiziği kavramı 1910'lu yıllarda ortaya çıkana kadar, radyasyon, cerrahlar, dermatologlar ve jinekologlar tarafından tedavilerde kullanılmıştır. Uygulamaların sonuçları başarılı olmakla birlikte, tümörlerde yaklaşık iki aylık süre içerisinde tekrar kötü yönde gelişim, normal dokularda ise ciddi boyutlarda hasarların olduğu rapor edilmektedir. Bu dönemde yapılan uygulamalarda, normal dokuların tolerans dozu ve verilen radyasyon dozu dikkate alınmamıştır. Ayrıca, kullanılan röntgen tüpleri düşük enerjili x-ışını üretebilmektedir. Yüksek doz uygulamalarında ise, cerrahi operasyonlara yakın sonuçlar alınsa da hastaların kısa bir dönem içerisinde hayatlarını kaybettikleri rapor edilmektedir. (Pusey, 1903).

Radyasyonun, tıp alanında pek çok uygulaması bulunmaktadır. Bu uygulamalardan biri radyoterapidir. Radyasyon fiziği, radyobiyojisi, klinikte tedavi planlaması ve bilgisayarların kullanılmaya başlanmasıyla radyoterapide hızlı bir ilerleme süreci başlamıştır. Son yıllarda kanser hastalıklarında radyoterapi uygulamaları kullanılarak, tanı konulan her bir hastanın yaklaşık %50'sinin başarılı bir şekilde iyileştirildiği rapor edilmektedir. Bu gelişmelerde etkili olan en önemli faktörler; tanının erken evrede konulması, tedavilerde multidisipliner yaklaşımın önemsenmesi, daha etkin tedavi yöntemlerinin keşfedilmesi ve kullanılmasıdır (Bomford, 1993; Cox, 1994; Devita, 1997; Khan 1984; Perez, 1998; Kurtman, 2000).

Radyoterapi sürecinde özellikle kanser hastalıklarında, tümörün hacmi ve yerleşimine göre en uygun tedavi planı oluşturulmaktadır. Belirlenen tedavi planı doğrultusunda uygulanacak radyasyon dozunun doğru bir şekilde belirlenebilmesi için de dozimetrik çalışmalar önemlidir.

Radyoterapinin temel amacı; iyonlaştırıcı ışın kullanılarak, kanseri lokal olarak tedavi ederken çevre dokulara mümkün olan en az zararı vermektir. Uygulamanın başarısı, radyasyonun hedef hacim üzerinde odaklanmasını sağlamaktan geçmektedir. Bu şekilde normal dokuların uygulanan radyasyondan en az derecede etkilenmesi sağlanabilir. Uygulanan radyasyon enerjisinin hedef doku üzerindeki etkisi iki mekanizma ile açıklanabilir. İlki, radyasyon kaynağından yayılan birincil demetin hedef dokuya taşıdığı enerjidir. İkincisi ise, birincil demet tarafından taşınan enerjinin etkilediği elektronların enerjilerinin hedef doku içerisindeki yayılımıdır. Elektronların erişim mesafesi ve yönü doz dağılımının doğasını belirlemektedir.

Hedeften belirli bir mesafede bulunan radyasyon kaynağı kullanılarak uygulanan tedavilere radyoterapi (external-dış); radyasyon kaynağının hedefin içerisine veya yakınına yerleştirilmesi ile uygulanan tedavilere de brakiterapi (internal-iç) denir.

1.2 Radyoterapi Teknikleri

Radyoterapi tekniklerini uygulama biçimine göre sınıflandırırsak, bunlardan birincisi, *dıştan ışınlama radyoterapidir*. Bu teknikte, 80-100 cm mesafeden Co-60 izotopu-lineer hızlandırıcı (LINAC) gibi radyasyon kaynakları, belirlenen tedavi bölgesine uygulanır.

İkinci uygulama biçimi, *brakiterapi* uygulamasıdır. Brakiterapi, dıştan ışınlama teknikleri ile uygulanan tedavilerde dozun yeterli olmadığı durumlarda veya kötü huylu tümörlerin oluştukları bölgeye uygulanacak doz miktarının artırılması amacıyla uygulanmaktadır. Bir diğer anlamı yakın tedavi olan brakiterapi uygulaması, *boşluk* ve *doku* olmak üzere iki kısımda incelenir. Boşluk brakiterapisi, jinekolojik tümörlerin tedavisinde sıklıkla kullanılır. Öncelikle, vajina kubbesi, kalın bağırsağın son bölümü, rahim iç zarı ve rahim boynu gibi vücudun boşluk bölgelerine özel içi boş aplikatörler yerleştirilir. Aplikatörün uygun bir şekilde yerleştiği onaylandıktan sonra, radyoaktif kaynak aplikatör boşluğundan yüklenir. Yüksek doz hızlı tedavilerde Ir-192 radyoaktif kaynağı; düşük doz hızlı tedavilerden ise Cs-137 radyoaktif kaynağı tercih edilir. Bunların yanında, Co-60 kaynağının kullanıldığı tedavilerde mevcuttur. Doku brakiterapisi ise, kılavuz iğne veya kılavuzlar tümörlü doku içerisine yada etrafına yerleştirildikten sonra, radyoaktif kaynak iğne veya kılavuz içine yüklenir ve yeterli doz uygulandıktan sonra kaynaklar çekilir. Bu tedavi tümörün çevresindeki sağlıklı dokulara veya yakın organlara verilen doz miktarını azaltarak radyoaktif kaynağın yan etkilerini azaltmaktadır.

Üçüncü uygulama biçimi, *intra-operatif radyoterapi* olarak isimlendirilmektedir. Bu tedavi uygulamasında cerrahi operasyon ve radyoterapi uygulaması ardışık bir şekilde yapılmaktadır. Hedef tümör cerrah tarafından operasyon uygulanarak alındıktan sonra, radyoaktif kaynak kullanılarak tümör yatağı ve kanser hücrelerinin sıçrama olasılığının olduğu komşu bölgelere yüksek dozda radyasyon uygulanmaktadır. Kanser hücrelerine yüksek oranlarda radyasyonun uygulanmasının gerekli olduğu durumlarda, yüksek dozlu intra-operatif radyasyon dıştan ışınlamaya ek olarak da verilmektedir.

Dördüncü uygulama biçimi de *stereotaktik* radyoterapidir. Stereotaktik radyoterapi uygulaması, uygun görülen hastalarda ışınlanacak hedeflerin farklı

düzlemlerden gönderilen ışın demetleri ile vurulması esasına dayanmaktadır. Bu tedavi tekniği ile çok küçük hacimli bir alana, çok yüksek tek bir doz yönlendirilmektedir. Böylece, normal dokular daha az radyasyona maruz kalırken, cilt dozu düşürülerek kötü huylu tümör, daha yüksek dozlara maruz bırakılabilmektedir.

1.3 Radyasyon Doz Birimleri

Radyasyon uygulamalarında kullanılan birimler, 1956 yılında Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) tarafından belirlenmiştir. Komite, ışınlama doz birimini Röntgen (R), doz eşdeğeri birimini Rem, radyasyon aktivite birimini Curie (Ci), soğurulma doz birimini Rad olarak tanımlamıştır. 1986 yılından itibaren tüm dünyada ortak bir birim sistemi oluşturabilmek amacıyla Uluslararası Birimler Sistemi (SI)'ın kullanımı tercih edilmiştir. SI birim sisteminde, ışınlama doz birimi (Coulomb/kg), 1 kg havada 1 Coulomb elektrik yükü değerine eşit pozitif veya negatif iyonlar oluşturabilen X yada Gama radyasyonuna denir. Soğurulma doz birimi Gray (Gy), 1 kg ağırlığındaki bir madde ışınlığında, 1 Joule'lük enerjinin emilimini sağlayan herhangi bir radyasyon türüdür. Doz eşdeğeri birimi Sievert (Sv), 1 Gy'lik X veya Gama ışını ile benzer biyolojik etkiyi oluşturabilen herhangi bir radyasyondur. Radyasyon aktivitesi birimi Becquerel (Bq) ise, 1 saniyede bir parçalanma oluşmasına neden olan radyoaktivite miktarıdır.

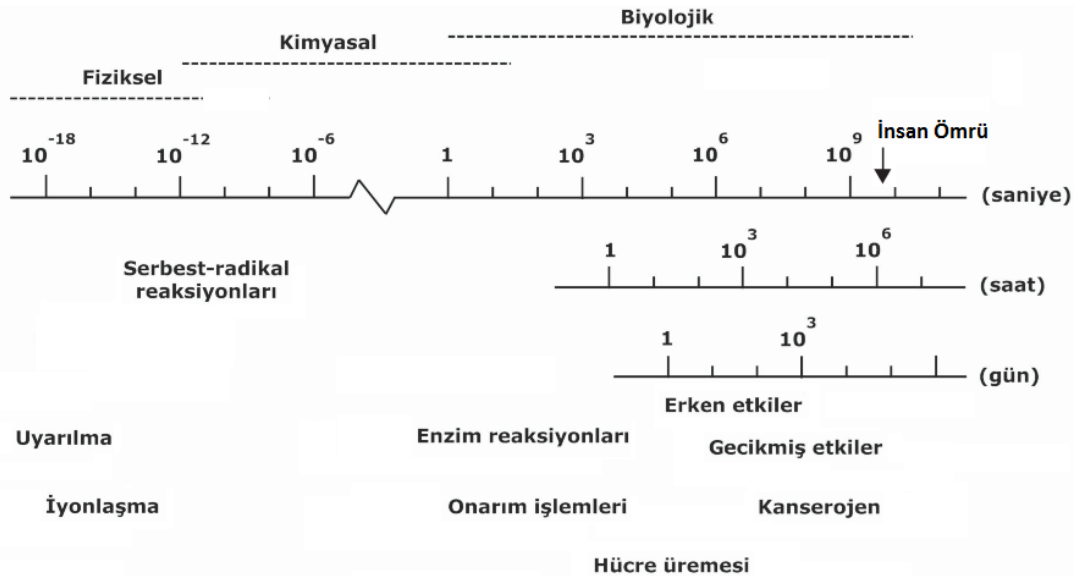
1956 yılında ICRU tarafından belirlenen eski doz birimleri ile 1986 yılında SI birim sistemine göre belirlenen, yeni doz birimleri arasındaki ilişkiler, $1\text{Coulomb/kg}=3876\text{ R}$, $1\text{Gy}=100\text{ Rad}$, $1\text{Sv}=100\text{ Rem}$, $1\text{Ci}=3.7\times 10^{10}\text{ Bq}$ ve şeklinde verilmektedir.

1.4 Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

Madde ile iyonlaştırıcı radyasyonun etkileşmesi sonucunda, radyasyonun taşıdığı enerjinin bir kısmı veya tamamı maddenin yapıtaşlarını (atom veya moleküller) etkiler ve maddeyi oluşturan atomlardan elektron kopması nedeniyle atomlar iyonize olur. Bu fiziksel etki, radyasyonun ölçülmesinin temelini oluşturur.

Bu etkileşim, madde de kimyasal, fotokimyasal ve iyonizasyon meydana getirebilir. Ortamda radyasyonun varlığı, bu etkileşmeler incelenerek belirlenebilir. Radyasyonun varlığının ve miktarının belirlenebilmesi amacıyla dozimetreler kullanılmaktadır.

İyonlaştırıcı radyasyonun biyolojik sistemler üzerindeki *temel* etkileri, canlı dokuların oluştuğu moleküllerin yapıtaşları olan atomlar iyonlaştırıcı radyasyonun etkisi ile iyonlaştığı zaman, atomları bir arada tutan kimyasal bağlar kırılacağı için moleküler yapı değişecektir. Bu radyasyondan etkilenen moleküller canlı hücre içerisinde hücre fonksiyonları açısından önemli ise doğrudan; önemli fonksiyonel bir görevleri yoksa çevre moleküllerde kimyasal değişimler ile serbest radikallerin üretimini sağlayarak dolaylı olarak biyolojik sisteme zarar verebilirler. Radyasyonun etkisi kaynaklı hücre içi hasarlardan en önemlisi DNA molekülünde meydana gelenlerdir. DNA hasarları, yaklaşık olarak 999/1000 oranında hücre tarafından onarılabilir de, onarım tam yapılamazsa veya DNA hasarı oluşan hücre yaşamaya devam ederse, biyolojik sistem içerisindeki davranışlarını veya sonraki nesillere yapılan gen aktarımını hasarlı şekilde yapan bir hücre oluşabilir (ICRP 1991). Zaman ölçeği bazında, radyasyonun biyolojik sistemler üzerine etkileri Şekil 1.1'de verilmiştir (Steel 1997).



Şekil 1.1: Biyolojik sistemler üzerinde radyasyonun etkisinin zaman ölçeği bazında şematik gösterimi (Steel 1997).

Biyolojik yapılar üzerinde radyasyonun *rastlantısal* etkileri de mevcuttur. Bu tek bir değişime uğramış hücreden başlayabilen etkiler, bedensel ve kalıtsal olarak

ikiye ayrılabilir. Radyasyon tarafından etkilenerak değişime uğramış beden hücreleri üreme kapasitesini koruyabilir ve çoğalarak kendi kopyalarını üretip kansere dönüşebilir. Kalıtsal açıdan konuya bakıldığı zamanda, radyasyon etkisiyle değişmiş üreme hücreleri de bireyin sonraki nesillerine değişmiş kalıtsal bilgiyi aktararak yeni jenerasyonun bazılarında ciddi hasarlar meydana getirebilir (ICRP 1991). Doku dozunun artışına bağlı olarak rastlantısal etkilerin meydana gelme olasılığı da artış gösterecektir. Etki eşiğini aşan kısa süreli doza maruz kalındığında, vücuttaki organ ve dokuların olağan faaliyetlerini sürdüremeyecekleri kadar çok hücre kaybı meydana gelebilir. Bu tür hasarlara *belirlenebilir* etkiler denilmektedir. Ciltteki kızartılar, katarakt ve hasarlı üreme hücreleri gibi belirlenebilir etkileri önlemek amacıyla radyasyon eşik değerlerinin doğru belirlenmesi radyasyondan korunmanın temel amaçlarından biridir.

1.5 Dozimetri ve Dozimetreler

Dozimetri, fizik biliminin bir alt dalı olup, direkt veya dolaylı olarak radyasyona maruz kalmış bir malzemenin veya canlı dokunun almış olduğu ışınım miktarının ölçülmesi ve hesaplanması tekniğidir. Maruz kalınan dış doz miktarını ölçmek için geliştirilmiş cihazlara da dozimetre denir. Dozimetreler, radyoaktif ortamlarda çalışanların, nükleer enerji santrallerinin çevrelerinin, tıp alanında çalışan ve hastaların maruz kaldıkları ışınım doz ve hızının ölçülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, ilaç endüstrisinde ilaç ve alet sterilizasyonu işleminde uygulanan radyoaktif ışınımın doz değerleri de dozimetreler ile ölçülmektedir.

Tıp alanında dozimetrelerin kullanımı üzerine odaklanırsak, hem çalışan hem de hastaların maruz kaldıkları doz miktarının ölçümünde sıklıkla kullanılmaktadırlar. Radyoaktif ışınımın bulunduğu ortamlarda çalışan sağlık personeli çalışma önlüklerinin üst cebine, yaka veya kemere dozimetre yerleştirerek almış oldukları dozu düzenli olarak takip edebilirler.

Geniş bir lineer doz cevap bandı bulunan ve doz cevabı soğurulan ışınım ile orantılı olan dozimetreler ideal olarak tanımlanmaktadır (Cember ve Johnson 2009).

İyon odaları, termolüminesans ve film dozimetreler tıp alanında sık kullanılan dozimetrelerdir (Khan 2003).

Termolüminesans dozimetreler (TLD), hem küçük boyutlu hem de yüksek duyarlılığa sahip olmaları nedeniyle, tanısal ve radyoterapi uygulamalarında ışınlama öncesi vücutta uygun olan bölgelere pozisyonlandırılır ve ışınlamadan sonra TLD'lerin ölçümlerinden maruz kalınan radyasyon miktarı belirlenebilir. Elde edilen verilerden, kritik organlara gönderilen gerçek doz miktarı doğru bir şekilde belirlenebilir ve gerekli düzeltme ve tedaviler öngörülebilir (Chen ve McKeever 1997).

TLD-100 (LiF; Mg, Ti) dozimetrelerin lineer doz cevabı $3 \mu\text{Gy}$ değerinden 10 Gy değerine kadar uzanan ve yaklaşık %3 oranından daha az hata ile ölçüm yapabilmektedir (Chen ve McKeever 1997). Bununla birlikte, uygulanan radyasyonu canlı dokuya benzer bir şekilde soğurur ve etkin atom kütlesi canlı dokuya eşdeğerde olduğu için, TLD-100 dozimetreler tıp alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. TLD-100 dozimetreler aynı zamanda radyoterapi uygulamalarında verimli bir şekilde çalışmaktadırlar.

Tıp alanında kullanışlı bir diğer dozimetre türü de film dozimetrelerdir. Doku eşdeğeri olan film dozimetreler x , γ ve β ışınlarına karşı duyarlıdırlar. Duyarlılıkları, yaklaşık olarak 10 mR ve 1800 R aralığındaki gama dozlarını ve 0.5 mGy ile 10 Gy aralığındaki β dozlarını ölçebilirler.

Yukarıda anlatılan dozimetrelerin dışında, iyon odaları yaklaşık olarak %1 hata payı ile ölçüm yapabilen kararlı ve geniş kullanım alanına sahip bir diğer dozimetre türüdür.

1.6 Lüminesans

Lüminesans, canlılar ve mineraller gibi cansız varlıklardan yayılan soğuk ışımaya olarak da bilinen zayıf bir ışımaya türüdür. Bir başka ifade ile bir katı yarı-iletken veya yalıtkan maddenin atom ve molekülleri enerji soğurdukları takdirde uyarılarak kararsız bir hale geçiş yaparlar. Maddeler en düşük enerji seviyesinde kararlı

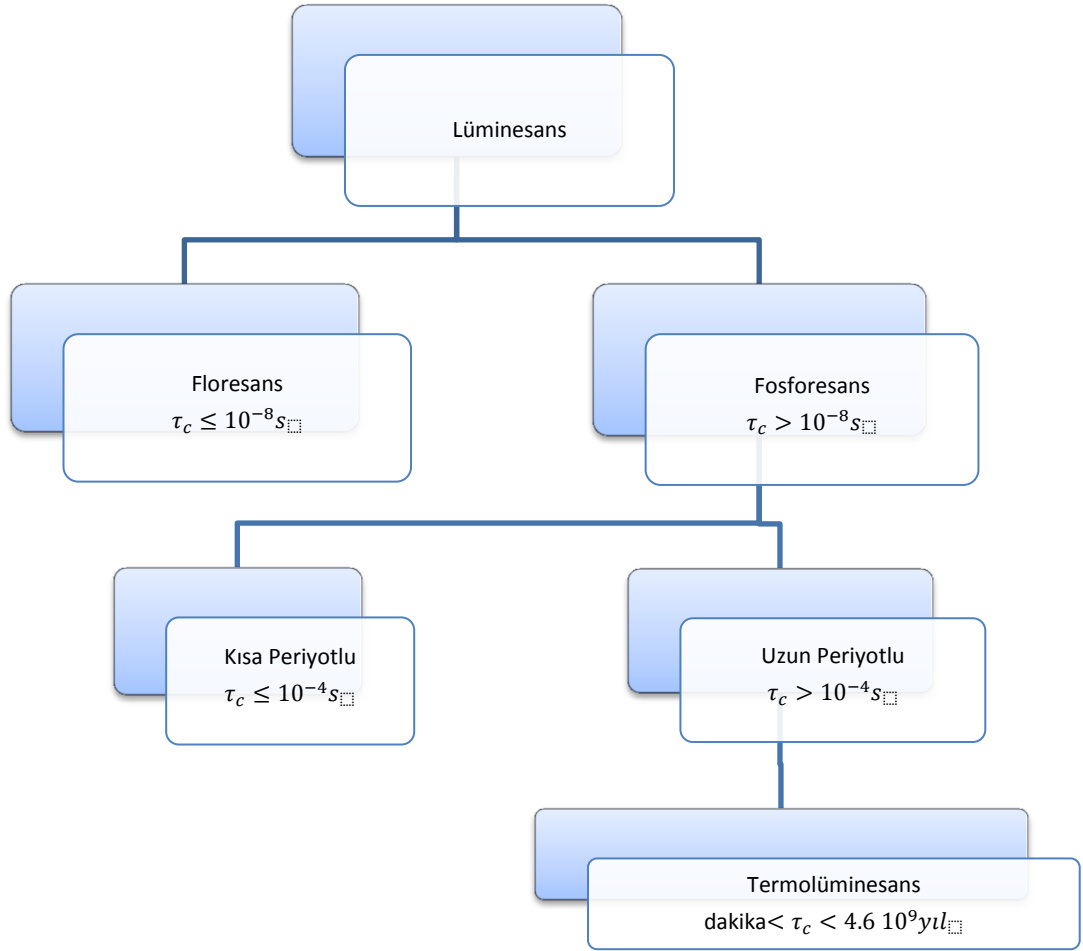
olabilecekleri için kazandıkları fazla enerjiyi vermek isterler. Bu soğurdukları enerjiyi bir ışımaya şeklinde verirler. Yayınlanan ışımaya malzemeye ve kullanılan radyasyon türüne göre farklılık gösterdiği için karakteristik bir özelliktir ve lüminesans olarak tanımlanır. Bu fenomen uzun zamandır bilim dünyasının dikkatini çekmektedir (Vij 1998). Lüminesans türleri ve uyarılma mekanizmaları Tablo 1.1’de verilmiştir.

Tablo 1.1: Lüminesans türleri ve uyarılma mekanizmaları.

Lüminesans Türü	Uyarılma Mekanizması
Kimyasal-lüminesans	Kimyasal reaksiyonlar sonucu oluşur
Elektro-lüminesans	Elektrik alanın etkisi sonucu oluşur
Foto-lüminesans	UV, IR ve görünür bölgedeki ışığın etkisi sonucu oluşur
Biyo-lüminesans	Oksijen ya da su ile organik maddelerin kimyasal reaksiyonu sonucu oluşur
Sürtünmeli -lüminesans	Sürtünme sonucu oluşur
Radyo-lüminesans	X-ışınları, beta ışınları ve gama ışınlarının etkisi sonucu oluşur
Lyo-lüminesans	Çözelti içerisindeki reaksiyonlar sonucu oluşur
Katodo-lüminesans	Elektronların etkisi sonucu oluşur
Optik uyarımlı-lüminesans	Radyasyon tarafından uyarılmış yarı-iletken veya iletkenlerin görünür bölgedeki ışık ile uyarılması sonucu oluşur
Termal uyarımlı-lüminesans	Radyasyon tarafından uyarılmış yarı-iletken veya iletkenlerin ısı ile uyarılması sonucu oluşur

τ_c (ortalama ömür) süresi, radyasyona maruz kalmış bir yarı-iletken veya yalıtkan maddenin temel enerji seviyesine geçişi esnasında enerji salınımı için yapması gereken ışımanın gerçekleşebilmesi için gerekli karakteristik bir zaman olarak tanımlanmaktadır. Bu süreye bağlı olarak gerçekleşen lüminesansın türü

belirlenebilir (McKeever 1985). Karakteristik τ_c süresinin zamana bağlı sınıflandırılması Şekil 1.2’de verilmiştir.

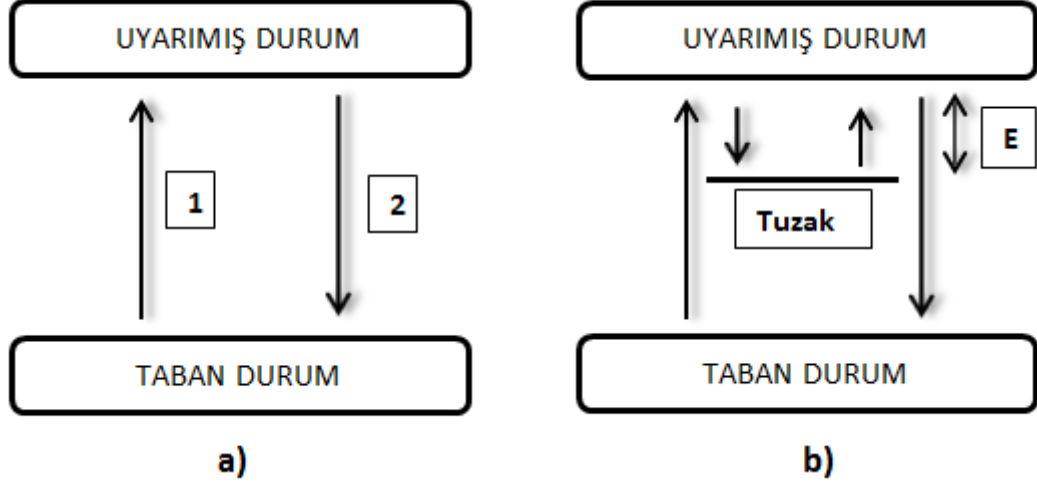


Şekil 1.2: Karakteristik τ_c (ortalama ömür) süresinin zamana göre sınıflandırılması (McKeever, 1985).

Lüminesans mekanizması şematik olarak Şekil 1.3’de açıklanmıştır. Şekil 1.3 a)’da (geçiş 1) görüldüğü gibi taban durumdaki bir elektron uyarılmış duruma geçer. Uyarılmış durumdaki elektron kararlı olduğu taban duruma (geçiş 2) lüminesans fotonu yayımlayarak geçebilir. Geçiş 1 ve geçiş 2 arasındaki gecikme süresi 10^{-8} saniyeden daha kısa ise bu geçişe floresans denir. Floresans olayı sıcaklığa bağlı değildir.

Şekil 1.3 b)’de verildiği gibi, taban durum ve uyarılmış durum arasındaki yasak band içerisinde yarı kararlı bir seviyenin bulunduğu durumlarda uyarılmış bir elektron bu tuzaklar tarafından yakalanabilir. Tuzak enerji seviyesinde bulunan elektronun taban duruma tekrar dönebilmesi için, tuzak derinliğine tekabül eden bir

minimum enerjinin (E) elektrona verilmesi gerekir. İhtiyaç duyulan minimum enerjiyi (E) alan elektron uyarılmış duruma çıkacaktır. Elektron uyarılmış durumdan taban duruma geri dönüş yaparken foton salınımı yapar. Bu ışımaya fosforesans denir.



Şekil 1.3: a) Floresans ve b) Fosforesans ışıma mekanizmalarının şematik temsili (McKeever, 1985).

1.6.1 Termolüminesans

Termolüminesans olayının gerçekleşebilmesi için radyasyona maruz bırakılan maddenin yalıtkan veya yarı-iletken olması gerekmektedir. İletken olan metal malzemelerde termolüminesans gerçekleşmez. Yalıtkan veya yarı-iletken maddeler yeterli süre iyonlaştırıcı radyasyon ile ışınlandığı zaman sisteme verilen enerji, değerlilik (valans) bandında bulunan elektronları uyararak iletim bandına (uyarılmış durum) göç etmelerini sağlar. Göç eden elektronların değerlilik bandında bıraktıkları pozisyonlarında deşikler (hol) meydana gelir. Enerji alarak iletim bandına uyarılan elektronlar daha kararlı oldukları değerlilik bandına geri dönerken iletkenlik bandının altında farklı derinliklerdeki yarı kararlı enerji seviyeleri olan tuzaklara yakalanırlar. Bu geçiş mekanizmaları değerlilik bandının hemen üzerinde bulunan deşik tuzakları ile de gerçekleşebilir. Tuzaklara yakalanan elektronların sayısı maddenin maruz kaldığı radyasyon miktarı ile doğru orantılıdır. Sığ tuzaklara yakalanan elektronların iletim bandına geçmeleri için küçük enerjilere ihtiyaçları olduğundan,

oda sıcaklığında iletim bandına geçişler mümkündür. Ancak, derin tuzaklardaki elektronların tuzaklardan kurtulabilmeleri için oda sıcaklığının sağladığı enerjiden daha fazla enerji soğurmaları gerektiği için, derin tuzak elektronları uzun süre tuzaklarda kalırlar. Bununla birlikte, tuzaklanmış elektronların yarı kararlı tuzak seviyelerinden alt enerji değerlilik bandına direk geçişleri yasaktır. Yalıtkan veya yarı-iletken madde ısıtıldığı zaman tuzaklardaki elektronlar tuzak derinliğini aşabilecek yeterli enerjiye ulaştıklarında tuzaklardan ayrılarak iletim bandına geçiş yaparlar. İletim bandındaki uyarılmış elektronlar daha kararlı olabildikleri alt enerji seviyelerine geçmeyi tercih ederler. Bu fiziksel olay esnasında, iletim bandı ve değerlilik bandı arasındaki enerji farkına eşdeğer bir enerjiyi ışınım olarak ortama yayarlar. Bu mekanizmaya *termolüminesans* denir. Yayınlanan ışınım miktarı, hem maddenin soğurduğu radyasyon dozu hem de tuzaklanmış elektron sayısı ile doğru orantılıdır. Termolüminesans esnasında yayınlanan ışınım şiddeti (TL) ölçüldüğünde, maddenin absorbe ettiği radyasyon miktarı da belirlenebilir.

200 °C üzerinde yüksek sıcaklığa maruz kalan katılarda meydana gelen kızılötesi ışınım (termal veya kara cisim ışınımı) ile termolüminesans ışınım farklı mekanizmalardır. Kızılötesi, maddenin sıcaklığına direk bağlı dalga boyu görünür ışıktan uzun, mikrodalgalardan kısa olan bir elektromanyetik ışınım türüdür. Termolüminesans ise, öncelikle bir radyasyon kaynağı tarafından uyarılmış maddede, radyoaktif uyarımdan sonra ısı uygulandığında gerçekleşen ve görünür bölgede ışınım yapan bir mekanizmadır. Bununla birlikte, termolüminesans ışınım, madde soğutulduktan sonra tekrar ısıtıldığında gerçekleşmez. Yeni bir ışınım için, soğuyan madde iyonlaştırıcı radyasyona tekrar maruz bırakıldıktan sonra ısıtılmalıdır (Bos 2001). Son olarak, termolüminesans olayında uyarım ile görünür bölge ışık yayılımı arasında geçen süre dakikalar ile 10^{10} yıl arasında değişen bir dağılıma sahiptir (Furetta ve Weng 1998).

1.6.2 Basit Termolüminesans Modeli

Basit bir termolüminesans modelinde, tek bir tuzak (T) ve tek bir yeniden birleşme merkezi (R) vardır. Basit modele göre, numune ısıtıldığında tuzaklara yakalanmış elektronlar tuzak derinliğini aşabilecek kadar enerji alarak iletkenlik

bandına göç ederler. İletkenlik bandındaki uyarılmış elektronlar gerçekleştirebileceği iki farklı olay vardır. Bunlardan biri, yeniden birleşme merkezindeki (R) boşlukları doldurmak, diğeri ise elektron tuzaklarına (T) yeniden yakalanmaktır. Basit termolüminesans modeli şematik olarak Şekil 1.4’de verilmiştir.

Tuzak mekanizmalarını etkileyen bazı parametreler mevcuttur. Elektronların tuzaklarda kalma süresi bu parametrelerden biridir ve ısı ve ışığın hakim olduğu ortamda elektronların tuzaklarda kalma süresi tuzağın kararlılığını belirler. İlave olarak, elektronların tuzaklardan kaçarak lüminesans merkezlerine ulaşabilme olasılığı da birim zamanda sistemin kararlı hale dönebilme olasılığını belirlemektedir. Bu mekanizmada bir diğerk tuzak parametresidir. Tuzaklardan elektronların kaçabilmesi için gerekli minimum enerjinin değerini belirleyen bir diğerk tuzak parametresi de tuzak derinliğidir.

Termolüminesans mekanizmasının matematiksel yorumu, Randall-Wiklins tarafından birincil merteye eşitliği (Randall-Wiklins 1945a 1945b 1945c); Garlick ve Gibson tarafından ikinci merteye eşitliği (Garlick ve Gibson 1948) ve son olarak May ve Partridge tarafından da genel merteye cinsinden verilmiştir (May ve Partridge 1964). Bu eşitlikle sırasıyla aşağıdaki gibi verilmektedir:

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = nse^{-E/kT} \quad (1.1)$$

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = \frac{n^2}{N}se^{-E/kT} \quad (1.2)$$

$$I(t) = -\frac{dn}{dt} = n^b s' e^{-E/kT} \quad (1.3)$$

Burada,

I : Termolüminesans özelliği bulunan maddenin yayımladığı görünür ışığın şiddeti,

n : t zamanında tuzaklanmış elektronların ve/veya boşlukların sayısı (m^{-3})

s : bir tuzağın frekans faktörü (s^{-1})

k : Boltzmann sabiti ($eV K^{-1}$)

E : Tuzak derinliği veya elektronun tuzaktan kaçabilmesi için gerekli aktivasyon enerjisi (eV)

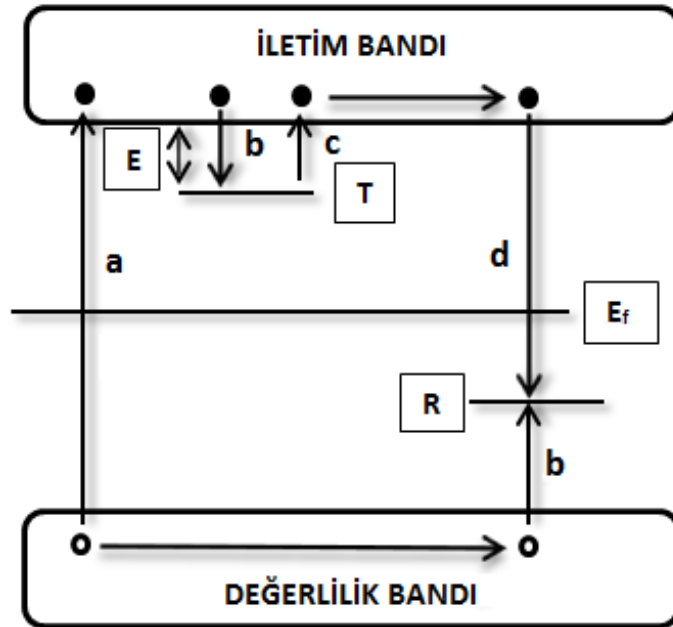
T : Sıcaklık (K)

N : toplam tuzak yoğunluğu (m^{-3})

b : kinetik mertebe

s' : genel mertebe ($m^{3(b-1)} s^{-1}$)

niceliklerini ifade etmektedirler.



Şekil 1.4: Termolüminesans dozimetrelerde bir tuzak (T) bir yeniden birleşme merkezi (R) bulunan enerji band modelinin şematik temsili. a) deşik oluşumu b) elektron ve hol tuzaklanması c) Isıl uyarma ile elektronun tuzaktan kaçması d) yeniden birleşme. Elektron tuzacı (T), Yeniden birleşme merkezi (R), tuzak derinliği (E) ve fermi seviyesi (E_f) ile temsil edilmiştir (Bos 2001).

1.6.3 Termolüminesans Dozimetrelerin Özellikleri

Termolüminesans dozimetreler (TLD), cilt veya kritik organların maruz kaldıkları radyasyon doz miktarı doğru bir şekilde belirlemek için uzun zamandır

kullanılmaktadır (Daniels 1953). TLD'ler soğurulan radyasyon doz miktarı ölçmenin yanında, doz dağılımının doğrulaması ve tedaviler sırasında zırlama kontrolünün verimli bir şekilde yapılmasını sağlamak içinde kullanılmaktadırlar. TLD'lerin, uygulanacak tedavi prosedürü veya deneysel ölçümün ihtiyaçlarına göre farklı form ve kimyasal bileşimleri mevcuttur. Bununla birlikte, TLD ölçümleri uygulama sırasında alınamaz ve kalibrasyonunun doğruluğu da problemlere neden olabilir. Tablo 1.2'de yaygın bir şekilde kullanılan dozimetre türleri, avantaj ve dezavantajları verilmiştir.

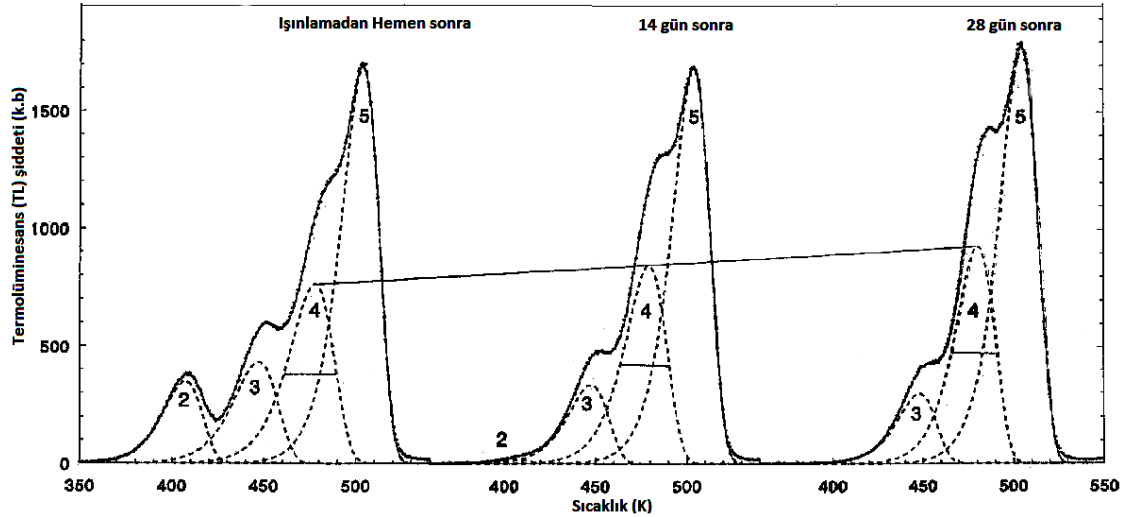
Tablo 1.2: Yaygın kullanılan dozimetrik sistemlerin radyoterapi uygulama alanları, avantajları ve dezavantajları (Gökçe 2009).

Dozimetre türü	Radyoterapi uygulamaları	Avantajlar	Dezavantajlar
İyon Odası	Mutlak dozimetri Işın verisi doğrulama ve kalite kontrol	Kesin ve hassas ölçüm Işın kalibrasyonu için uygunluk Verimli Düzeltme kontrolü Anında çıktı alabilme	Kablo bağlantısı gerekli Yüksek gerilim kaynağı gerekli Yüksek enerjili ışın dozimetlerinde çok fazla düzeltme gerekli
Film	Fantom ölçümleri Doz dağılımları Kalitatif dozimetri Dinamik tedavi dozimetrisi	2-boyutlu uzaysal çözünürlüğe sahip olma İnceliği sayesinde ışının bozulmaması	Karanlık oda ve prosedürler için ortam olmalıdır Farklı film türleri vardır Kendine özgü bir kalibrasyona ihtiyaç vardır Işın kalibrasyonunda kullanılamaz
TLD	<i>In vivo</i> dozimetri Fantom ölçümleri Doz dağılımları Merkezler arası karşılaştırma	Küçük boyutu ile nokta doz ölçümü yapabileme Tek bir ışınlamada birden fazla TLD'nin ışınlanabilmesi Farklı formlarının mevcut olması Bazı türlerinin doku eşdeğeri olması Fiyatının uygun olması	Çıktı alımı esnasında sinyal kaybı olabilemesi Çıktı anında alınamaz Ölçümlerin kalitesi sonucu etkiler Okuma ve kalibrasyon zaman alabilir Işın kalibrasyonu için önerilmez
Yarı-iletken diyetler	<i>In vivo</i> dozimetri Su tankı ölçümleri	Boyutunun küçük olması Çok hassas olması Çıktının anında alınabilmesi Dış bias gerilimine ihtiyaç duymaması Kullanımının kolay olması	Kablo bağlantısı gerekir Sıcaklık kalibrasyonu değişebilir Doz birikimi nedeniyle hassasiyet ve doz cevabının sabit kalması durumu sürekli kontrol edilmelidir

			Işın kalibrasyonunda kullanılamaz
Jel ve NMR	Fantom ölçümleri 3-boyutlu dozimetri Merkezler arası karşılaştırma	3-boyutlu doz dağılımı Doz eşdeğeri dedektörler veya fantom herhangi bir formda kullanılabilir	NMR kullanıldığı için ölçüm karmaşıklaşır Tekrar tekrar kullanılamaz 0,5 Gy'lik dedeksiyon limiti vardır Sönümlenme gerçekleşir

1.6.3.1 Işıma Eğrisi

Termoluminesans (TL) ışına şiddeti, zaman veya sıcaklığın bir fonksiyonu şeklinde çizildiğinde ışına eğrisi elde edilir. Sıcaklığın artmasına bağlı olarak, ışına şiddeti, enerji alarak tuzaklardan kurtulan elektronlar yeniden birleşme yaptıkça artacaktır. Bir pik noktası oluşturduktan sonra tuzaklardaki elektron sayısı azaldıkça da azalacaktır. Bu değişime bağlı olarak, sıcaklığa bağlı ışına eğrisi pik (tepe) noktası bulunan bir eğri halini alır (McKeever, 1985). Isıtma işlemi devam ettikçe daha derin tuzak bölgelerindeki elektronlar enerji kazanarak, tuzaklardan kaçabileceklerdir. Böylece, artan sıcaklığa bağlı ardışık tepeler oluşturan ışına eğrileri ortaya çıkacaktır. Bu davranış, Şekil 1.5’de gösterilmiştir.



Şekil 1.5: LiF:Mg, Ti (TLD-100) termoluminesansının 60 mGy ⁶⁰Co gama ışınlamasına ait ışına eğrisi (Bos 2001).

Işıma pik sıcaklığı, ışına eğrisinin tepe noktasındaki sıcaklıktır. En yüksek pik değeri de maksimum radyasyon dozunun hesaplanmasında kullanılmaktadır.

Işıma eğrisinin altındaki alandan termolüminesans malzemenin absorbe ettiği radyasyon doz miktarı hesaplanabilir. Tıbbi uygulamalardan çok kullanılan LiF:Mg, Ti (TLD-100) termolüminesans malzemenin ışımaya eğrisi en yüksek piki (pik 5) yaklaşık olarak, 453 K ile 533 K aralığında vermektedir.

Şekil 1.5’de verilen tuzaklar derinlik açısından sıralanırsa, 5 numaralı pik en fazla dozun soğurulduğu en derin tuzakları göstermektedir. Tuzak derinlikleri, derinden sığa doğru 4. tuzak, 3. tuzak ve 2. tuzak şeklinde sıralanmaktadır. Soğurulan radyasyon miktarı açısından en az soğurma 2. tuzakta, en fazla soğurmada 5. tuzakta gerçekleşmektedir. Beş numaralı pik yaklaşık olarak 500 K civarındaki sıcaklıklarda oluşmaktadır. Maksimum pik noktasından sonraki sıcaklıklarda oluşabilecek pikler de en derin tuzak sıcaklıklarını temsil etmektedir. 14 gün sonra en sığ 2 numaralı tuzak TL şiddetinde solma gerçekleşmektedir. 4. tuzanın pik değeri yükselirken; 5. tuzanın pik değeri sabit kalmaktadır. Buna bağlı olarak, TL şiddeti de sabittir. Buradan, 5 numaralı pik noktasına karşılık gelen şiddet, TLD-100 dozimetrelerin dozimetrik pik noktası olarak kabul edilerek, TLD-100’ün soğurduğu radyasyon doz miktarı buradan hesaplanabilir.

Işıma eğrilerinin şekli ve oluşabilecek piklerin sayısı, TL dozimetre türüne, γ , β ve x ışını gibi farklı ışımaya çeşitlerine göre değişiklik göstermektedir. Bununla birlikte, ısıtma hızı, ışınlama düzeyi, okuma (lüminesans ölçümü) şartları, tavlama – ışınlama ve okuma arası süreler ışımaya eğrisi etkileyen diğer faktörlerdir (Yıldız 2008).

Işıma eğrisi piklerinin düşük sıcaklıklarda ortaya çıktığı dozimetreler, depolanan enerjinin zamanla kaybolması nedeniyle doz ölçümleri için uygun dozimetre türleri değildir. Bununla birlikte, ışımaya eğrisi piklerinin çok yüksek sıcaklıklarda ortaya çıktığı dozimetreler ise, yüksek sıcaklığın etkisi nedeniyle kızılötesi ışımaya yayma ihtimali olup, TL ışımaya ile kızılötesi ışımaya ayırt edilemeyebilir (Cameron 1968; Dirican 1988).

1.6.3.2 Doz Cevabı

Bir sistem veya bir termoluminesans (TL) malzeme radyoaktif ışımaya maruz kaldığı zaman, doz cevabı, sistemin veya malzemenin soğurduğu doz miktarına karşılık ölçülen ışımaya sinyal yoğunluğunun fonksiyonel bağımlılığıdır (Chen ve McKeever 1997; Bos 2001). Doz cevap fonksiyonunun geniş bir doz aralığında lineer şekilde davranması istenen bir özelliktir. TLD malzemeler, doz cevabı lineer olan ve yeterli derecede duyarlı oldukları için, dozimetri işlemlerinde tercih edilmektedirler. Bununla birlikte, TL malzemeleri düşük dozlarda lineer davranışlar da, ışın tipi ve doz aralığına bağlı olarak lineer olmayan davranışta sergileyebilirler.

Normalize doz cevap fonksiyonu, aşağıda verildiği şekilde tanımlanmaktadır:

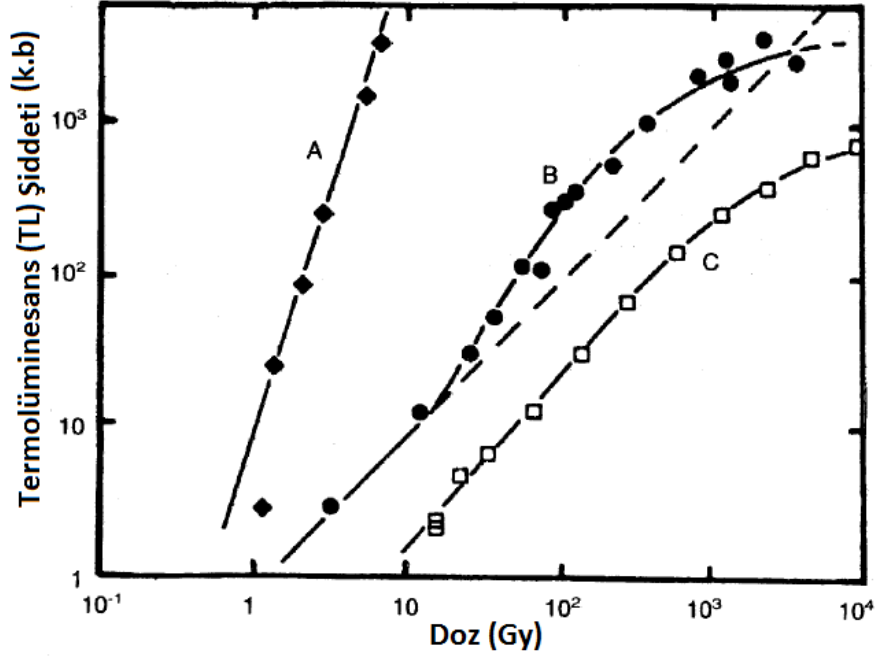
$$f(D) = \frac{S(D)/D}{S(D_1)/D_1} \quad (1.4)$$

burada, D doz değeri, D_1 doz cevabının lineer olduğu doz değeri olarak tanımlanmaktadır. Sırasıyla $S(D)$ ve $S(D_1)$ ise D ve D_1 doz değerlerine karşılık okunan TL şiddeti değerleridir. Doz cevabı fonksiyonunun davranışı aldığı değere göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır.

- $f(D) = 1$ ise doz cevabı fonksiyonu lineerdir,
- $f(D) < 1$ ise doz cevabı sublineerdir,
- $f(D) > 1$ ise doz cevabı supralineerdir.

Genel olarak, ideal bir TLD malzemenin doz cevabı fonksiyonu, doz arttığı zaman önce lineer, daha sonra supralineer, son aşamada doyuma ulaşma noktasında ise sublineer bir davranış sergilediği rapor edilmektedir (Bos 2001).

Geniş bir doz aralığında lineer davranış sergileyebilen dozimetreler ideal olarak tanımlanabilir. Bununla birlikte, lineer davranış sergileyemeyen dozimetreler de doz şiddetinin ölçümünde kullanılabilir. Ancak, bu tür dozimetrelerin, tek değerli olması ve düzgün bir kalibrasyon eğrisi oluşturabilmesi gereklidir. Işınlamada kullanılan radyasyonun enerjisi, doz miktarı ve türü, ısıtma prosedürü, tavlama şartları gibi faktörler doz cevabı fonksiyonu $f(D)$ 'yi etkileyen etmenlerdir (Chen ve McKeever 1997).



Şekil 1.6: Üç TLD malzemenin doz cevabı eğrileri. a) SiO₂'in 100 °C'de TL doz cevabı eğrisi tüm dozlarda lineerlik vardır, b) LiF:Mg, Ti (TLD-100)'in 5 numaralı pikinin lineer-supralineer (lineerlikten sapma)-sublineer (doyuma ulaşma) davranış eğrisi, c) CaF₂:Mn (TLD-400)'in zayıf bir supralineer davranış, sonrasında sublineerlik davranış eğrisi. Lineer doz cevabı eğrisi b'de kesikli çizgi ile gösterilmiştir (Bos 2001).

Şekil 1.6'da verildiği gibi, TLD-100 dozimetrenin 5 numaralı pik bölgesinde doz cevabı, yaklaşık olarak 3µGy-10Gy doz aralığında lineerdir. 10Gy-1000 Gy doz aralığında ise supralineer davranış sergilemektedir. 1000 Gy ve daha yüksek dozlara doğru davranış sublineer forma dönüşmektedir. Bu sergilenen davranışlara bağlı olarak, LiF:Mg,Ti (TLD-100) dozimetrenin doz cevabı, 1 Gy'den küçük doz değerlerinde 1; 1 Gy-100 Gy arası dozlarda ise 1-2.5 arasında değerler almaktadır (Chen ve McKeever 1997). Bu çalışmada kullanılan TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerin ayrıntıları üçüncü bölümde verilmiştir.

1.6.3.3 Enerji Bağımlılığı

Termolüminesans (TL) dozimetrelerde enerji bağımlılığı (enerji cevabı), sabitlenmiş doz değerine karşılık farklı enerjilerde soğurulan radyasyon enerjisinin bir fonksiyonudur. TL ışınma şiddetindeki değişim, lüminesans özelliği olan malzemenin soğurma katsayısının enerjiye bağımlılığından kaynaklanmaktadır.

Birbirinden farklı enerjilere sahip olan β ve γ radyoaktif kaynakları tarafından aynı doz değerinde ışınlanan malzemelerde farklı pik değerlerine sahip TL ışıma eğrileri elde edilmektedir.

Işınlama mekanizması fotonlar ile tetiklenirse malzemenin soğurma katsayısı, malzemenin kütle enerji soğurma katsayısı olarak tanımlanır. Kütle enerji soğurma katsayısı μ_{en}/ρ değerine eşittir. μ_{en} , toplam lineer soğurma katsayısı, ρ ise özgül ağırlıktır. Buradan, foton enerji bağımlılığı (enerji cevabı) aşağıdaki eşitlik ile verilmektedir:

$$S_E(E) = \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{ref}} \quad (1.5)$$

Burada, payda verilen ifade TL malzemenin kütle enerjisi soğurma katsayısı, paydada verilen ifade ise referans malzemenin kütle enerjisi soğurma katsayısıdır. Normal durumlarda referans malzeme havadır.

Pratik kullanımlar için foton enerji bağımlılığının ^{60}Co 1.25 MeV enerjili fotonlarına göre tanımlanan bağıl enerji bağımlılığı (RER) kullanılır. β parçacıkları için RER değeri aşağıdaki gibi verilmektedir:

$$RER_E(E) = \frac{S_E(E)}{S_E(1.25 \text{ MeV } ^{60}\text{Co})} \quad \left. \frac{dE}{dx} \right|_{E,Z_{eff}} \quad (1.6)$$

Burada, payda verilen ifade foton enerji bağımlılığı, payda da verilen ifade ise, 1.25 MeV enerjili ^{60}Co ışınması referans alınmış enerji bağımlılığıdır. E , fotonun enerjisidir. Fotonun malzeme içinde gidebildiği mesafe x 'dir. En etkin bileşen ise dE/dx ile verilen durdurma gücüdür. Bu terim, malzeme kalınlığına ve malzemenin efektif atom numarasına bağlıdır.

Radyoaktif ışımada enerji transferini sağlayan fotonların enerjileri malzeme ile etkileşim gerçekleştiğinde, çift oluşumu, compton saçılması veya fotoelektrik olay mekanizmaları ile sıfırlanmaktadır. Etkileşim esnasında bu süreçlerden hangisinin baskın karakter göstereceği, hem fotonun enerjisine hem de TL malzemenin etkin atom numarasına (Z_{etkin}) bağlıdır.

Enerji sıfırlama mekanizmalarının foton enerjisi ve TL malzeme etkin atom numarasına (Z_{etkin}) göre gerçekleşme olasılıkları hakkında aşağıdaki sınıflandırmalar yapılmıştır (Chen ve McKeever 1997).

- $E < 15 \text{ keV}$ değerlerinde, fotoelektrik olay baskındır ve $(Z_{etkin})^3$ ile orantılı olarak değişir,
- $15 \text{ keV} < E < 10 \text{ MeV}$ aralığı ve düşük Z_{etkin} durumunda, Compton saçılması baskındır ve $(Z_{etkin})/M$ (M, TLD'nin molar kütesidir) ile orantılı olarak değişir,
- $E < 100 \text{ keV}$ değerlerinde, yüksek Z_{etkin} durumunda, fotoelektrik olay baskındır,
- $E > \text{birkaç MeV}$ değerlerinde, çift oluşumu baskındır ve $(Z_{etkin})^2$ ile orantılı olarak değişir,

Yukarıda verilen sınıflandırmalardan incelendiğinde, Z_{etkin} etkin atom numarası çok etkili olmakla birlikte, düşük enerjilerden yüksek enerjilere doğru fotoelektrik olay \rightarrow Compton saçılması \rightarrow Çift oluşumu mekanizmalarının gerçekleşeceği anlaşılmaktadır (Chen ve McKeever 1997).

1.6.3.4 Duyarlılık

Termolüminesans malzemelerin duyarlılığı, birim doz miktarı veya birim kütle başına elde edilebilen TL şiddet sinyali olarak tanımlanmaktadır. TL şiddet sinyalinin ölçümü pek çok mekanizmaya bağlı olduğundan, ölçülen TL sinyali referans TL sinyalleri ile karşılaştırılarak göreceli bir duyarlılık değerine ulaşılabilir. TL şiddet sinyali ölçümü sırasında duyarlılığı etkileyen mekanizmalar, TLD malzemenin doğası, fiziksel şekli (kristal yapısı, toz, incelik-kalınlık), tavlama prosedürü, ısıtma prosedürü, okuyucu sistemi, dedekte sisteminin verimlilik ölçümü şeklinde verilebilir. Bununla birlikte, duyarlılık, TLD malzemenin fiziksel özellikleri ve okuma sistemlerinin dışında, iyonlaştırıcı radyasyon formu ve enerjisine bağlı olarak değişmektedir. Fotonlar, β kaynakları ile yapılan düşük enerjili ışınlamalarda ve α , nötron kaynakları ile yapılan yüksek enerjili ışınlamalarda TL ışınma şiddeti

sinyalinin değeri daha yüksek olarak ölçölmektedir (Bos 2001). Bu açıdan, LiF:Mg,Ti (TLD-100) dozimetreler yüksek duyarlılığa sahiptir.

Dozimetrelerin verimliliğini etkileyen bir diğer faktörde kararlılıklarındır. Kararlılığı iyi olarak kabul edilebilecek dozimetreler bile oda sıcaklığında depoladıkları enerjinin çok küçük bir miktarını kaybedebilirler. Bu durumda kaybolan enerjiye bağlı olarak önemsiz bir TL kaybı olacaktır. Bununla birlikte, dozimetrenin düşük sıcaklıklarda dahi ışımaya piki varsa, oda sıcaklıklarında enerji kaybı büyük olacaktır. Buradan, dozimetrenin kararsız olduğu söylenebilir. Soğurulan radyasyon ile malzemenin TL ışınması arasında ciddi bir ilişkinin varlığı, dozimetrenin kararlılığına oldukça bağlıdır (Dirican 1988).

1.7 Dozimetrelerin Kullanım Alanları

Radyoaktif malzemelerin kullanıldığı meslek alanlarında, iyonlaştırıcı radyoaktif ışınmalar sonucunda bireylerin maruz kaldıkları doz miktarının, Uluslararası Radyasyondan Korunma Ajansı (ICRP) tarafından belirlenen limitlerin altında tutulabilmesi için geliştirilen meslek alanına göre özelleşmiş dozimetre türleri anlatılacaktır.

1.7.1 Kişisel Dozimetreler

Hastanelerde çalışan radyoterapi teknisyenleri, nükleer reaktör ve nükleer atık çalışanları gibi radyoaktif malzemeler mesleğinin bir parçası olan bireylerin günlük uygulamaları esnasında maruz kaldıkları radyasyon doz miktarlarının ölçölmesi için geliştirilmiş cihazlara *kişisel dozimetreler* denir.

İnsan sağlığının maruz kalınan radyasyon doz miktarı açısından korunması için uygun görölen doz limitlerini ve radyoaktif kazalarda ortama salınan radyasyon miktarının sağlık açısından uygunluğu, Uluslararası Radyasyondan Korunma Ajansı (ICRP) gibi kuruluşlar tarafından belirlenmektedir (Chen ve McKeever 1997; Nur 2010). Soğurulan doz miktarının belirlenmesinde en yaygın kullanılan kişisel

dozimetreler, film, TLD, OSL ve elektronik dozimetrelerdir (Cember ve Johnson 2009).

Kişisel dozimetreler, insan anatomisi üzerindeki kullanım bölgeleri ve tesir derinlikleri açısından aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- *Tüm vücut dozimetresi*, organların 1 cm derinlikteki doz eşdeğerinin tespiti amaçlanmaktadır. Etkili radyasyon tipi yüksek enerjili radyasyondur. Kullanılabilir radyoaktif kaynaklar, 15 keV enerjiden daha yüksek enerjili x ışınları, nötronlar ve γ ışınlarıdır.
- *Doku dozimetresi*, vücudun birkaç milimetre derinliğindeki doz eşdeğerinin tespiti amaçlanmaktadır. Etkili radyasyon tipi düşük enerjili radyasyondur. Kullanılabilir radyoaktif kaynaklar, 15 keV enerjiden daha düşük enerjili x ışınları ve β parçacıklarıdır.
- *Uzuv dozimetresi*, vücut ekstremitelerinin (el, kol, bacak) doz eşdeğerinin tespiti amaçlanmaktadır.

Özet olarak, yukarıda verilen alanların ilgili olduğu doz aralığı $\sim 10^{-5}$ Sv ile 10^{-1} Sv aralığında olup, dozun belirsizliği $\pm \%10-20$ oranında olmalıdır (Chen ve McKeever 1997).

1.7.2 Çevresel Dozimetreler

Gelişen teknolojiye paralel olarak, radyoaktif malzemeleri kaynak olarak kullanan iş ve araştırma alanlarında da büyük gelişmeler kaydedilmiştir. Bu gelişmelere bağlı olarak, özellikle gelişmiş ülkelerin enerji ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla pek çok nükleer santral kurulmuş ve halen aktif bir şekilde hizmet vermektedirler. Nükleer santrallerin çalışmaları sonucunda gaz formunda radyoaktif malzeme salınımı, düşük radyasyon seviyeli atıklar, yakıtların radyoaktif olması ve nükleer santral kazaları gibi etmenler nedeniyle atmosfere nükleer malzeme salınımının kontrolü önemli hale gelmiştir. Doğaya karşı olan radyoaktif tehditler ve bu olası tehditlere karşı yapılan tepkiler nedeniyle bilim, sanayi ve politik çevrelerin ilgisi, çevresel radyasyondan korunma veya olası doz salınımının kabul edilebilir doz limitlerinin altında kalması gibi alanlara çekilmiştir. Buna bağlı olarak, özellikle

Avrupa ve ABD’de nükleer santrallerin çevrelerinde sürekli doz ölçümü için TLD dozimetrelerin kullanımı önem kazanmıştır.

Ancak, çevresel doz ölçümü yapan TLD dozimetrelerin özellikleri kişisel dozimetrelerden farklıdır. Çünkü, çevresel radyasyon ölçümünde doku eşdeğer doz ifadesinin bir önemi yoktur. Özellikle, γ ışını yayan kaynaklar çevresindeki doz ölçümünde kullanılacak TLD’lerin çok uzun bir zaman diliminde istikrarlı ölçüm yapabilmesi ve hassasiyetlerini koruyabilmeleri gerekmektedir (Chen ve McKeever 1997).

Gelişen uzay teknolojisi çevresel dozimetrelerin kullanım alanlarını genişletmiş ve uzay dozimetrisi kavramını bilim dünyasına dahil etmiştir. Uzaya gönderilen astronot ve pahalı karmaşık cihazların maruz kaldıkları radyasyon dozunun ölçülmesi çok önem kazanmıştır. Uzaydaki radyasyon kaynakları, yüksek enerjili fotonlar içeren kozmik ışınlar, güneş rüzgarı kaynaklı ağır yüklü parçacıklardır (Chen ve McKeever 1997; Nur 2010). Uzay çalışmaları esnasında, radyoaktif veya yüksek enerjili ışımaya ve parçacıklardan kaynaklanan radyasyon dozunun belirlenmesinde TLD’ler yaygın bir şekilde kullanılan dozimetrelerdir (Vana 1996).

1.7.3 Klinik Dozimetreler

Termoluminesans dozimetreler (TLD), hem küçük boyutlu hem de yüksek duyarlılığa sahip olmaları nedeniyle, tanısal ve radyoterapi uygulamalarında ışınlama öncesi vücutta uygun olan bölgelere pozisyonlandırılır ve ışınlamadan sonra TLD’lerin ölçümlerinden maruz kalınan radyasyon miktarı belirlenebilir. Elde edilen verilerden, kritik organlara gönderilen gerçek doz miktarı doğru bir şekilde belirlenebilir, gerekli düzeltme ve tedaviler öngörülebilir (Chen ve McKeever 1997).

Bireylerin sağlık kurumlarında klinik radyoaktif ışımaya maruz kalabilecekleri olası durumlar aşağıda verilmiştir:

- Radyolojide teşhis amacıyla radyasyonun kullanıldığı mamografi veya genel amaçlı x-ışınının kullanıldığı röntgen uygulamalarında (doz oranları: $10^{-5} < doz (Gy) < 10^{-2}$),
- Radyoterapi uygulamalarında, birinci seviye kanser tedavileri gibi hizmetlerde (doz oranları: $doz (Gy) < 20Gy$).

Sağlık sektöründe kullanılan radyasyon kaynağı türleri aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- X-ışınları (yaklaşık $< 10 keV$),
- γ -ışınları (^{137}Cs ya da ^{60}Co kullanılarak ışınlanan),
- Elektronlar (yaklaşık $< 10 MeV$),
- Ağır yüklü parçacıklar,
- Nötronlar.

Yukarıda verilen tedaviler için uygulanacak doz oranı hesabındaki hata payı yaklaşık olarak $\pm \%3$ 'den daha az olmalıdır. Bu hata oranının üzerindeki hata ile yapılan radyasyon uygulamalarında hem personel hem de hasta açısından tedavi başarısız olabilir veya istenmeyen olumsuz sonuçlar yaşanabilir (Chen ve McKeever 1997).

Radyoloji ve radyoterapi alanlarındaki radyasyon uygulamalarında doz ölçümleri için TLD dozimetrelerin kullanımının pek çok avantajları vardır. TLD dozimetrelerin avantajları şu şekilde sıralanabilir; boyutları hasta içerisine yerleştirilebilecek kadar küçüktür, hassasiyetleri yüksektir, tıp uygulama alanlarında kullanılan dozlar için doz cevap aralığı yüksek oranda lineerdir, tıp uygulamalarındaki ölçümlerde elde edilen doz doku eşdeğeridir. Ek olarak, TLD-100 dozimetreler yukarıda sayılan özelliklere sahip olmakla birlikte, lineer doz cevabı aralığı radyoterapi uygulamalarındaki doz aralığı ile örtüşmesinden dolayı daha avantajlıdır. TLD-100 dozimetrelerin doz cevap aralığı yaklaşık olarak, $3\mu(Gy) < doz\ cevabı(Gy) < 10 Gy$ aralığında olup; hata payı $\pm \%3$ oranında daha küçüktür (Chen ve McKeever 1997).

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Radyasyon terapisinde, kanser dokularının onkolog tarafından öngörülen radyasyon dozuna eşit ve tam olarak ışınlanabilmesi önemli bir gerekliliktir. Radyoterapi dozimetresinin amacı, radyasyon ışınını kalibre ederek hastanın maruz kaldığı dozu mümkün olduğunca doğru bir şekilde belirleyebilmektir. Bu amaç için kullanılan TLD'ler, küçük boyutları, yüksek duyarlılıkları, çeşitli doz değerlerinde alınan cevabın doğrusallığı ile radyoterapi alanında pek çok avantajları olan malzemelerdir. Bu nedenle, duyarlılık, doğrusallık ve diğer özelliklerinin geliştirilmesi çok önemlidir.

Bazı doğal minerallerin ısıtıldıklarında karanlıkta parladıkları orta çağda simyacılar tarafından fark edilmiştir. Bilimsel olarak kayıtlara geçmiş ilk termoluminesans (TL) teoremi, doğal mineraller kullanılarak Robert Boyle tarafından ortaya atılmıştır (McKeever 1985). TL malzemeler üzerine ilk sistematik çalışmalar ise, 1895 yılında Wiedeman ve Schmidt tarafından yapılmıştır.

Radyasyon ve ısı kullanılarak uyarılmış TL malzemelerin (florür gibi) ışınım yaptıklarından 1904 yılında Marie Curie doktora tezinde bahsetmiştir. Prizbram ve diğerleri 1922-1923 yılları arasında ışınlanan doğal minerallerin ısı ve ışık kullanılarak uyarıldıklarında fosforesans özelliği gösterdiklerini belirlemiştir. 1924 yılında Wick ve arkadaşları, doğal mineraller ve sentetik fosforların x-ışını ve elektron demeti ile ışınlaması sonucunda oluşan TL ışınmaları üzerine yoğun çalışmalar yapmışlardır. Wick ve Slattery, Wiedemann ve Schmidt'in üzerinde çalıştığı sentetik fosforları kullanarak, x-ışını uyarımlı TL çalışmaları yapmışlardır. 1932 yılında Lyman tarafından, TL eğrisinin maksimum olduğu sıcaklığın elektron tuzak derinliği ile ilgili olduğu belirlenmiştir (Lyman 1932). Randall ve Wilkins, TL teorisini, elektronların tuzaklardan ayrıldıktan sonra tekrar tuzaklanmayarak doğrudan birleşmeye uğradıkları davranışı üzerine inşa etmişlerdir (Randall-Wilkins 1945a 1945b 1945c). 1948'li yıllarda TL teorisinin matematiksel yorumu, Garlick ve Gibson tarafından geliştirilmiştir (Garlick ve Gibson 1948). Randall, Garlick ve diğerlerinin çalışmaları sonucunda TL kullanımında bir artış gerçekleşmiştir. 1950'li yıllardan itibaren, özellikle Daniels ve araştırma grubunun çalışmaları ile TL

malzemelerin farklı alanlarda kullanılabilirlikleri üzerine inceleme çalışmaları başlamıştır. Fotoçoğaltıcıların keşfedilmesiyle 1953 yılında, maruz kalınan nükleer radyasyonun miktarının ölçümü termoluminesans kullanılarak Daniels tarafından gerçekleştirilmiştir (Daniels 1953). Aitken ve diğerleri ilk defa 1960'lı yıllarda arkeolojik tarihleme işleminde TL ölçüm tekniğini kullanmışlardır (Aitken 1960). Lakschmanan ve arkadaşları 1978 yılında $Mg_2SiO_4:Tb$ malzemesinin fosforesans ve TL özelliklerinden yararlanarak UVB dozimetresi olarak kullanılabilceğini göstermişlerdir (Lakshmanan 1978). 1996 yılında, Pradhan ve diğerleri $\alpha-Al_2O_3:C$ TL malzemesinin UVB dozimetresi olarak kullanılabilirliği üzerine araştırmalar yapmışlardır (Pradhan 1996).

Günümüze yakın tarihlerde TL dozimetreler ve uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar halen devam etmektedir. Bos çalışmasında, TL olayının dozimetrik uygulamalar ile ilgili fiziksel kısmını araştırmıştır. Bir tuzak ile bir birleşme merkezinin basit modelini kullanarak TL dozimetresinin davranışını araştırmıştır. TL dozimetresinin, duyarlılık, doz ve enerji cevabı gibi karakteristiklerini incelemiştir (Bos 2001).

Masillon ve diğerleri, $LiF:Mg, Ti$ (TLD-100) dozimetresinin 100 keV enerjili x-ışını kullanarak 10 Gy- 1000 Gy doz aralığı için doz cevaplarını araştırmıştır. Yüksek sıcaklıklarda, düşük sıcaklıklara nispeten daha fazla supralineerlik gösterdiğini belirlemişlerdir (Massillon 2011).

Nelson ve Gray, 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında, TLD-100, TLD-100H, TLD-200, TLD-400 ve TLD-500 dozimetrelerini kullanarak duyarlılık, uzun ve kısa süreli tekrarlanabilirlik, doza bağımlılık ve ışınma eğrilerini incelemişlerdir. Sonuç olarak, TLD-100 ve TLD-200 kombinasyonunun elektron ışın kalitesini izlemek için hassas ve tekrarlanabilir bir yöntem sağladığını göstermişlerdir (Nelson 2013).

Nelson ve diğerleri 2015 yılında yayınlanan çalışmalarında, TLD-100, TLD-100H, TLD-200, TLD-400 ve TLD-500 dozimetrelerini çeşitli x-ışını enerjilerinde ışınlayarak, dozimetrelerin çeşitli kombinasyonları için hassasiyet oranlarını x-ışını enerjisinin bir fonksiyonu olarak hesaplamışlardır (Nelson 2015).

Nelson ve arkadaşlarının 2008 yılında yayınlanan bir diğer çalışmasında ise, TLD-100, TLD-100H, TLD-200, TLD-400 ve TLD-500 olmak üzere toplamda 80 adet dozimetre, 6 MeV'lik foton ışını ile 100 mGy doz değerlerinde ışınlanmıştır. TLD-200, TLD400 ve TLD-500 dozimetrelerinin TL cevabının TLD-100 ve TLD-100H'a oranı, tüp voltajının bir fonksiyonu olarak çizilmiştir. Sonuç olarak, TLD-500/TLD-100H kombinasyonu en yüksek hassasiyeti gösterirken; TLD-400/TLD-100H kombinasyonu en düşük duyarlılığı göstermiştir (Nelson 2008).

Benzer bir çalışma 2010 yılında yapılmıştır. Bu çalışmada, 6, 8, 10, 12 ve 15 MeV enerjili elektron ışınları ile 1 Gy dozda TLD'ler ışınlanmıştır. Tüm TLD'ler için verilen Gy dozu başına TL cevapları hesaplanmıştır. Farklı TLD dozimetrelerinin kombinasyonlarının TL duyarlılığı hesaplanmıştır. Kullanılan TLD'lerin farklı elektron ışınına verdiği TL tepkilerinin de farklı olduğu belirlenmiştir. TLD-100 ve TLD-100H enerjideki değişime en fazla tepkiyi verirken; TLD-400 en az tepkiyi verdiği görülmüştür. Bununla birlikte, TLD-500/TLD-100H kombinasyonunun, elektron enerjisindeki değişime en düşük duyarlılık gösterirken, TLD-400/TLD-100 ve TLD-400/TLD-100H'ın ise en yüksek duyarlılığı gösterdiği belirlenmiştir (Nelson 2010).

2012 yılında Bravim ve diğerleri tarafından gerçekleştirilen çalışmada, CaSO₄:Dy dozimetresi ile LiF dozimetresinin performansını karşılaştırılmıştır. 15 MeV foton enerjisi kullanılarak ışınlanan dozimetrelerin doz-cevap eğrilerinin 0.1 Gy ile 5 Gy arasında lineer; 5 Gy'den daha yüksek dozlarda supralineer sapsmaların olduğu belirlenmiştir. CaSO₄:Dy dozimetresinin duyarlılığının, LiF:Mg, Ti (TLD-100)'den 26 kat; microLiF:Mg, Ti'den ise 287 kat daha fazla olduğu belirlenmiştir (Bravim 2012).

3. MATERYAL VE METOD

Bu bölümde, ELEKTA marka SL25 model lineer hızlandırıcının özellikleri, fantomlar, TL ölçüm sistemi ve kullanılan dozimetreler ile ilgili ayrıntılar anlatılmıştır.

3.1 Materyal

3.1.1 Elekta Marka SL25 Model Lineer Hızlandırıcı

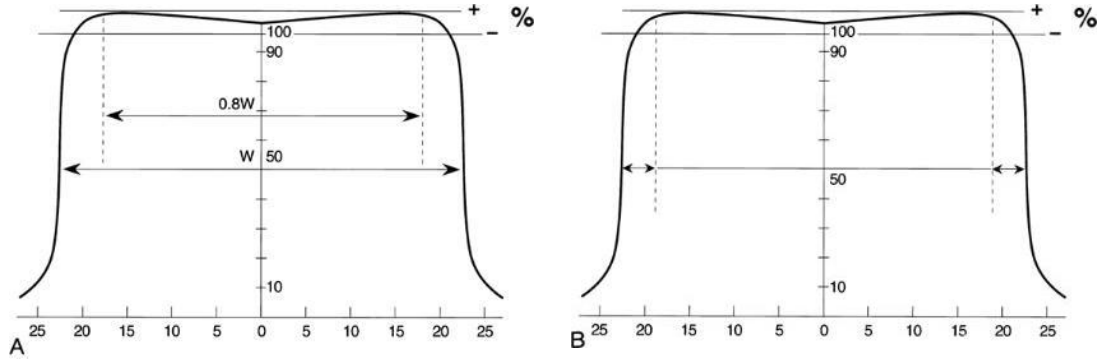
Bu tez çalışmasında, Şekil 3.1’de verilen, Elekta marka SL25 model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Kullandığımız hızlandırıcı, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunmaktadır.



Şekil 3.1: Elekta marka SL25 model lineer Hızlandırıcı

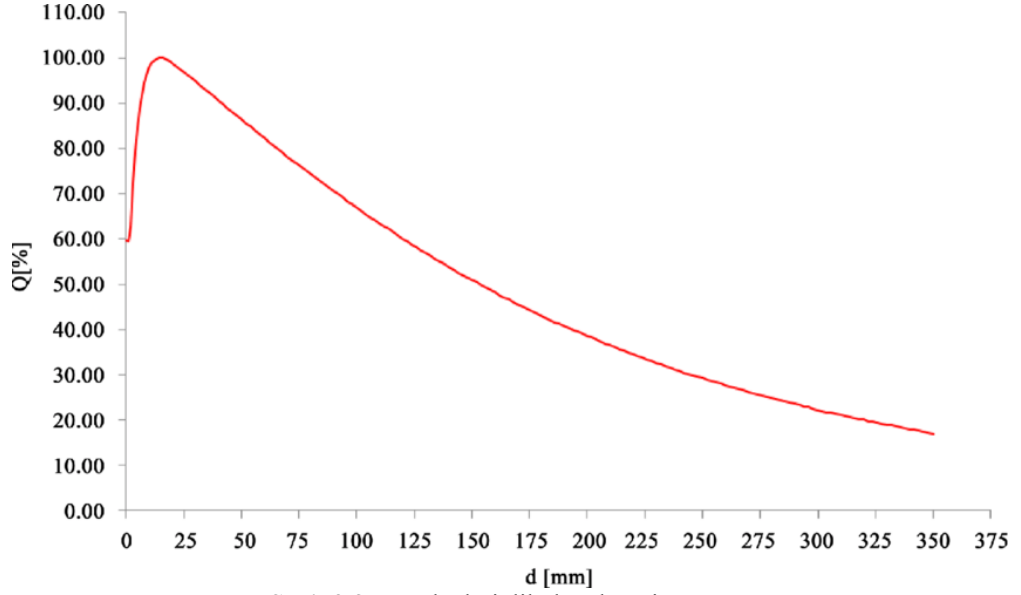
Lineer hızlandırıcılarda, günlük, aylık ve yıllık olmak üzere bir takım dozimetrik ve mekanik kontroller yapılmalıdır. Rutin olarak hasta tedavisi yapılan bu

cihazlarda bu kontroller önceden belirlenmiş periyotlarda kontrol edilir ve limit dışında kalan değerler cihaz mühendisleri vasıtasıyla tekrar düzeltilir. Bu kontrollerden bazı mekanik testler; kolimatör rotasyon eksenini, ışık-ışın alan uyumu, Kaynak-Cilt-Mesafesi (SSD), lazerlerin ve alan boyutlarının kontrolü olarak belirtilebilir, bazı dozimetrik testler ise, günlük output, yüzde derin doz değişimi ve belirli bir derinlikte demet profili olarak belirtilebilir. Burada günlük output kontrolü ile cihazın hesapladığımız dozu verip veremediği kontrol edilir. Cihazdaki ışınlama süreleri Monitör Unit (MU) değeri ile verilir. Her cihazın maksimum doz derinliğinde elde edilecek 100 cGy doza karşılık 100 MU süresinde bir ışınlama yapması gerekir. Technical Report Series (TRS) 398-277 gibi belirli protokoller yardımıyla günlük output değeri kontrol edilir ve SSD 100 cm'de 10x10 cm²'lik alanda, maksimum doz derinliğinde 100 cGy doz değerinin 100 MU ışınlama süresine denk gelmesi sağlanarak gerekli ayarlamalar fizikçiler tarafından yapılır. Şekil 3.2'de verilen demet profili ile belirli bir alan boyutu için (örneğin 10x10 cm²) belirli bir derinlikte oluşan dozun bu yüzey üzerinde her noktada aynı doz değerinin olması hedeflenir. Böylece belirli bir derinlikte istediğimiz alan yüzeyinde uniform bir doz değeri elde etmiş oluruz.



Şekil 3.2: X-ışını (foton) demet profili

Şekil 3.3'de verilen, yüzde derin doz değeri ise radyasyon demetinin belirli bir ortama (su) girdikten sonra ortam yüzeyinden başlayarak derinlere doğru gidildikçe meydana gelen doz değişimini ifade eder.



Şekil 3.3: Yüzde derinlik doz değeri

Çalışmada kullanılan, Elekta SL25 model lineer hızlandırıcı, 6 MeV - 18 MeV değerinde iki foton, 4-6-8-10-12 ve 15 MeV değerinde elektron enerjileri ile ışınlama yapabilme kapasitesine sahiptir. Hastaya özgü hazırlanan sabit blok ile tedavi yapılabilmektedir. Cihazda, multilif kolimatör (MLC) bulunmamaktadır, dört adet Jaws ve hassasiyeti 2 mm olan üç adet sabit lazer mevcuttur. Işınlama öncesi lineer hızlandırıcı kalibre edilerek gerekli ayarlar yapılmıştır.

3.1.2 Fantomlar

İnsan vücudu veya bir organın radyasyonu soğurma veya yansıtma davranışını belirlemek amacıyla kullanılan fantomlar, doku eşdeğeri bir malzemeden üretilirler. X-ışını veya elektronlar için insan dokusunu temsil ederler. Bedende bulunan yumuşak dokular, kemik veya organların yoğunluklarına eşdeğerdirler. Örneğin, yumuşak doku eşdeğeri olan fantom malzemeler ısı işlemi ile sertleştirilmiş veya sentetikten üretilen plastik olup, etkin atom numarası $7,3 \pm 1,25$ ve yoğunluğu ise $0,985 \pm 1,25 \text{ g/cm}^3$ 'dür (Khan 2003).

Temel doz dağılımları kas ve yumuşak doku yoğunluklarına çok yakın olduğundan dolayı fantom olarak su tercih edilmektedir. Su ortamında yapılan ölçümler tekrarlanabilir olduğu için fantom olarak suyun tercihi avantajlıdır. Bununla birlikte, iyon odalarının su geçirmemesi gerektiğinden, fantom olarak su kullanmak

her uygulama için pratik olmamaktadır. Hem su ortamını kullanmak hem de iyon odalarının sudan etkilenmesini engellemek amacıyla *katı su fantomları* (Örneğin: RW3 katı su fantomu gibi) tasarlanmıştır. Ancak, katı su fantomunun su eşdeğeri olabilmesi için, efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı ve kütle yoğunluğu suya eşit olmak zorundadır.

Soğurulan doz ölçümlerinde, foton ve elektron demetlerinin her ikisi içinde iletken olmayan plastik fantom kullanımı uygun değildir. Bu tür fantomlar, özellikle elektron demetlerinin ölçümlerinde yük birikmesi nedeniyle iyon odası civarında bir elektrik alan oluşturarak elektrik akımında bir artışa neden olmaktadır. Bu nedenle, soğurulan doz ölçümlerinde özellikle elektron demetleri için su, katı su fantomu veya iletken plastik fantomların kullanımı tercih edilmelidir (Khan 2003).

Bu ayrıntılar göz önünde bulundurularak çalışmada, RW3 katı su fantomu kullanılmıştır. RW3 katı su fantomu % 2 TiO₂ içeren, yoğunluğu 1.045 g/cm³ beyaz polistiren malzemeden imal edilmiştir. Su eşdeğeri olarak yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresi için uygun bir malzemedir. İyon odalarının yerleştirilebilmesi için farklı hacimlerden yuvaları bulunan plakalara da sahiptir.

Çalışmada kullanılan bir diğer doku eşdeğeri malzeme de *bolus*'dur. Bolus malzemesi, hedef bölgenin üzerine yerleştirilen, ışında azalma, maksimum doz veya saçılma sağlayan doku eşdeğeri bir malzemedir. Bolusun, doku eşdeğeri olmakla birlikte, ışınlanacak hedef alanın ayarlanabilmesi için şeffaf olması, yüzeye uyum için yeterince elastik olması, yüksek doz düzeylerinde yapısal olarak bozulmaması, toksik olmaması, yanabilir olmaması, bakteri ve mantarların üreyebileceği bir ortam sağlamaması gerekmektedir (Levitt 2006). Bolus, doku eksikliğini telafi etmek için cilt üzerine yerleştirilir. Işın eksenine dik bir düzlem oluşturan bolus, ışının cilde giriş dozunu artırmakla birlikte, cilt ile temasından dolayı ikincil elektronlar oluşturarak cilt dozunu destekler (Levitt 2006). Jel bolus ve şekil verilebilir bolus şeklinde iki temel tasarıma sahiptirler. Jel boluslar, önceden hazırlanmıştır ve ışınlama sahasına yerleştirilebilirler (süperflab, süperfleks, elastometrik polimer veya elastojel). Şekil verilebilen boluslar ise, ışınlama sahasında şekillendirilir ve katılaşır (süperstaf, akuoplast). Bu çalışmada boluslar, TLD'lerin zarar görmesini engellemek amacıyla, TLD'nin altına ve üstüne 1 cm kalınlıkta yerleştirilmiştir. TLD'nin üzerindeki 1 cm'lik bolus üzerinde 4 cm kalınlıkta fantom bulunmaktadır.

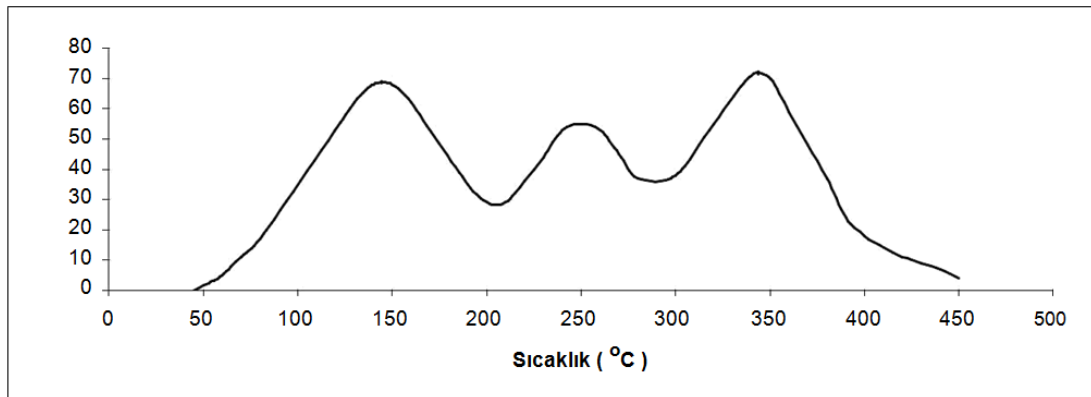
Bununla birlikte, ışının masadan geri saçılmasını engellemek amacıyla, TLD'nin altında bulunan 1 cm'lik bolusun altına 4 cm kalınlıkta bir fantom daha yerleştirilmiştir. Böylece SSD=100 cm mesafesi ile TLD arasında 4 cm fantom ve 1 cm bolus olmak üzere toplamda 100+5 cm'den ışınlama gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon aşamasında kullanılan iyon odası, deney esnasında kullanılmamıştır.

3.1.3 Termoluminesans Ölçüm Sistemi

Isı (ışınma) eğrisi, dozimetrenin sabit bir hızla belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılmasıyla oluşan TL sinyalinin sıcaklığın bir fonksiyonu olarak yazılmasıyla elde edilir. Boşalan tuzak sayılarındaki farklılıklar, ısı eğrisindeki herhangi bir sıcaklığa karşılık gelen şiddetinde farklı olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle, ısı eğrileri farklı yüksekliklerde birkaç pikten oluşmaktadır.

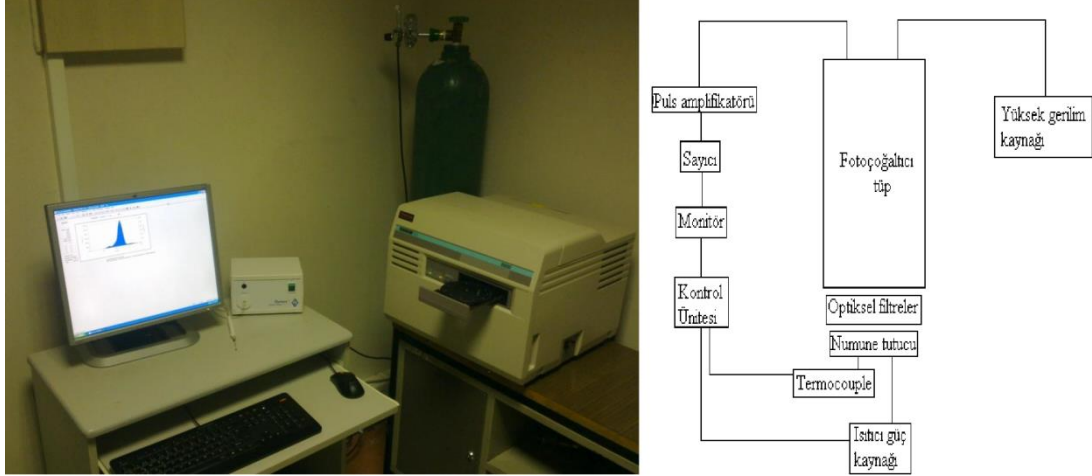
Isı eğrisinin şekli, kullanılan kristal türüne, şekline ve büyüklüğüne, ışınlama miktarına, ısıtma hızına, uygulanan radyasyon tipine, fırınlama ve okuma arasındaki süreye bağlıdır. Kristalin maruz kaldığı toplam radyasyon dozu ve ısıtıldığında yaydığı ışık miktarı, ısı eğrisinin altında kalan toplam alan ile orantılıdır.

Tipik bir ısı eğrisi Şekil 3.4'de gösterilmiştir. Isı eğrisindeki farklı yerlerde pik oluşumunun nedeni, oluşan lüminesansa farklı derinlikteki tuzakların katkısı olmasıdır. Tuzak derinliğinin artmasıyla beraber tuzakları boşaltmak için gerekli enerji miktarıda artar. Bu enerji artışı sıcaklık artışıyla karşılanabilir.



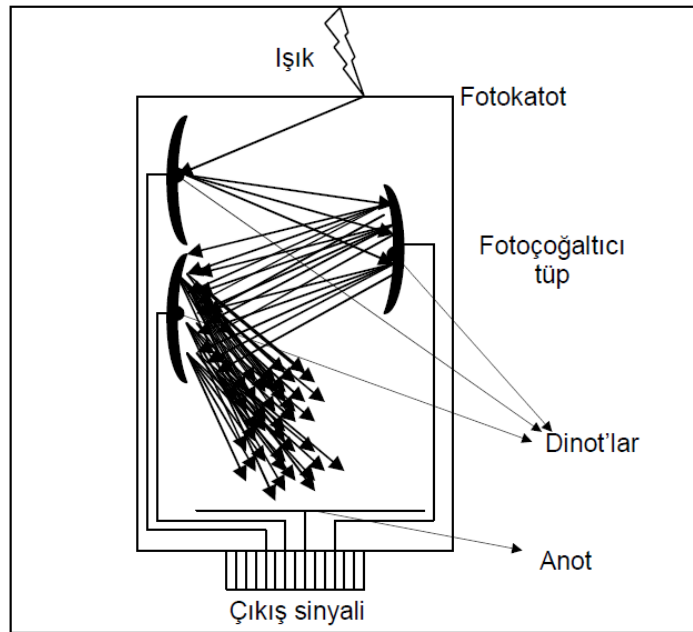
Şekil 3.4: TL ölçümlerinde gözlenebilen tipik bir ısı eğrisi

Genel olarak, TL cihazlarının bileşenleri, numune ısıtma, numune ışımmasını belirleme ve toplama, elektronik ölçüm ve kayıt birimlerinden oluşmaktadır. Harshaw 5500 TLD okuyucu (sayım cihazı), bilgisayar sistemi ve cihazın şematik gösterimi Şekil 3.5’de sunulmuştur.



Şekil 3.5: Harshaw 5500 TLD okuyucu, bilgisayar sistemi ve okuyucunun şematik gösterimi

Bu cihazların en önemli parçası Fotoçöğaltıcı (PM) Tüptür. Fotoçöğaltıcı tüp örnekten gelen ışık fotonlarını elektrik pulsuna çevirerek sisteme iletir. PM tüpünün şematik gösterimi Şekil 3.6’de verilmiştir. Fotokatot da az sayıda yayınlanan elektronlar dinot denen bir dizi elektrotla çoğaltılır ve odaklanırlar.



Şekil 3.6: Fotoçöğaltıcı (PM) tüpün şematik gösterimi

Bir yüksek voltaj kaynağı tarafından dinot'lar arasında tipik olarak yaklaşık 100 V potansiyel farkı oluşturulur. Dinotlarda oluşan elektronlar diğer dinot'lara ve anota giderken sürekli çoğalırlar. Böylece çok az sayıda oluşan fotoelektronlar çoğaltılarak sayılabilecek seviyeye getirilir. Lineerlik ve kararlılık fotoçoğaltıcı (PM) tüpler için iki önemli özelliktir. Lineerlik, son çıkış puls genliği ile sintilasyon olaylarının sayısı veya radyasyon tarafından dedektör de depo edilen enerji ile doğru orantılı olması demektir. Her dinot'daki artış, voltaj farkına bağlı olduğu için yüksek voltajdaki herhangi bir değişme çıkış pulslarındaki değişimlere neden olacaktır; bu yüzden yüksek voltaj kaynağının kararlı olması çok önemlidir. Her PM tüp belirli bir dalga boyu aralığında ölçüm yapabilir.

TL ölçümlerinin güvenilebilir olabilmesi için, uyarıcı bir etken olmadan kendiliğinden kısa süre içerisinde boşalan kararsız (sıg) tuzakların bozunum eğrilerine katkısı ortadan kaldırılmalıdır. Kararsız tuzakların TL şiddetine etkisini ortadan kaldırmak için numunelere ölçüm işleminden önce ısıtma işlemi uygulanır. Bu işleme ön ısıtma denir. Ön ısıtma işlemi ile kararsız tuzaklar boşaltılır. Böylece kararsız tuzaklardan TL ölçümlerine gelen katkılar engellenebilir. Ayrıca kararsız tuzakların TL'ye etkisi ön ısıtma yapmadan da yok edilebilir. Bunun için TL ısı eğrisindeki piklerden kararsız tuzaklara ait olan pik hesaplamalarda göz ardı edilir.

Çalışmada, Harshaw 5500 model TLD okuyucu kullanılarak, TLD'lerin ışınlama sonrası soğurdukları radyasyon dozu tayin edilmiştir. Dozimetrelerin ölçüm protokolleri ile ilgili bilgiler Tablo 3.1'de verilmiştir (Furetta, 2003). Dozimetrelere her lüminesans ölçümünden önce kararsız tuzakların etkisinden kurtulmak için ön ısıtma ve ölçümden sonra kalan dolu tuzakları boşaltmak içinde ısıtma (tavlama-sıfırlama) uygulanmıştır.

Tablo 3.1: TLD-100 (LiF:Mg, Ti), TLD-200 (CaF₂:Dy), TLD-400 (CaF₂:Mn) dozimetrelerin ölçüm protokolleri.

Dozimetri Kodları	Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Ön Isıtma Süresi (s)	Isıtma Hızı (°C/s)	Ölçümlerde Maksimum Isıtma Sıcaklığı (°C)	Tavlama İşlemi (Ölçüm sonrası)
TLD-100	100	600	15	350	400 ⁰ C-60 dk + 100 ⁰ C-60 dk
TLD-200	100	1200	15	400	400 ⁰ C-60 dk
TLD-400	100	1200	25	400	400 ⁰ C-60 dk

Kullanılan dozimetreler, üretim standartlarına bağlı olarak oluşabilecek hassasiyet (radyasyona duyarlılık) farklılıklarını ortadan kaldırmak için kendi aralarında kalibre edilmiştir. TLD'lerin hassasiyetlerini belirlenmek amacıyla kalibrasyon fantomunda kendileri için açılan oyuklara konumlandırıldıktan sonra, zarar görmemesi amacıyla üzerlerine 1 cm bolus ve 4 cm kalınlıkta RW3 katı su fantomu yerleştirilmiştir. İlave olarak, uygulanacak ışının masadan geri saçılmasını engellemek amacıyla TLD'nin altına da 1cm bolus ve 4 cm RW3 katı su fantomu yerleştirilmiştir. Hazırlanan TLD-fantom sistemi daha sonra 6MeV ve 18 MeV x-ışını ile SSD 100 cm'de (üst tarafta 1 cm bolus ve 4 cm fantom ile 100+5 cm mesafeden) 100 cGy (1Gy) dozu alacak şekilde ışınlanmıştır. Dozimetrelere, TL hassasiyetlerinin belirlenmesi amacı ile ışınlama öncesi ısıl işlem ve sonrasında x-ışınlarına maruz bırakma döngüsü 5 defa uygulanmıştır. TL ölçümleri sonucu lüminesans şiddetleri $\pm 5\%$ olan dozimetreler seçilmiştir. Daha sonra bu TLD'lere 5 defa, ısıl işlem, ışınlama, ışınlama sonrası ısıl işlem ve lüminesans ölçümü (okuma) döngüsü uygulanmıştır. Gerekli ölçümler yapılarak her bir dozimetre için ECC ve RCF katsayıları bulunmuştur. Yukarıda tarif edilen ışınlama şartları kullanılarak TLD'ler farklı dozlarda (0,2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy) ışınlanmış ve bunlara karşılık gelen TL sayımları Tablo 3.1'ye uygun olarak ölçülmüştür.

3.1.4 Kullanılan Dozimetreler ve Özellikleri

Bu çalışmada, Harshaw marka TLD-100 (LiF:Mg,Ti), TLD-200 (CaF₂:Dy), TLD-400 (CaF₂:Mn) dozimetreler kullanılmıştır. Kullanılan dozimetrelerin temel özellikleri Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2: TLD-100 (LiF:Mg,Ti), TLD-200 (CaF₂:Dy) ve TLD-400 (CaF₂:Mn) dozimetrelerin temel özellikleri.

Dozimetri Kodları	Kullanılan malzeme	Yaygın kullanım alanı	Etkin Atom No	Doğrusal davranış gösterdiği doz aralığı
TLD-100	LiF:Mg, Ti Li:doğal izotop	Sağlık Fiziği, Kişisel Dozimetri	8.2	10 µGy-10Gy
TLD-200	CaF ₂ :Dy	Çevresel	16.3	0.1µGy-10Gy
TLD-400	CaF ₂ :Mn	Çevresel, Yüksek Doz	16.3	0.1µGy-100Gy

Dokunun etkin atom numarası 7,42 olması nedeniyle özellikle LiF kristali dokuya eşdeğer kabul edilir ve radyoterapi çalışmalarında en sık kullanılan dozimetre türüdür. Tablo 3.2’de verildiği gibi, TLD-100 dozimetresi 10 µGy-10 Gy doz aralığında doğrusal davranış sergileyebilmektedir. LiF kristalinin ışınma eğrisinde, farklı sıcaklıklarda, farklı yarı ömürlere sahip beş pik vardır. Kristal 400 °C de bir saat tavlandıktan ve ışınıldıktan sonra okuma 30 dakika geciktirilirse birinci pik tamamen ortadan kaybolur. Çünkü birinci pikin yarı ömrü on dakikadır. Bununla birlikte, ikinci pikin yarı ömrü on saat, üçüncü pikin yarı ömrü altı ay, dördüncü pikin yarı ömrü yedi yıl ve beşinci pikin yarı ömrü ise seksen yıldır. Açıkça görüldüğü gibi birinci ve ikinci pikler kısa yarı ömürlerinden dolayı, rutin dozimetre çalışmaları için uygun değildir.

TLD-200, CaF₂:Dy kristali olarakta bilinmektedir. Harshaw şirketi tarafından çip, kart ve toz formunda üretilmişlerdir. TLD-200 dozimetresi, TLD-100

dozimetrelerinden yaklaşık olarak 10-30 kat daha fazla hassasiyete sahiptir. Hassasiyetinin yüksek olması nedeniyle düşük dozları ölçebilmektedir. Özellikle arkeoloji ve jeoloji gibi alanlarda kullanışlı bir çevresel dozimetrelere sahiptir. İlave olarak, CaF_2 kristal türündeki dozimetrelere yüksek hassasiyet yanında, iyi bir doğruluk ve tuzak kararlılığı mevcuttur (Houtermans 1957; Schayes 1965). Ancak, ışımaya eğrisi karmaşıktır. $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ (TLD-200) kristalinin oda sıcaklığı ile $250\text{ }^\circ\text{C}$ arasında 5 adet düşük sıcaklık eğrisi; $260\text{ }^\circ\text{C}$ ile $600\text{ }^\circ\text{C}$ arasında ise 3 adet yüksek sıcaklık eğrisi olmak üzere toplamda 8 adet ısı eğrisinin varlığı bilgisayarlı analiz programları kullanılarak gösterilmiştir (Yazıcı 2005). Düşük sıcaklıklarda, 10^2 Gy kadar lineer bir davranış sergilerken; 10^3 Gy'e kadar supralineer (lineerlikten sapma) davranış sergiler ve daha yüksek dozlarda sublineerlik (doyuma ulaşmış) gerçekleşmektedir. Yüksek sıcaklıklarda ise; 10 Gy kadar lineer, sonrasında 10^3 Gy kadar supralineer ve daha yüksek dozlarda ise sublineerlik göstermektedir (Yazıcı 2005).

TLD-400 dozimetrelere ise, CaF_2 kristalinin Mn ile aktive edilmesiyle üretilmiş dozimetrelere sahiptir. Tablo 3.2'de verildiği gibi, $0.1\text{ }\mu\text{Gy}$ - 100 Gy doz aralığında doğrusal davranış sergileyebilen, çevresel ve yüksek doz alanlarında kullanışlıdır. Duyarlılıkları CaF_2 kristalinden düşük olmakla birlikte, ışımaya eğrisinde sadece $280\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tek bir pik göstermektedir (Ginther 1954). TLD-400 dozimetrelere, toz, çubuk, çip, kart ve ampul formlarında üretilmektedir. TL ışımaya spektrumu 460 nm - 600 nm olup, maksimum ışımaya 500 nm gerçekleşmektedir. Termal sönüm, İlk 24 saatte % 10, 2 hafta içerisinde %15 olarak belirlenmiştir. Ultraviyole (UV) ışığa karşı hassasiyeti yüksektir. Şekil 1.6'da gösterildiği gibi, 10^2 Gy kadar lineer bir davranış sergilerken, 10^2 Gy'den sonra zayıf bir supralineerlik görülmektedir. Daha yüksek dozlara çıkıldıkça yaklaşık olarak 10^4 Gy değerinden sonra sublineerlik gerçekleşmektedir.

3.2 Metod

Kullanılan dozimetrelere, üretim standartlarına bağlı olarak oluşabilecek hassasiyet (radyasyona duyarlılık) farklılıklarını ortadan kaldırmak için kendi aralarında kalibre edilmiştir. TLD'lerin hassasiyetlerini belirlemek amacıyla altında 4 cm katı RW3 fantomu bulunan (masadan geri saçılmasını engellemek

amacıyla) 1 cm lik bolus materyali üzerine 10x10 cm²'lik ışın alanı (radyasyon alanı) üzerine tek tek konumlandırıldıktan sonra, zarar görmemesi amacıyla üzerlerine 1 cm bolus ve 4 cm kalınlıkta RW3 katı su fantomu yerleştirilmiştir. Hazırlanan TLD-fantom sistemi daha sonra 6 MeV ve 18 MeV enerjili x-ışını (foton) ile SSD 100 cm'de (üst tarafta 1 cm bolus ve 4 cm fantom ile 100+5 cm mesafeden) 100 cGy (1Gy) dozu alacak şekilde ışınlanmıştır. Dozimetreler, TL hassasiyetlerinin belirlenmesi amacı ile ışınlama öncesi ısıtma işlem ve sonrasında x-ışınlarına maruz bırakma döngüsü 5 defa uygulanmıştır. TL ölçümleri sonucu lüminesans şiddetleri $\pm 5\%$ olan dozimetreler seçilmiştir. Daha sonra bu TLD'lere 5 defa, ısıtma işlem, ışınlama, ışınlama sonrası ısıtma işlem ve lüminesans ölçümü (okuma) döngüsü uygulanmıştır. Gerekli ölçümler yapılarak her bir dozimetre için ECC ve RCF katsayıları bulunmuştur. Yukarıda tarif edilen ışınlama şartları kullanılarak TLD'ler farklı dozlarda (0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy) ışınlanmış ve bunlara karşılık gelen TL sayımları Tablo 3.1'e uygun olarak ölçülmüştür. TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin her biri için verilen 1 Gy'lik doz başına karşılık gelen TL şiddeti hesaplanmıştır. Elde edilen veriler, sırasıyla Tablo 4.1, Tablo 4.2 ve Tablo 4.3'de verilmiştir. 5 Gy doz verilerek, 6 ve 18 MeV enerjileri için farklı TLD malzeme kombinasyonlarının TL duyarlılık oranları belirlenmiştir. Sonuçlar, Tablo 4.4'de verilmiştir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin 6 MeV ve 18 MeV enerjili fotonlar ile 0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy dozlarda ışınlanmasına karşılık gelen TL şiddetleri, doz cevapları, enerji bağımlılıkları, duyarlılıklar ve ısı eğrileri ile ilgili veriler sunulmuştur. Ayrıca, TLD-200/TLD-100, TLD-400/TLD-100 ve TLD-400/TLD-200 şeklindeki kombinasyonların duyarlılıklarının değişen enerjiye tepkileri de gösterilmiştir.

4.1 Enerji Bağımlılıkları

Tablo 3.1’de verilen ölçüm protokollerine göre, 6 MeV ve 18 MeV enerjilerde 0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy dozlarda ışınlanan dozimetrelerden alınan TL cevapları TLD-100 için Tablo 4.1’de verilmiştir. Tablo 4.1 incelendiğinde, hem 6 MeV hem de 18 MeV enerjiler için doz değeri arttıkça alınan TL cevabının da 1 μC değerinden yaklaşık 46 μC değerlerine doğru arttığı görülmektedir. Bununla birlikte, 6 MeV’de alınan TL cevaplarının, 18 MeV’de alınan TL cevaplarına oranına ($\text{TL}_{6\text{MeV}}/\text{TL}_{18\text{MeV}}$) bakıldığında, oranların sırasıyla 0.91, 0.87 ve 0.83 şeklinde değiştiği görülmektedir.

Tablo 4.1: TLD-100 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.

Doz (Gy)	TL şiddetleri (μC)		6 MeV/ 18 MeV
	6 MeV	18 MeV	
0.2	1.26	1.36	0.91
1	6.64	7.61	0.87
5	38.70	46.82	0.83

Bu oransal değişimlere göre, TLD-100 dozimetresinin değişen enerji değerlerine (6 MeV \rightarrow 18 MeV) tepki verdiği açıktır. Bir başka ifade ile, TLD-100 ‘ün enerji bağımlılığı mevcuttur. Bu sonuç, önceki çalışmalarda verilen, Nelson ve arkadaşlarının 2010 yılında yapmış olduğu çalışmadaki sonuçlar ile oldukça uyumludur.

TLD-200 dozimetresinin uygulanan ışınlanma değerlerine verdiği TL cevapları Tablo 4.2’de verilmiştir. Tablo 4.2’ye göre, TLD-200’ün artan doz şiddetine karşı verdiği TL cevaplarının da arttığı görülmektedir. Ancak, TLD-200’ün TLD-100’e göre, 0.2, 1 ve 5 Gy’lik ışınlamaya verdiği TL cevaplarının, sırasıyla 28 kat, 30 kat ve 45 kat daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, farklı enerjilere karşılık alınan TL cevaplarının oranlarının (TL_{6MeV}/TL_{18MeV}) yaklaşık olarak 1 civarlarında olduğu belirlenmiştir. Bu sonuç, TLD-200 dozimetresinin enerji bağımlılığının olmadığını göstermektedir.

Tablo 4.2: TLD-200 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.

Doz (Gy)	TL şiddetleri (μC)		6 MeV/ 18 MeV
	6 MeV	18 MeV	
0.2	36.90	36.67	1.01
1	209.25	217.48	0.96
5	1943.49	1924.28	1.01

TLD-400 dozimetresinin doz-cevap verileri de Tablo 4.3’de sunulmuştur. TLD-400’den alınan TL cevabı da, TLD-100 ve TLD-200 dozimetrelerinde olduğu gibi artan doz şiddetine bağlı olarak artmaktadır. Alınan TL cevabı, TLD-100 ile karşılaştırıldığında tüm doz değerleri için yaklaşık olarak 5 kat daha fazladır. Farklı enerjilerden alınan TL cevaplarının oranları (TL_{6MeV}/TL_{18MeV}) ise, tüm doz değerleri için yaklaşık olarak 0.96 değerini vermektedir. Bu değişmeyen oran TLD-400 dozimetresinin enerji bağımlılığının olmadığını ifade etmektedir. Bu sonuç, Nelson tarafından 2010 yılında yapılan çalışma ile uyumludur.

Tablo 4.3: TLD-400 dozimetresinin 6 MeV ve 18 MeV enerjiler için doz-cevap verileri.

Doz (Gy)	TL şiddetleri (μC)		6 MeV/ 18 MeV
	6 MeV	18 MeV	
0.2	7.59	7.89	0.96
1	38.89	40.93	0.95
5	255.19	259.40	0.98

Radyoterapi kliniklerinde kullanılan lineer hızlandırıcılardan elde edilen ışınların enerjisi zaman içerisinde beklenmeyen şekilde değişebilmektedir. Bu değişimi fark ederek gerekli kalibrasyonların yapılması radyoterapi tedavileri açısından çok önemlidir. Farklı tiplerdeki dozimetrelerin, aynı doz değerine karşılık

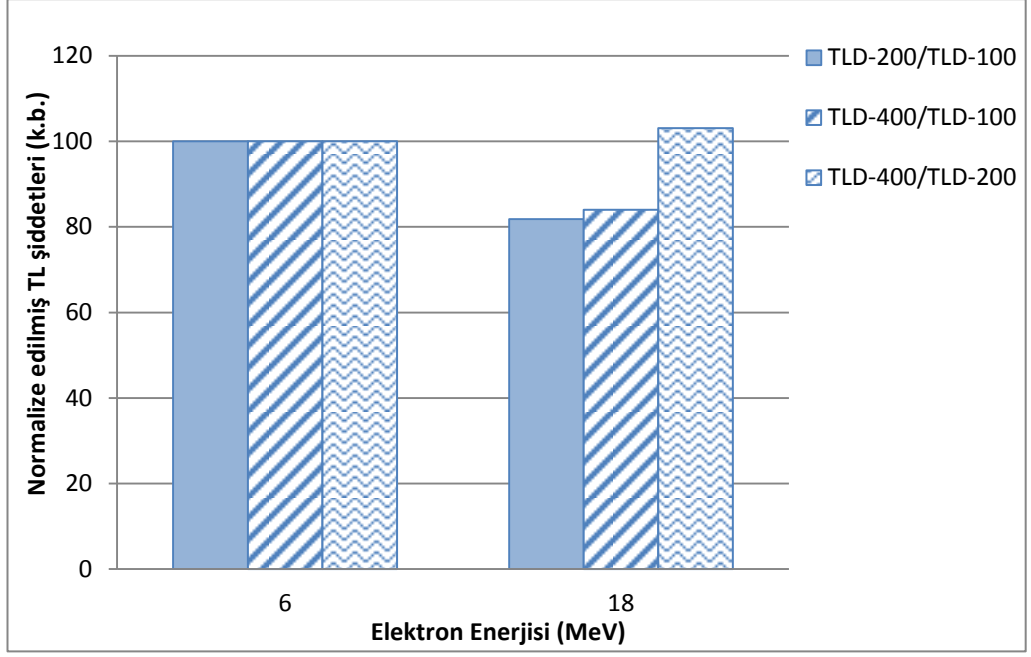
gelen TL cevaplarının birbirine oranı, tedavilerde kullanılan ışının enerjisinde değişim olup olmadığının kontrol edilmesi amacıyla kullanılabilir. 6 MeV ve 18 MeV'lik enerjilerde, 5 Gy doz değeri için yapılan ışınlama sonucunda elde edilen TL şiddetleri, TLD-200 ve TLD-400'ü TLD-100'e normalize edilerek TLD-200/TLD-100 ve TLD-400/TLD-100; TLD-400'ü TLD-200 normalize ederek de, TLD-400/TLD-200 kalibrasyon verileri hesaplanmıştır. Sonuçlar, Tablo 4.4'de verilmiştir.

Tablo 4.4: 5 Gy doz değerinde 6 MeV ve 18 MeV enerjileri için kalibrasyon verileri.

	TLD-200/TLD-100	TLD-400/TLD-100	TLD-400/TLD-200
6 MeV	50.225	6.595	0.131
18 MeV	41.099	5.540	0.135
% Fark	22	19	3

Tablo 4.4 incelendiğinde, TLD-200/TLD-100, TLD-400/TLD-100 ve TLD-400/TLD-200 kalibrasyon verileri için yüzde fark sırasıyla, %22, %19 ve %3 olarak hesaplanmıştır. Yüzde farklara göre kombinasyonlar değerlendirildiğinde, enerji değişimlerine en yüksek duyarlılığa sahip kombinasyon TLD-200/TLD-100; en düşük duyarlılığa sahip kombinasyon da TLD-400/TLD-200 olduğu görülmektedir.

6 MeV enerjili x-ışınları ile yapılan ışınlamalar sonucunda elde edilen TL şiddetleri 100'e normalize edilmiştir. Kullanılan x-ışınının enerjisi 18 MeV'e yükseltilecek ışınlama yapıldığında TL şiddetlerindeki değişim Şekil 4.1'da gösterilmiştir.

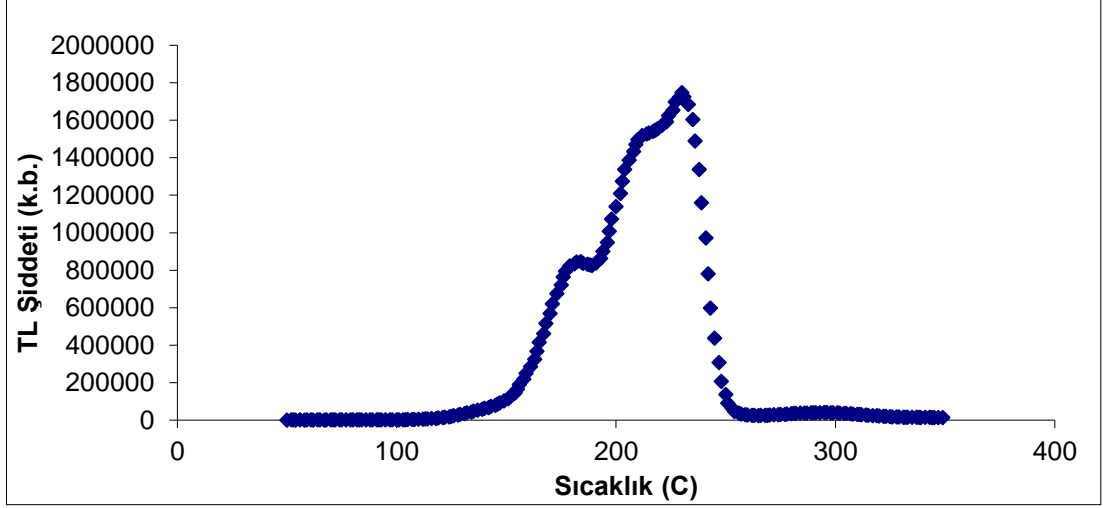


Şekil 4.1: TL malzemelerin farklı kombinasyonlarının 6 ve 18 MeV enerjilerde duyarlılık oranındaki değişim

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi, 6 MeV enerjisinden 18 MeV enerjisine değişim gerçekleştiğinde, bu enerji değişimine en yüksek duyarlılığı gösteren kombinasyon TLD-200/TLD-100 olarak belirlenmiştir. En düşük duyarlılık ise TLD-400/TLD-200 kombinasyonunda görülmektedir. TLD-400/TLD-100 kombinasyonu ise enerji değişime duyarlı olmakla birlikte, duyarlılığı TLD-200/TLD-100 ile TLD-400/TLD-200 kombinasyonları arasında yer almaktadır.

4.2 Doz Cevapları

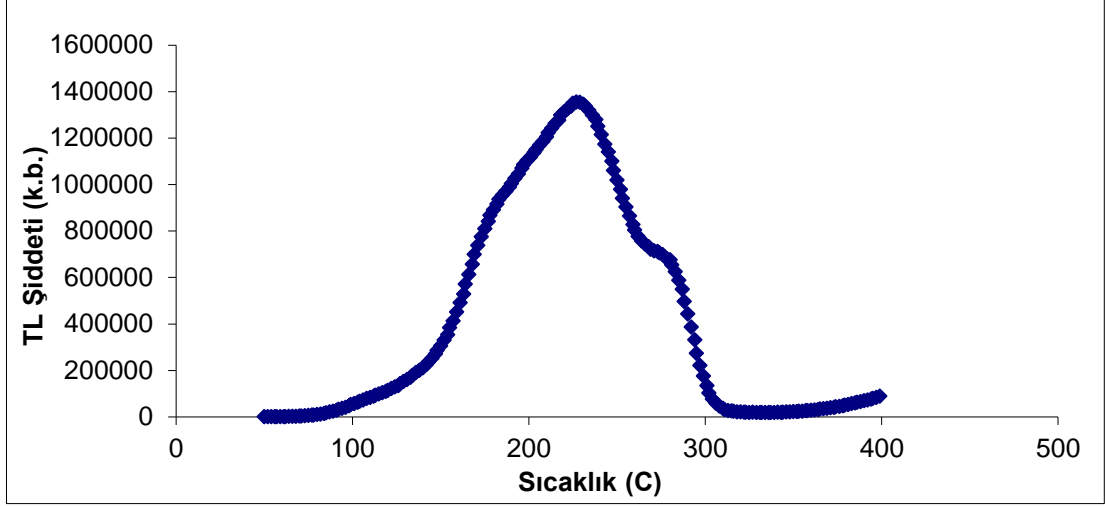
Bu bölümde, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin, elde edilen TL ışımaya (ısı) eğrileri ve materyallerin maruz kaldıkları 6-18 MeV enerjili radyasyona karşılık verdikleri cevapları gösteren doz-cevap eğrileri verilmektedir. Uygulanan tüm sıcaklık prosedürleri Tablo 3.1’de sunulmaktadır. Bir materyalin TL dozimetre amaçlı kullanılıp kullanılmayacağına karar verilmesi aşamasında TL ışımaya (ısı) eğrileri çok yararlıdır. Genel olarak ısı eğrisinin, mümkün olduğunca az sayıda pike sahip, yaklaşık olarak 200 °C civarlarında en yüksek pik değerine ulaşması beklenir (Pekpak 2010).



Şekil 4.2: TLD-100 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi

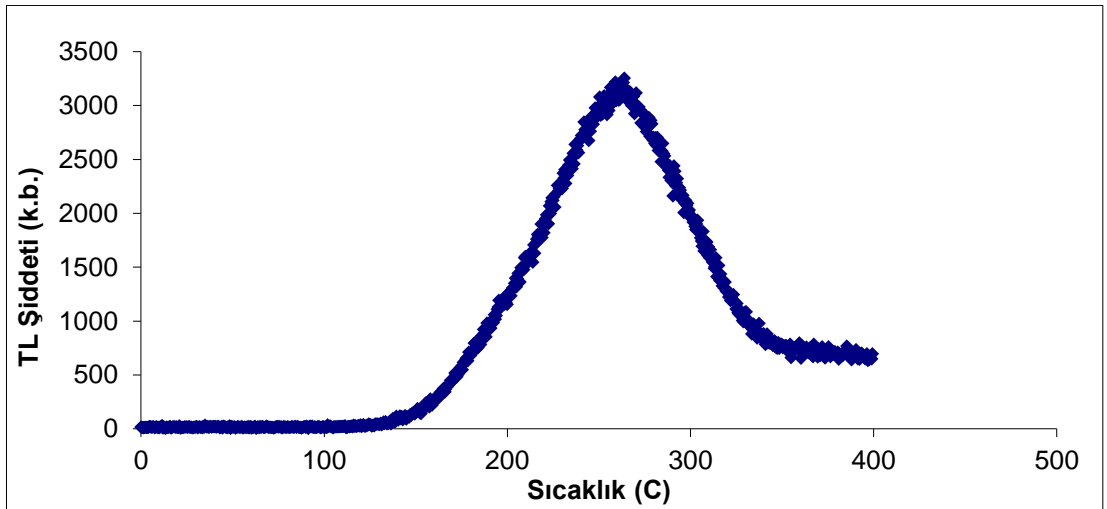
Bununla birlikte, ışıma eğrisindeki en yüksek pik kullanılarak doz eşdeğeri hesaplanmaktadır. Işıma eğrisinin altında kalan alan kullanılarak, TL dozimetrenin depoladığı doz miktarı hesaplanabilir.

İlk olarak, TLD-100 dozimetresinin ışıma eğrisi, 15 °C/s ısıtma hızı ile 100 °C'de ön-ısıtma işlemi uygulanmış ve dozimetrenin ışıma eğrisi, 2 °C/s sabit ısıtma hızı ile 50-350 °C sıcaklık aralığında elde edilmiştir. TLD-100'ün ışıma eğrisi Şekil 4.2'de verilmiştir. Eğri incelendiğinde, artan sıcaklığa bağlı olarak en sığ tuzak noktası 179 °C'de, sonraki 210 °C'de ve en fazla dozun soğurulduğu en yüksek (en derin) tuzak noktası ise 229 °C civarlarından belirlenmiştir. Bununla birlikte, sıcaklık arttıkça TLD-100'ün TL ışıma eğrisi hızlı bir şekilde azalarak yaklaşık 255 °C civarlarında sıfırlanmaktadır.



Şekil 4.3: TLD-200 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi

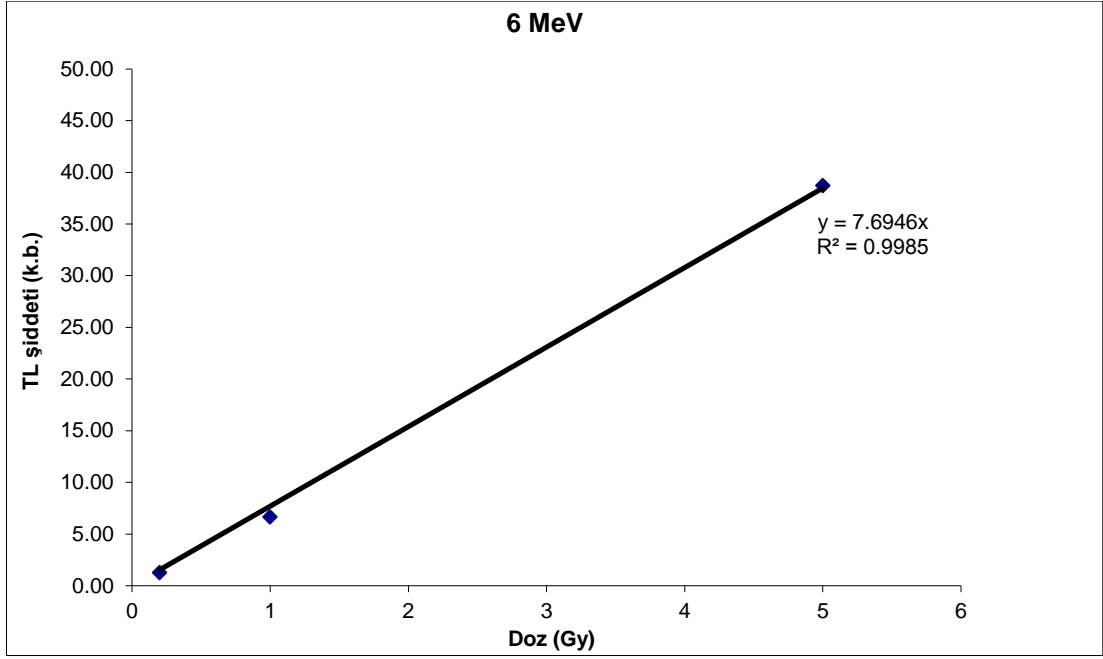
TLD-200'ün TLD ışıma eğrisini için, benzer şekilde, 15 °C/s ısıtma hızı ile 100 °C'de ön-ısıtma işlemi uygulanmıştır. Şekil 4.3'de verildiği gibi, 2 °C/s sabit ısıtma hızı ile 50-400 °C sıcaklık aralığında TL ışıma eğrisi elde edilmiştir. Şekil 4.3'i incelendiğinde, TLD-200 dozimetresinin en yüksek pik değerine 225 °C'de ulaştığı görülmektedir. Bu sonuç, ideal bir dozimetreden beklenen en yüksek pik değeri sıcaklığı (200 °C) ile oldukça uyumludur (Pekpak 2010). TLD-200 için önceki çalışmalarda rapor edilen maksimum pik değeri 227 °C olup, bizim elde ettiğimiz en yüksek pik değeri ile oldukça uyumludur (Kitis 1988). Yüksek sıcaklıklara doğru gidildikçe, yaklaşık 308 °C civarlarında TLD-200 dozimetresinin TL ışıması sıfır değerine indirgenmektedir. Bu davranış yüksek sıcaklıklarda TL ışıması ile kızılötesi ışımının birbirine karıştırılmaması için beklenen bir davranıştır.



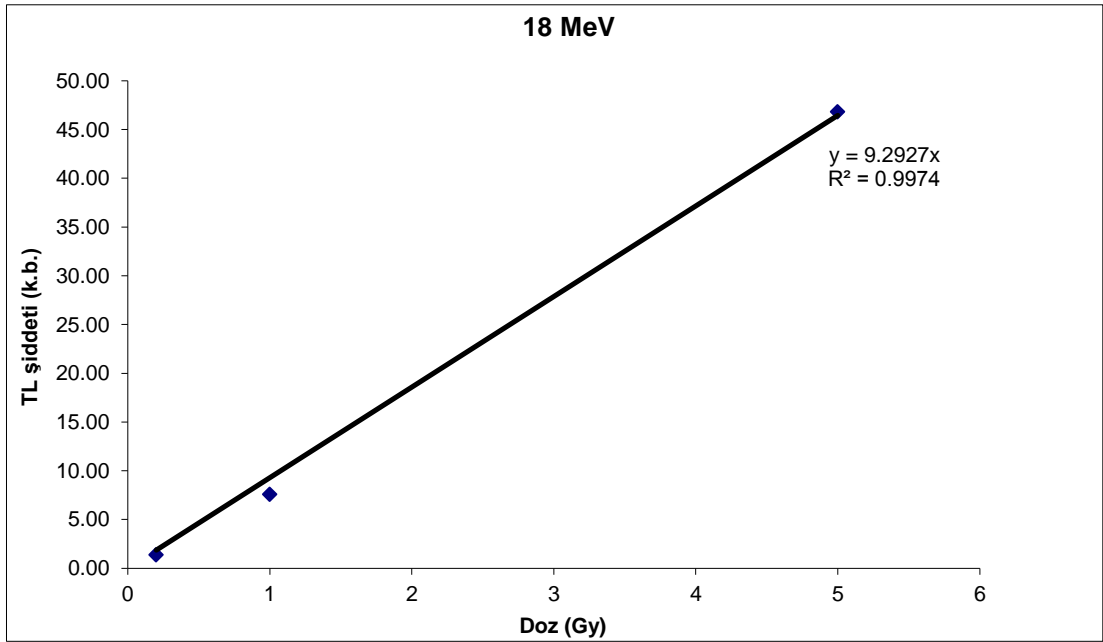
Şekil 4.4: TLD-400 dozimetresinin sıcaklığa karşılık TL şiddeti eğrisi

Son olarak, TLD-400 dozimetresinin TL ışıma eğrisi, 100 °C'de ön-ısıtma işlemi 25 °C/s ısıtma hızı ile uygulanarak, 0-400 °C sıcaklık aralığında 0.5 °C/s sabit ısıtma hızı ile belirlenmiştir. TLD-400'e ait ışıma eğrisi Şekil 4.4'de verilmiştir. Şekil 4.4'de görüldüğü gibi, TLD-400 dozimetresinin en yüksek pik değeri yaklaşık olarak 256 °C'dedir. Önceki çalışmalarda TLD-400 için rapor edilen en yüksek TL ışıma piki 260 °C'dir (Alpen 1990). Bizim elde ettiğimiz maksimum pik değeri sıcaklığının önceki çalışma ile oldukça uyumlu olduğu görülmektedir. Bu dozimetrenin ışıma eğrisi, TLD-100 ve TLD-200'den farklı olarak tek bir pik noktası içermektedir.

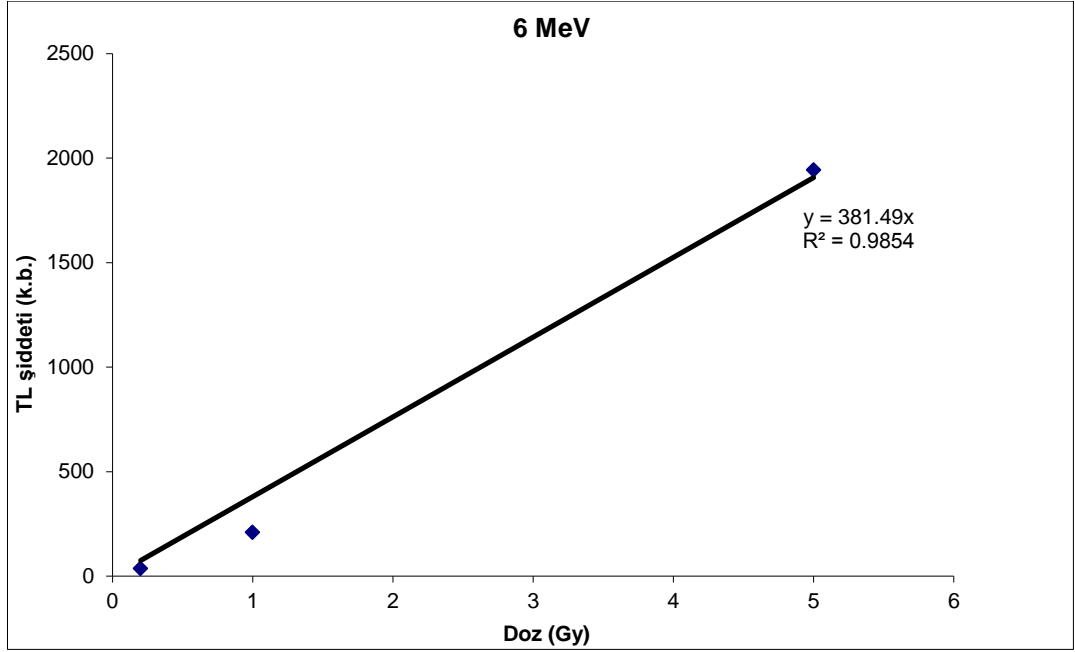
Doz-cevap doğruları, dozimetrelerin uygulanan radyasyona karşı verdikleri cevabın, maruz kaldıkları radyasyon doz değeri ile lineer (doğru orantılı) olduğunu göstermektedirler. Bu çalışmada, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin her birine 6-18 MeV enerjili x-ışınları (foton) kullanılarak, 0.2 Gy, 1 Gy ve 5 Gy dozlarında radyasyon uygulanmıştır. 6-18 MeV enerjili x-ışınları (foton) kullanılarak uygulanan her bir doz değerine karşılık yapılan sayımlar ile uygulanan doz değerleri arasındaki lineer ilişki, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetreleri için sırasıyla, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da verilmiştir. Bu şekillerde de gösterildiği gibi, TL doz-cevapları, lineer bir fonksiyon ile ifade edilmiştir (Chen ve McKeever 1997). Aşağıda verilen, doz-cevap doğrularından da anlaşılabilceği gibi, çalışılan doz aralığında, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetreleri 6-18 MeV enerjili x-ışınına oldukça lineer bir cevap sergilemişlerdir. Şekiller üzerinden lineer fit fonksiyonu ve R^2 değerleri de verilmiştir. R^2 değeri, deneylerden elde edilen veriler ile kullanılan fit fonksiyonu arasındaki uyumu ifade etmektedir.



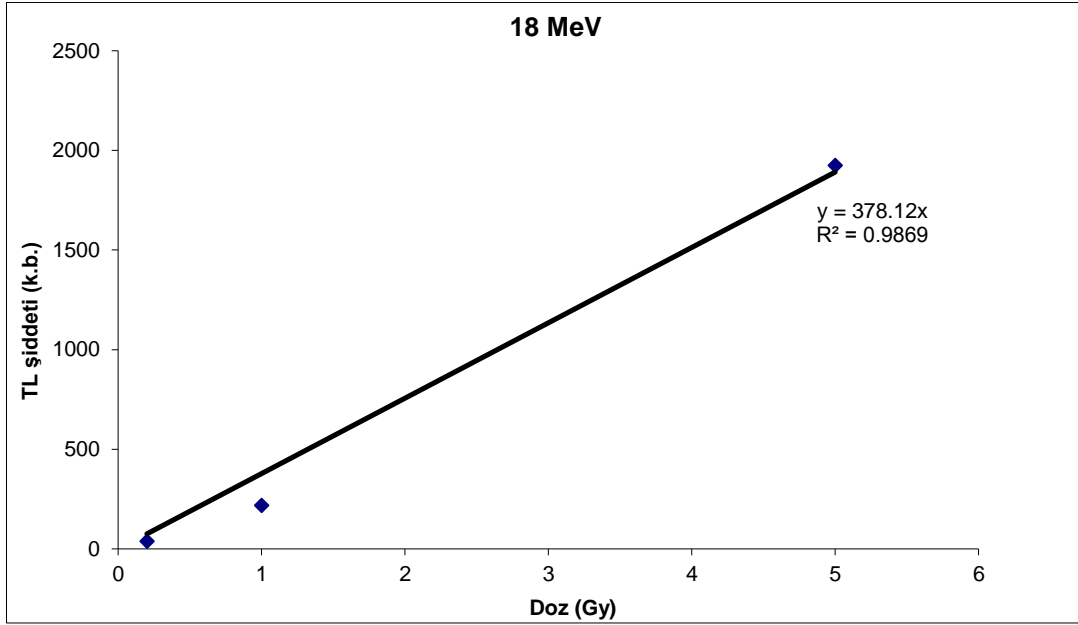
Şekil 4.5: TLD-100 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu



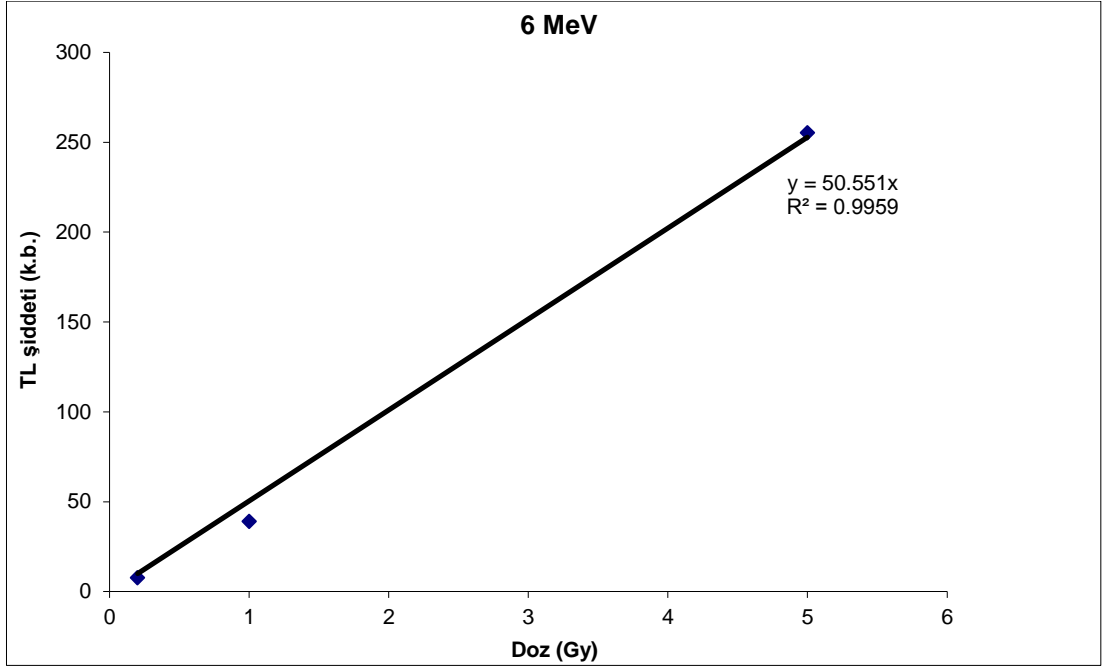
Şekil 4.6: TLD-100 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu



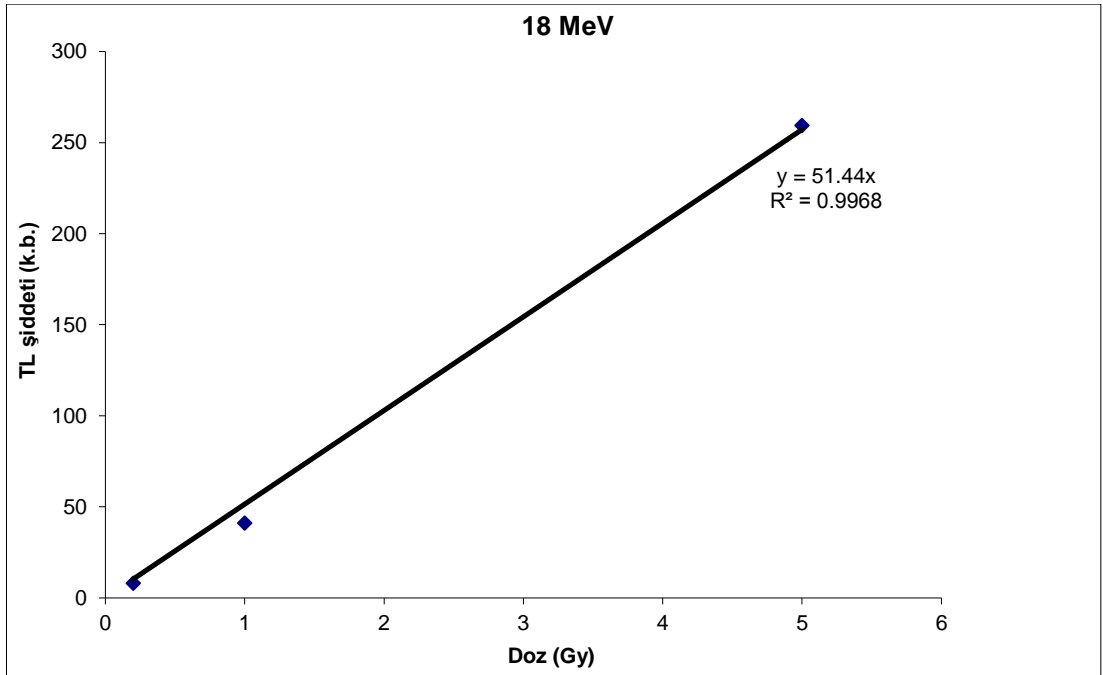
Şekil 4.7: TLD-200 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu



Şekil 4.8: TLD-200 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu.



Şekil 4.9: TLD-400 dozimetresinin 6 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu.



Şekil 4.10: TLD-400 dozimetresinin 18 MeV enerjisi için doz-cevap doğrusu

4.3 Duyarlılıklar

Kullanılan TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin değişen enerjilere karşılık duyarlılıklarını belirlemek amacıyla, 6 MeV ve 18 MeV enerjilerindeki x-ışını (foton) ile yapılan 5 Gy'lik ışınlamalar sonucunda elde edilen TL şiddetleri (μC), ($\mu\text{C}/\text{Gy}\cdot\text{mg}$) ve TLD-100'e normalize edilmiş TL şiddetleri Tablo 4.5'de verilmiştir.

Tablo 4.5'de incelendiğinde, hem 6 MeV hem de 18 MeV enerji değerleri için, en yüksek TL cevabı TLD-200 dozimetresine aittir. En düşük TL cevabı ile TLD-100 dozimetresinden alınmıştır. Bu davranış, gray.kütle başına TL cevapları içinde değişmemektedir.

Tablo 4.5: TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin duyarlılık verileri.

Dozimetre Kodları	6 MeV için TL Şiddeti (μC)	18 MeV için TL Şiddeti (μC)	6 MeV için TL Şiddeti ($\mu\text{C}/\text{Gy}\cdot\text{mg}$)	18 MeV için TL Şiddeti ($\mu\text{C}/\text{Gy}\cdot\text{mg}$)	6 MeV için Normalize TL Şiddeti	18 MeV için Normalize TL Şiddeti
TLD-100	38.70	46.82	0.310	0.375	1	1
TLD-200	1943.49	1924.28	12.957	12.829	42	34
TLD-400	255.19	259.40	1.570	1.596	5	4

6 MeV enerjisi için, TLD-100'ün TL şiddetine normalize edilen TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin TL ışınma şiddeti oranları sırasıyla, 1, 42 ve 5 olarak hesaplanmıştır. Bu durum değerlendirildiğinde, TLD-200 dozimetresi TLD-100'e göre 42 kat daha fazla ışınma (parıldama) yapmaktadır. Bir başka ifade ile TLD-200, TLD-100'den 42 kat daha duyarlıdır. Benzer şekilde, 18 MeV enerjili ışınlama için, TLD-100'e normalize TL ışınma oranları sırasıyla 1, 34 ve 4 olarak hesaplanmıştır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetreleri, enerji bağımlılıkları açısından incelendiğinde; TLD-100 dozimetresinin, 6-18 MeV enerjili x-ışını (foton) radyasyonuna maruz bırakılması aşamasında doz değeri arttıkça alınan TL cevabının da 1 μC değerinden yaklaşık 46 μC değerlerine doğru arttığı belirlenmiştir. 6 MeV’de alınan TL cevaplarının, 18 MeV’de alınan TL cevaplarına oranı ($\text{TL}_{6\text{MeV}}/\text{TL}_{18\text{MeV}}$), sırasıyla 0.91, 0.87 ve 0.83 şeklindedir. Bu oransal değişimlere göre, TLD-100 dozimetresinin değişen enerji değerlerine (6 MeV \rightarrow 18 MeV) tepki verdiği açıktır. Bir başka ifade ile, TLD-100 ‘ün enerji bağımlılığı vardır. Bu sonucun, önceki çalışmalar ile uyumlu olduğu belirlenmiştir.

TLD-200’ün TLD-100’e göre, 0.2, 1 ve 5 Gy’lik ışınlamaya verdiği TL cevaplarının, sırasıyla 28 kat, 30 kat ve 45 kat daha fazla olduğu görülmektedir. Bununla birlikte, farklı enerjilere karşılık alınan TL cevaplarının oranları ($\text{TL}_{6\text{MeV}}/\text{TL}_{18\text{MeV}}$) yaklaşık olarak 1 civarlarındadır. Bu sonuca göre, TLD-200 dozimetresinin enerji bağımlılığı yoktur.

TLD-400’den alınan TL cevabı da, TLD-100 ve TLD-200 dozimetrelerinin davranışlarına benzerdir. TLD-400’ün TL cevabı, TLD-100 ile karşılaştırıldığında tüm doz değerleri için yaklaşık olarak 5 kat daha fazladır. Farklı enerjilerden alınan TL cevaplarının oranları ($\text{TL}_{6\text{MeV}}/\text{TL}_{18\text{MeV}}$) ise, tüm doz değerleri için yaklaşık olarak 0.96 değerini vermektedir. Bu sabit oran TLD-400 dozimetresinin enerji bağımlılığının olmadığını ifade etmektedir. Bu sonuç, önceki çalışmalar ile uyumludur.

6-18 MeV enerjili x-ışınları ile 5 Gy doz değerinde yapılan ışınlamalardan elde edilen veriler kullanılarak, TLD-200/TLD-100, TLD-400/TLD-100 ve TLD-400/TLD-200 kombinasyonları oluşturulmuştur. Bu kombinasyonların, 6 MeV’den 18 MeV’e enerji değişimlerine verdikleri yüzde farklar sırasıyla, %22, %19 ve %3 olarak hesaplanmıştır. Yüzde farklara göre kombinasyonlar değerlendirildiğinde, enerji değişimlerine en yüksek duyarlılığa sahip kombinasyonun TLD-200/TLD-100; en düşük duyarlılığa sahip kombinasyonun da TLD-400/TLD-200 olduğu

görülmektedir. Buradan, anlaşılacağı üzere lineer hızlandırıcıların kalibrasyonlarında, enerji değişime en fazla tepkiyi veren TLD-200/TLD-100 kombinasyonunun kullanılması önerilmektedir.

Son olarak, çalışılan dozimetreler duyarlılıklar açısından incelendiğinde; 6 MeV enerjisi için, TLD-100'ün TL şiddetine normalize edilen TLD-100, TLD-200 ve TLD-400 dozimetrelerinin TL ışına şiddeti oranları sırasıyla, 1, 42 ve 5 olarak hesaplanmıştır. Buradan çıkartılacak sonuç, TLD-200 dozimetresi TLD-100'e göre 42 kat daha fazla ışına (parıldama) yapmaktadır. Bir başka ifade ile TLD-200, TLD-100'den 42 kat daha duyarlıdır. Benzer şekilde, 18 MeV enerjili ışınlama için, TLD-100'e normalize TL ışına oranları sırasıyla 1, 34 ve 4 olarak hesaplanmıştır.

6. KAYNAKLAR

Aitken, M.J., “Magnetic Prospecting: The Proton Gradiometer”, *Archaeometry*, 3, 1, 38-40, (1960).

Alpen, E.L., *Radiation Biophysics*, Course text book, Academic Press 2nd Edition, Chapter 1, Quantities and Units, (1990).

Basdevant, J.L., Rich, J., Spiro M., *Fundamentals in Nuclear Physics*, Palaiseau, France, (2005).

Bomford, C.K., *Textbook of Radiotherapy.*, Churchill Livingstone Pbl., (1993).

Bos, A.J.J., “High Sensitivity Thermoluminescent Dosimetry”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B*, 184, 3-28, (2001).

Bravim, A., Sakuraba, R.K., Cruz, J.C., Campos, L.L., “Dose–response and intrinsic efficiency of thermoluminescent dosimeters in a 15 MV clinical photon beam in a liquid water phantom”, *Applied Radiation and Isotopes*, 70, 1360-1362, (2012).

Cameron, J.R., Suntharalingam, N., and Kenney, G.N., *Thermoluminescent Dosimetry*, The University of Wisconsin Press, (1968).

Cember, H., and Johnson, T.E., *Introduction to Health Physics*, The McGraw-Hill Companies, United States, 873, (2009).

Chen, R., and Mckeever, S.W.S., *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*, World Scientific Publishing, Singapore, 559, (1997).

Cox, J. D., *Moss’ Radiation Oncology*, Mosby Publishing, United State, (1994).

Daniels, F., Boyd, C., Saunders, D., “Thermoluminescence as a research tool”, *Science*, 117,343-349, (1953).

Devita, V.T., *Cancer Principles and Practice of Oncology*, Lippincott Raven Publishing, United State, Pennsylvania, (1997).

Dirican, B., “LiF’ün Dozimetrik Özellikleri ve Sağlık Fiziği Uygulamalarında Kullanılması”, Doktora Tezi, *Selçuk Üniversitesi*, Konya, (1988).

Furetta, C., and Weng, P.S., *Operational Thermoluminescence Dosimetry*, World Scientific Publishing Co. Ptc. Ltd., Singapore, 252, (1998).

Furetta C., *Handbook of Thermoluminescence*, World Scientific Publishing, London, 15, (2003).

Garlick, G.F.J., and Gibson, A.F., “Electron traps and dielectric changes in phosphorescent solids”, *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 188,485-509, (1948).

Ginther, R.J., “Sensitized Luminescence of CaF₂: (Ce+Mn)”, *J. Electrochem. Soc.*, 101, 248, (1954).

Gökçe, M., “Radyoterapi Uygulamalarında LiF Dozimetreleri Kullanılarak Doku Eşdeğer Ortamlarındaki Doz Dağılımlarının İncelenmesi”, Doktora Tezi, *Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Nükleer Bilimler Anabilim Dalı*, İzmir, (2009).

Houtermans, F., Jaeger, E., Schoen, M., and Stauffer, H., “Messungen der Thermolumineszenz als Mittel zur Untersuchung der thermischen und der Strahlungsgeschichte von natürlüchten Mineralien und Gesteinen” *Ann. Phys.* 20, 283-292, (1957).

ICRP, *The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Report 60, Pergamon Press, Oxford, (1991).

Khan, F. M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams and Wilkins Publishing, United State, Philadelphia, (1984).

Khan, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, United State, Philadelphia, 700, (2003).

Kitis, G., and Charalambous, S., “Behaviour of TL-dosimeters irradiated at various temperatures”, *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part D. Nuclear Tracks and Radiation Measurements*, 14, 1–2, 199–202, (1988).

Kron, T., *Dose measuring tools, The Modern Technology of Radiation Oncology*, Van Dyk, J. (Ed.), Madison, USA, 19, (1999).

Kurtman, C., “Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi”, *Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı* cilt 1, sayı 1, (2000).

Lakshmanan, A.R., Shinde, S.S., and Bhatt, R.C., “Ultraviolet-induced thermoluminescence and phosphorescence in Mg₂SiO₄:Tb”, *Phys. Med. Biol.*, 23, 952, (1978).

Levitt, S.H., Purdy, J.A., Perez, C.A., Vijayakumar, S., *Technical Basis of Radiation Therapy*, Springer Berlin Heidelberg, United State, New York, 167-177, (2006).

Lyman, T., “Notes on the Luminescence of Glass and Fluorite”, *Phys. Rev.*, 40, 578-582, (1932).

Massillon, G., Avila, O., and Brandan, M.E., “Supralinear Response of LiF:Mg,Ti (TLD-100) after Exposure to 100 keV Average Energy X-rays”, *Radiation Measurement*, 46, 1357-1360, (2011).

May, C.E. and Partridge, J.A., “Thermoluminescent kinetics of alpha-irradiated alkali halides”, *Journal of Chemical Physics*, 40, 1401-1409, (1964).

McKeever, S.W.S., *Thermoluminescence of solids*, Cambridge University Press, England, London, (1985).

McKinlay, A.F., *Thermoluminescence Dosimetry, Medical Physics Handbook 5*, Adam Hilger Ltd., England, Bristol, (1981).

Nelson, V.K, McLean, I.D., Holloway, L., “Use of thermoluminescent dosimetry (TLD) for quality assurance of orthovoltage X-ray therapy machines”, *Radiation Measurements*, 43, 908-911, (2008).

Nelson, V., McLean, D., Holloway, L., “Thermoluminescent dosimetry (TLD) for megavoltage electron beam energy determination”, *Radiation Measurements*, 45, 698-700, (2010).

Nelson, V., Gray, A., “Electron beam energy monitoring using thermoluminescent dosimeters and electron back scattering”, *Radiation Measurements*, 56, 213-216, (2013).

Nelson, V.K, Holoway, L., McLean, I.D., ”The application of thermoluminescence dosimetry in X-ray energy discrimination”, *Australas Phys. Eng. Sci. Med.*, 38, 543-549, (2015).

Nur, N., "Ametistlerin Termoluminesans Yöntemiyle Dozimetrik Karakteristiğinin Analiz Edilmesi", Doktora tezi, *Çukurova Üniversitesi*, Adana, 171, (2010).

Pekpak, E., Yılmaz, A., and Özbayoglu, G., "An Overview on preparation and TL characterization of lithium borates for dosimetric use", *The Open Mineral Processing Journal*, 3, 14–24, (2010).

Perez, P., Brady, L.W., Roti Roti, J.L., *Overview. N Perez C.A., Brady, L.W. (eds): Principles and Practice of Radiation Oncology*, Lippincott-Raven, ed 3, New York, Philadelphia, 1-78, (1998).

Pradhan, A.S., Sharma, P.K.D., Shirva, V.K., "Thermoluminescence response of Al₂O₃:C to UV and ionising radiation", *Radiation Protection Dosimetry*, 64 (3), 227-231, (1996).

Pusey, W. A., *The Practical Application of the Rontgen Rays in Therapeutics and Diagnosis*, W.B. Saunders & Company, New York, Philadelphia, (1903).

Randall, J.T. and Wilkins, M.H.F., "The phosphorescence of various solids", *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 184, 347-364, (1945a).

Randall, J.T. and Wilkins, M.H.F., "Phosphorescence and electron traps. I. The study of trap distributions", *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 184, 365-389, (1945b).

Randall, J.T. and Wilkins, M.H.F., "Phosphorescence and electron traps. II. The interpretation of long-period phosphorescence", *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 184, 390-407, (1945c).

Schayes, R., et al., First International Conference on Luminescence dosimetry, *AEC Symp. Ser. Vol. 8, CONF-650637*, 138, United State, Standford, (1965).

Steel, G., *Basic Clinical Radiobiology*, Oxford University Pres, New York, (1997).

Vana, N., Schöner, W., Fugger, M., and Akatov, Y., "Absorbed Dose Measurement and LET Determination with TLDs in Space", *Radiation Protection Dosimetry*, 66, 1-4, 145-152, (1996).

Vij, D.R., *Luminescence of Solids*, Plenum Pres, New York, (1998).

Yazıcı, A.N., “The influence of heating rate on the TL response of glow peaks of beta-irradiated CaF₂:Dy (TLD-200)”, *Journal of Physics D: Applied Physics*, 38, 3860-3864, (2005).

Yıldız, D., “Precise Tedavi Planlama Sisteminin 6 MV ve 18 MV Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetri, Elektronik Portal Görüntüleme ve In-vivo Dozimetrik Sistemleriyle Kalite Kontrolü”, Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Anabilim Dalı*, Ankara, (2008).

Zha, Z., Wang, S., Wu, F., Chen, G., Li, Y., Zhu, J., “Measurement of extremely low level dose with LiF(Mg,Cu,P) TL chips”, *Radiation Protection Dosimetry*, 17(1-4), 415-418, (1986).

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Fatma KAYA SOYKAN

Doğum Yeri ve Tarihi : Uşak, 23.01.1987

Lisans Üniversite : Pamukkale Üniversitesi

Elektronik posta : fatmakaya7887@gmail.com

İletişim Adresi : Kervansaray Mah. Şht. Doğan Yılmaz Cad.
Mehmet Karaca Apt. No:9, Kat:4, D:7, Merkez/KIRŞEHİR