2019

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Pelin SELAĞZI



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLARIN GÖZETİMLİ ALANDAKİ ORTAM DOZLARININ TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRE İLE ÖLÇÜLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Pelin SELAĞZI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2019

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLARIN GÖZETİMLİ ALANDAKİ ORTAM DOZLARININ TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRE İLE ÖLÇÜLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Pelin SELAĞZI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2019

T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcı Cihazların Gözetimli Alandaki Ortam Dozlarının Termolüminesans Dozimetre ile Ölçülmesi

Pelin SELAĞZI

Yüksek Lisans Tezi

15.08.2019

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Aytunç ATEŞ

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Aytunç ATEŞ

Prof. Dr. Selim ACAR

Dr. Öğr. Üyesi Mesut AKYOL

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Doç. Dr. Ender ŞİMŞEK

Enstitü Müdürü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

15/08/2019



Pelin SELAĞZI

Sevgili babam Kemal SELAĞZI, annem Ayşe SELAĞZI

ve

kardeşim Can SELAĞZI'na ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen, yüksek lisans eğitimim boyunca tüm bilgi ve birikimi ile sonsuz katkıda bulunan değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Aytunç ATEŞ'e,

Tezin laboratuar çalışmaları aşamasında yardımcı olan ve olanak sağlayan Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, TLD kalibrasyonu, okuma işlemleri ve yorumlanması aşamasındaki katkılarından dolayı Fizik Yüksek Mühendisi Yasemin KAVAS ve Arş. Gör. Engin AŞLAR'a,

Tez çalışmamın sonucunda elde ettiğim verilerin istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mesut AKYOL'a

Çalışmalarımın her aşamasını lisans sürecimden itibaren destekleyen, tüm bilgisini koşulsuz paylaşan rol modelim Sayın Alpay LEVENT'e,

Lisans eğitimimden itibaren hem maddi hem manevi desteklerinden dolayı başta Sayın Naki DEĞERLİ olmak üzere tüm Medideal Medikal Projeler ve Çözümler San. Tic. A.Ş. ailesine,

Her konuda yardımlarını ve sonsuz desteklerini esirgemeyen çok sevgili babam Kemal SELAĞZI, annem Ayşe SELAĞZI ve kardeşim Can SELAĞZI'na teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iii**
ABSTRACT ..... **iv**
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **v**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **vii**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **ix**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **2**
2.1. Radyasyon 2
2.1.1. İyonlaştırıcı Radyasyon 3
2.2. LiF: Mg, Ti (TLD 100) Dozimetre ve Karakteristik Özellikleri 7
2.2.1. Lüminesans Olayı 7
2.2.2. Termolüminesans 11
2.2.3. Kristal Kusurları 13
2.2.4. Termolüminesans Dozimetreler 18
2.2.5. TLD Uygulama ve Kullanım Alanları 24
2.3. Radyasyon Doz Nicelikleri ve Ölçüm Birimleri 27
2.3.1. Işınlama Birimi 27
2.3.2. Soğurulmuş Doz Birimi 27
2.3.3. Eşdeğer Doz Birimi (Biyolojik Doz) 28
2.3.4. Etkin Doz 29
2.4. Radyasyon Riski ve Doz Limitleri 29
2.5. Zırhlama Tasarım Hedefi (P) 30
2.6. Radyasyon Alanları 30
2.6.1. Kontrollü alanlar 31
2.6.2. Kontrolsüz alanlar 31
2.7. Zırhlama tasarımı ile ilgili önemli varsayımlar 31
2.8. Temel tanımlar ve birimler 32
2.8.1. İş yükü (W) 32
2.8.2. Kullanım Faktörü (U) 32
2.8.3. Meşguliyet Faktörü 33
2.8.4. Koruyucu bariyerler 34

2.9. Temel İlkeler 34
2.10. Stratejik zırhlama planı 35
2.11. Cihaz Odalarının İnşaat Detayları 36
2.12. Zırhlama Malzemeleri 36
2.12.1. Sıradan beton 36
2.12.2. Ağır beton 37
2.12.3. Kurşun 37
2.12.4. Çelik 37
2.12.5. Polietilen ve parafin 37
3. MATERYAL VE YÖNTEM 39
3.1 Materyal 39
3.1.1 Metal Düzenek 40
3.1.2. Harshaw TLD Okuyucu 41
3.1.3. TLD Fırını 41
3.1.4. Termolüminesans Dozimetrelerin Kalibrasyonu 42
3.1.5. TL Okuması 44
3.1.6. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı 44
3.1.7. NCRP-151 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri 45
3.1.8. Birincil Bariyerler 46
3.1.9. İkincil Bariyerler 47
3.1.10. Kapılar ve Labirentler 48
3.2. Yöntem 50
3.2.1. TLD' lerin Kalibrasyonu ve Paketlenmesi 52
3.3 İstatistiksel Analizler 54
4. BULGULAR 55
4.1. Termolüminesans Dozimetrelerin nC Cevabı 55
4.2. Termolüminesans Dozimetrelerin μGy Cevabı 58
5.TARTIŞMA 65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 67
7. KAYNAKLAR 68
8. EKLER 70
EK-1. Etik Kurul Raporu 70
EK-2. Özgeçmiş 71

ÖZET

Radyoterapide Kullanılan Lineer Hızlandırıcı Cihazların Gözetimli Alandaki Ortam Dozlarının Termolüminesans Dozimetre ile Ölçülmesi

Radyoterapi merkezlerinde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarının bulunduğu tedavi ünitesindeki, zırhlı kapı ve kumanda odasının dışından 2 farklı noktada TLD-100 dozimetre ile ortam radyasyon miktarı ölçülmüştür. Ölçümler her bir tedavi ünitesi için 5 iş günü tekrarlanılmıştır, ilaveten 5 iş günü boyunca toplam ortam radyasyon dozunun tespiti için aynı noktalara 2'şer adet TLD-100 dozimetre de haftalık ortam doz tayini için yerleştirilmiştir. Her bir noktada ölçüm yapabilmek için 3'er adet TLD-100 dozimetre kullanılmış ve ölçüm sonuçları ortalama doz olarak tespit edilmiştir. Haftalık yapılan ölçümler her tedavi ünitesi için toplamda 4 hafta olacak şekilde tekrarlanılmıştır. Ortam radyasyon doz ölçümleri 5 farklı radyoterapi ünitesinde gerçekleştirilmiştir. TLD-100 dozimetreler zırhlı kapı ve kumanda odasında günlük 7 saat bekletilmiştir.

NCRP-151 ve IAEA-SRS 47 raporlarına göre ölçüm alınan lineer hızlandırıcı cihazlar için teorik zırhlama hesaplamaları yapılıp, hesaplamalar sonucunda da ortam radyasyon miktarının Uluslararası Atom Enerjisi Kurumunun belirlediği doz sınır değerlerinden; halk için yıllık 1mSv, radyasyon personeli için ise yıllık 20mSv olan sınır değerlerine göre yorumlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Gözetimli alan, ortam dozu, radyoterapi ünitesi, TLD

ABSTRACT

Determination of Ambient Dose Measurement Using TLD in Observed Areas of Linear Accelerators

The amount of ambient radiation dose was measured by TLD-100 dosimeter at 2 different points outside the door and control room in radiotherapy unit. Measurements were repeated for 5 working days for each treatment unit. In addition, 2 additional TLD-100 dosimeters were placed at the same points for detection of the total leakage radiation dose for 5 working days. Three TLD-100 dosimeters were used to measure at the same point. Measurement results were determined as the average dose. Weekly measurements were repeated for a total of 4 weeks for each treatment unit. Leak radiation dose measurements were performed in 5 different centers. TLD-100 dosimeters were kept in doors and control rooms for 7 hours daily.

According to the NCRP-151 and IAEA-SRS 47 reports, theoretical armor calculations were made for the linear accelerator devices, and as a result of these calculations, the amount of ambient radiation was determined based on dose limit determined by IAEA which is 1 mSv for public and 20 mSv for personnel.

Keywords: Ambient dose, monitoring areas, radiotherapy unit, TLD

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

α : Alfa

β : Beta

γ : Gama

φ_A : İzomerkezdeki Birim Dozda Soğrulmuş X-Işınının Herhangi Bir Noktadaki Toplam Nötron Akısına Oranı

µGy : Mikro Gray

µSv : Mikro Sievert

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

Akb : Atomik Kütle Birimi

B_{pri} : Birincil Bariyerin Geçiş Faktörü

BPE : Borated Polyethylene

Gy : Gray

IAEA : International Atomic Energy Agency

J : Joule

keV : Kilo Elektron Volt

LiF : Lityum Florür

LiF:Mg,Ti : Magnezyum ve Titanyum Katkılı Lityum Florür

LİNAK : Lineer Akseleratör/Hızlandırıcı

MV : Mega Volt

MeV : Mega Elektron Volt

mGy : Mili Gray

mSv : Mili Sievert

Mg : Magnezyum

MLC : Multi Leaf Collimator (Çok yapraklı kolimatör)

MU : Monitor Unit

nC : Nano Count

NCRP : National Council on Radiation Protection and Measurements

P : Zırhlama Tasarımı

PMT : Foto Çoğaltıcı Tüp

Rad: : Radiation Absorbed Dose

Sv : Sievert

T : Meşguliyet Faktörü

TAEK : Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

Ti : Titanyum

TLD : Termolüminesans Dozimetre

TL : Termolüminesans

TVL : Onda bir kalınlık değeri

V : Volt

W : İş Yükü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Radyasyon sınıflandırması..... 2
Şekil 2.2. İyonize radyasyon gösterimi..... 3
Şekil 2.3. X- ışını tüpü..... 5
Şekil 2.4. İyonize radyasyon giriciliği..... 6
Şekil 2.5. TLD-100'de ışıma oluşum mekanizması..... 8
Şekil 2.6. Floresans olayı..... 9
Şekil 2.7. Fosforesans Olayı..... 9
Şekil 2.8. (a)Tekli kristal yapının enerji diagramı (b) Radyasyonla uyarılmış kristal yapıda elektron ve deşiklerin tuzaklanışı (c) Isıtmanın ardından tuzaklanan elektronların alçak enerji durumlarına dönmelerinin sonucu ışık foton yayınlanması 11
Şekil 2.9. Kristal yapının içerisinde ışınlamayla gerçekleşen aşama..... 12
Şekil 2.10. Işınlanan kristal yapı içinde ısıtmayla gerçekleşen eylem..... 13
Şekil 2.11. İdeal bir kristalin üç boyutlu yapısı LiF..... 13
Şekil 2.12. İçsel kusurlara sahip orijinal bir kristal yapısı (LiF)+alkali, iyonun Li^{+}, -halojen iyonun (F), ⊞ alkali iyon boşluğu, ⊟ halojen iyonun boşluğu, ⊕ örgüye ait olmayan bir noktadaki alkali iyonun, ⊖ örgüye ait olmayan bir noktadaki halojen iyonun gösterimi..... 14
Şekil 2.13. Yerine geçmek için hazır olan değerlikli katyon safsızlığı Mg^{+2}..... 15
Şekil 2.14. (a) yerinden ayrılmış olan alkali iyon, (b) birleşik 16
yapı oluşturabilmek için iyonları çekimi..... 16
Şekil 2.15. Gerçek bir kristalde meydana gelen V, V_k ve V_3 merkezleri..... 17
Şekil 2.16. Tez çalışması sırasında kullanılan TLD dozimetriye ait bir ışıma eğrisi. 19
Şekil 2.17. TL eğrisinin soğurulan doza göre gösterim şekli..... 20
Şekil 2.18. Farklı tür TLD materyallere ait doz cevap eğrileri. A) SiO2 (silisyumdioksit) malzemenin doz cevap eğrisi B) LiF: Mg,Ti) dozimetrisinin lineer, supralineer, sublineer doz eğrisi C) CaF2:Mn (TLD-400) dozimetrisinin zayıf supralineerlik gösteren doz cevap eğrisi..... 21
Şekil 2.19. TLD-100 materyalinin 60 mGy Co_{60} kaynağı ile ışınlamasına..... 23
ait ışıma eğrisi..... 23
Şekil 2.20. Dozimetre uygulama alanları..... 24
Şekil 2.21. Kişisel dozimetre..... 26
Şekil 2.22. Birincil ve ikincil radyasyon..... 34
Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan TLD-100 dozimetreler..... 40

Şekil 3.2. TLD dozimetrelerin kodlanması ve tavlama işlemeleri sırasında kullanılan metal düzenek..... 40
Şekil 3.3. Harshaw TLD-100 okuyucu cihazı..... 41
Şekil 3.4. TLD100 fırını. 42
Şekil 3.5. TLD dozimetrenin 1mGy ışınlama sonrası nC olarak doz cevabı ve ışıma eğrisi..... 43
Şekil 3.6. TLD dozimetrenin 1mGy ışınlama sonrası nC olarak siyah cisim ışımasından dolayı oluşan doz cevabı ve ışıma eğrisi..... 44
Şekil 3.7. Varian DHX model cihaz 45
Şekil 3.8. Basit zırhlama şeması 46
Şekil 3.9. Nötron kaynaklı gama ışınları ve nötronların labirent kapının dışında oluşturduğu eşdeğer doz hesabı için oda düzeni 48
Şekil 3.10. Kare TLD-100 kalınlığının ölçülmesi. 51
Şekil 3.11. Kare TLD-100 genişliğinin ölçülmesi. 51
Şekil 3.12. Zırhlı kapı. 53

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Lüminesans çeşitleri ve uyarılma şekilleri. 10
Tablo 2.2. Dozimetrelerin çalışma doz aralığı. 22
Tablo 2.3. Radyasyonun türlerinin RBE, rölatif biyolojik etkinlik KF; kalite faktörü. 29
Tablo 2.4. Primer koruyucu bariyerler için tipik kullanım faktörü. 33
Tablo 2.5. Tavsiye edilen meşguliyet faktörleri. 33
Tablo 4.1. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında nC ortancaları. 56
Tablo 4.1. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında nC ortancaları (Devam). 57
Tablo 4.2. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında okunan doz (μGy) ortancaları. 58
Tablo 4.2. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında okunan doz (μGy) ortancaları (Devam)..... 59
Tablo 4.3. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm günlerindeki hasta sayıları. 60
Tablo 4.4. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında okunan doz (μGy) ortancaları 62
Tablo 4.5. Merkezlerde alınan ölçümlerin yasal doz sınırına göre gösterimi. 63

1. GİRİŞ

Radyasyon onkoloji, kanserli dokuları iyonize radyasyon ile tedavi ederken sağlıklı çevre dokulara da en az zararı vermeyi amaçlayan bir bilim dalıdır. Bu tıbbi dalın ortaya çıkışı 1895 yılında Wilhem Conrad Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfine kadar dayanır.

Radyoterapi ünitelerinde tedavi amacı ile kullanılan iyonize radyasyonun ener jisi mega volt (MV) mertebesinde yüksek olduğu için gerekli korunma önlemleri alın madan kullanıldığında geri dönüşümsüz hasarlara neden olur. İyonize radyasyonun sağladığı faydaların yanısıra, ihmal edilemeyecek düzeyde dezavantajları da olduğun dan bu zararların uygun korunma önlemleri ile bertaraf edilmesi ve düzenli aralıklarla ölçülmesi önemlidir. Bu yüzden radyoterapi ünitelerinde zırhlamanın yapılması çalışa nlar ve halk sağlığı açısından oldukça önemlidir.

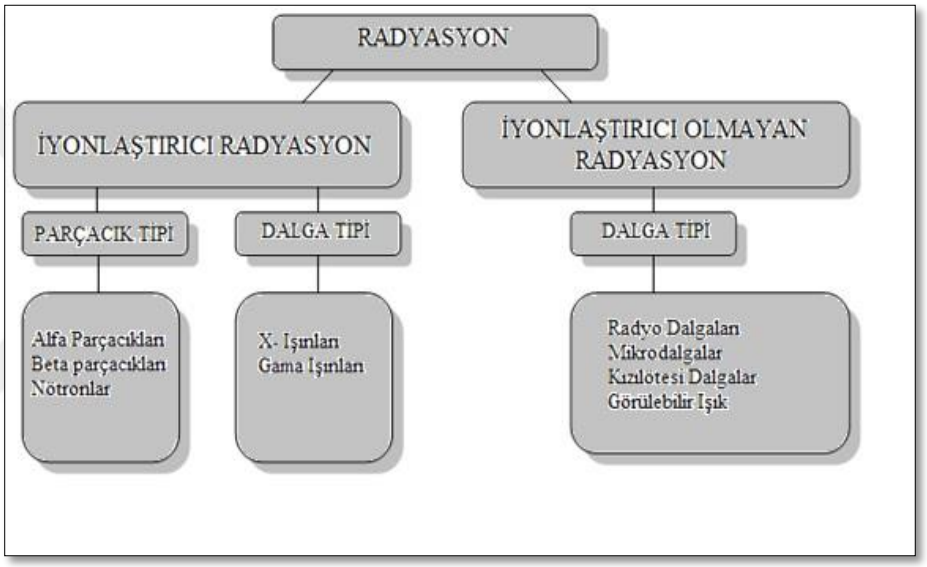
Radyasyondan korunmanın üç temel ilkesi vardır. Bunlar; zaman, mesafe ve zırhlamadır. Bu tez çalışmasında radyasyondan korunma prensiplerinden birisi olan zırhlamanın önemini ve raporlarda belirtilen zırhlama hesaplamalarına bakılarak yapılan ölçümlerin değerlendirilmesi üzerine bilgi vermek amaçlanmaktadır. Zırhlamanın amacı, halkın ve çalışanların maruz kaldıkları radyasyon sınırını kabul edilebilir seviyelerde tutmaktır. Zırhlamada kullanılacak duvarın malzeme tipi ve kalınlığı zırhlanacak cihazın enerji miktarına ve kullanım şekline göre değişiklik gösterir.

Aynı zamanda radyasyondan korunmanın amacı, çalışanların ve halkın maruz kaldığı iyonize radyasyon miktarını kabul edilebilir sınırlarda tutmaktır. Bu tez çalışmasında termolüminesans dozimetre (TLD) ile yapılan doz ölçümleri Radyasyon dan Korunma ve Ölçüm Ulusal Konseyi'nin (NCRP) 151 nolu raporu ve Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı tarafından yayınlanan Safety Reports Series (SRS) 47 numaralı raporunda belirtilen hesaplamalara bakılarak değerlendirilmiştir. Bu tezin amacı, radyoterapi ünitelerinde çalışan ve halk sağlığı açısından önemli olan gözetimli alanların ortam dozunun Uluslararası Atom Enerjisi Kurumunun belirlediği yasal doz sınırlarına uygunluğu açısından araştırılması ve değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon

Radyasyon; bir kaynaktan dalga veya parçacık halinde bir ortamdan başka bir ortama enerji salınmasıdır yani en temel hali ile bir enerji transferidir. Canlı varlıklar tarafından farkedilemeyen radyasyon, ancak ve ancak varlığı özel olarak tasarlanmış dedektörler sayesinde tespit edilebilir (20).



Şekil 2.1. Radyasyon sınıflandırması (1).

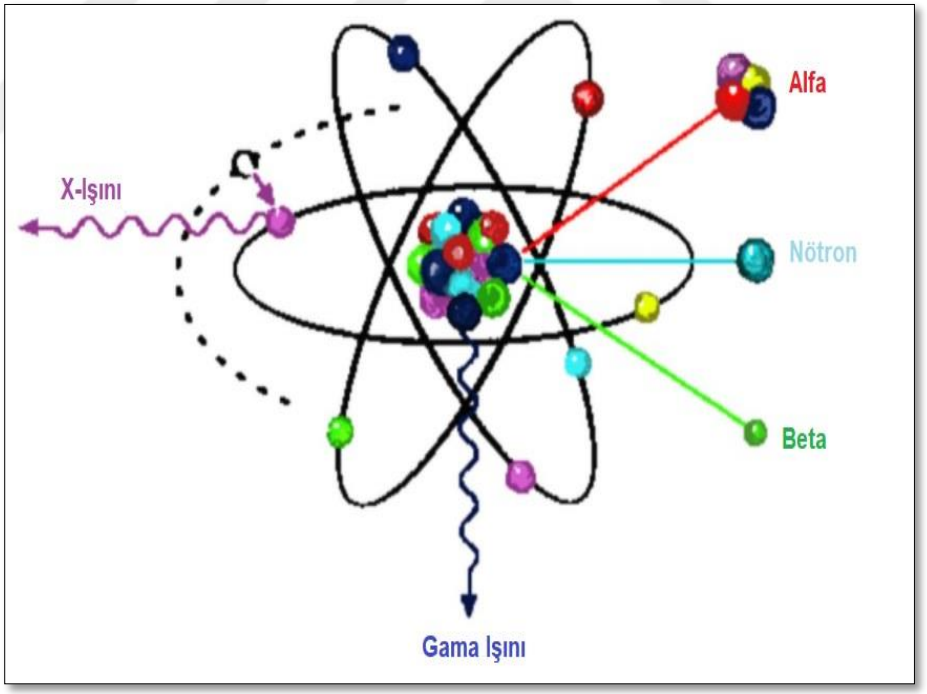
Elektromanyetik spektrumdaki ışınlar sahip oldukları enerjiye göre iki gruba ayrılır;

1. İyonlaştırıcı Radyasyon
2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon

2.1.1. İyonlaştırıcı Radyasyon

İyonlaştırıcı radyasyon yani iyonize radyasyon, etkileştiği materyalde yüklenmiş parçacıklar oluşturan radyasyon tipidir. İyonizasyonun gerçekleşmesi bir madde içerisinde gerçekleşebildiği gibi bütün varlıklarda da gerçekleşebilir. Tedbir alınmadığı zaman bütün varlıklar adına zarar oluşturabilecek radyasyon tipidir. Canlılarda stokastik ve deterministik etkilere sebep olabilmektedir ve bu radyasyon tipinin kullanımı için belirli radyasyon güvenliği şartları bulunmaktadır.

İyonlaştırıcı radyasyon da kendi içerisinde dalga ve parçacık tipi olmak üzere iki sınıfta yorumlanır. Parçacık tipli iyonize radyasyon; alfa, beta, nötronlardan oluşmaktadır. Dalga tipli iyonize radyasyon ise X-Işınları ve Gamalardan oluşmaktadır (4, 5).



Şekil 2.2. İyonize radyasyon gösterimi (20).

2.1.1.1. Alfa Parçacığı

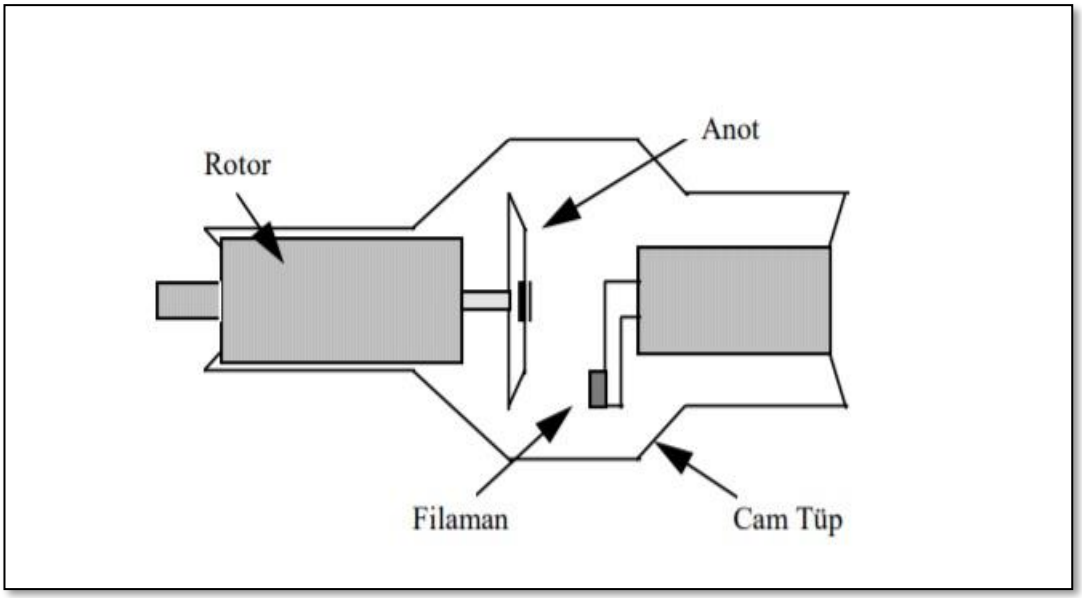
Alfa parçacığı, ikişer tane proton, nötron ikilisinden meydana gelen helyum ($_2He^4$) çekirdeğidir ve pozitif yüklüdür. Yunan alfabesinin ilk harfi ile gösterilir ve simgesi α'dır (4). Alfa parçacığını minimal kalınlıktaki materyallerle mesela ince kağıt yardımı ile durdurmanın olanağı vardır. Asıl nedeni ise farklı radyasyon türlerine göre daha yüksek elektrik yükleri içermesidir. İçerdiği elektrik yükü, alfa parçacıcığının malzeme içinde yol alırken ilerlediği istikamet doğrultusunda yoğun bir iyonizasyon olayını gerçekleştirmesine ve sahip olduğu enerjisini çok çabuk bir şekilde kaybetmesine neden olur. Enerjisini böylece hemen kaybedebilen alfa parçacığının erişim uzaklığı yani menzil de oldukça kısadır (1, 4).

2.1.1.2. Beta Parçacıkları

Beta parçacıkları, hızlandırılmış elektron olarak tanımlanabilirler, Eksi (-) yüklü olana beta denilir ve β^- ile gösterilir. Artı (+) yüklü olan ise pozitron olarak ifade edelir ve β^+ ile gösterilir. Beta parçacıkları Alfa parçacıklarına kıyasla madde içerisinde daha fazla yol alabilirler ancak daha az iyonlaşmaya neden olurlar ve ince alüminyum bir levha ile durdurulabilirler (4).

2.1.1.3. X-Işını ve Gama

Alman asıllı Fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen'in 1895 senesinde keşfi sayesinde ortaya çıkan X-ışınları, vakumlu bir tüp içinde ısıtılmış katotdan termoiyonik salma yoluyla kopan elektronların hızlandırılarak yüksek atom numaralı anot metaline çarptırılması sonucu meydana gelir. Elektrik enerjisini X-ışınına ve sıcaklığa dönüştüren tüpler basitçe anot ve katot olmak üzere iki elemandan oluşur. Tüpün negatif tarafını oluşturan katot, kap şeklinde bir girintinin içersinde küçük bir tel sarımdan yani flamandan meydana gelir. Katodun temel görevi elektron üreterek anoda odaklamaktır. Tüpün pozitif tarafını oluşturan anodun ise elektrik enerjisini X-ışınına dönüştürmek ve meydana gelen ısıyı dağıtmak olmak üzere iki temel işlevi vardır. X-ışını tüpünde elektrik enerjisi filamanı ısıtarak termoiyonik salma yoluyla elektron üretmek ve üretilen bu elektronları da anoda doğru hızlandırmak için kullanılır. Bu nedenle X-ışını tüpünde iki akımdan söz edilebilir; birincisi katot filaman akımı, ikincisi ise anot ve katot arasına yüksek voltaj uygulandığında ortaya çıkan ve katotdan anoda doğru olan akımdır (18).



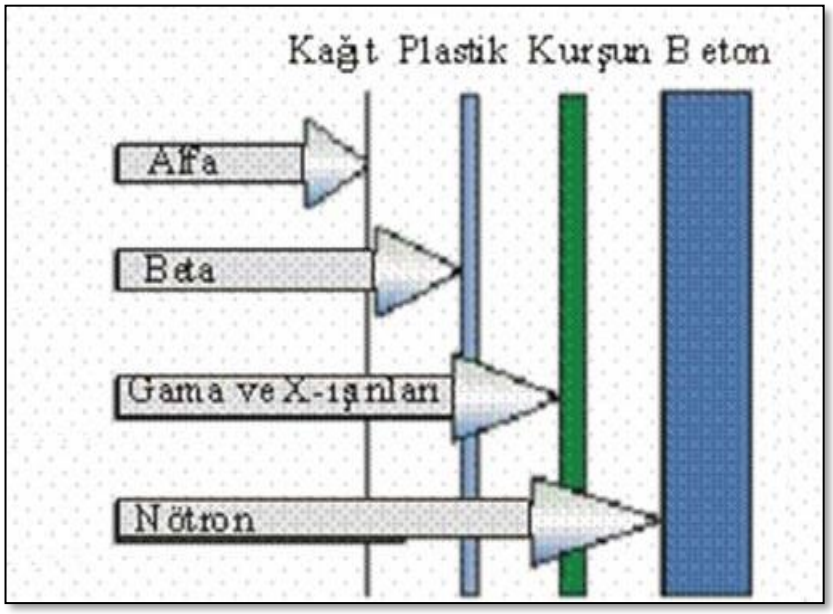
Şekil 2.3. X-Işını tüpü (24).

Anot kısmında hedef madde olarak atom numarası (Z=74) ve erime noktasının (3370˚C) yüksek olması nedeniyle genellikle Tungsten kullanılır. Katotdan gelen elektronların anot üzerine düştüğü noktaya odak noktası yani focal spot adı verilir ve burada elektron enerjisinin ancak %1'i X-ışınlarına, geri kalanı ise ısı enerjisine dönüşür. Anot, üzerindeki ısı problemini azaltmak için dakikada 2800 ile 10800 arasında devir yapacak şekilde döndürülür.

Hızlı elektronlar X-ışını tüpünün anot kısmında iki farklı yöntem ile X-ışını üretirler; bunlardan birincisi, elektronlarla hedef atom çekirdeğinin etkileşmesidir. Çekirdek yakınından geçen elektronun negatif yükünün, çekirdekteki pozitif yükten etkilenmesi ve çekirdeğe doğru yönünü değiştirmesidir. Bu da elektronun ivmeli hareket yapmasına ve dolaysıyla enerji kazanmasına neden olur. Elektron tarafından kazanılan kinetik enerji de foton olarak yayılır. Bu sayede üretilmiş radyasyon 'Frenleme Radyasyonu' (Bremsstrahlung) olarak isimlendirilir. Hedefe çarpan demetteki elektronlar farklı enerjilere sahiptirler ve durgun hale gelene kadar birçok etkileşme yaparak enerji kaybederler. Bu nedenle frenleme olayı ile üretilen radyasyonun enerji spektrumunda da geniş bir dağılım görülür. Bu dağılımın maksimum değeri elektronların hızlanma potansiyeline bağlıdır.

İkinci tür X-ışını oluşumu ise hızlı elektronların hedefe çarpıp anod maddesi yörüngesi elektronlarıyla etkileşimiyle ortaya çıkan ‘’Karakteristik x-ışınları’’ dır ve hedefe ulaşan hızlı elektron, hedefte çarptığı yörüngeden bir elektronu kopartır. Yörüngeden kopan elektronun oluşturduğu boşluğu üst yörünge elektronuyla doldurulup ve yörüngeler arasındaki fark kadar ışıma yapar. Bu ışıma karakteristik ışımadır ve elementlerin kendilerine has karakteristik ışıma dalgaboyu mevcuttur (19, 22).

Gama ışınları, radyoaktif parçalanmadan sonra uyarılmış çekirdekten yayınlanan elektromanyetik radyasyondur. Gama ışınları ile X-ışınları arasındaki fark, gama ışınlarının çekirdekten, X-ışınlarının ise atomun en iç tabakalarındaki elektromanyetik geçişlerden yayınlanmasıdır. X-ışınları ve Gamaların, maddelerin içerisine nüfuz edebilme yetenekleri, alfa ve betalara nazaran ciddi seviyede fazladır ve kurşun tuğlalarla durdurulabilirler. Maddelerin içinde ilerlerken üstel fonksiyon şeklinde şiddet azalımına uğrarlar. Yükleri olmadığından ne elektrik ne manyetik alan içinde sapma yapmazlar (18).



Şekil 2.4. İyonize radyasyon giriciliği.

2.1.1.4. Nötronlar

Nötronlar, kütleleri protona yakın olan yüksüz parçacıklar olarak tanımlanırlar ve çekirdek reaksiyonunun sonucunda meydana gelirler. Nötronlar toplam yükü sıfır olan, atomik kütlesi 1.008656 akb olan parçacıklardır. Nötronlar, kinetik enerjilerine göre termal, epitermal, hızlı nötronlar olarak kategorize edilebilir ve giricilikleri ise alfa ve beta parçacıklarına kıyasla oldukça yüksektir. Bu nedenle kurşun, parafin, su benzeri malzemelerle zırhlaması yapılmaktadır.

2.2. LiF: Mg, Ti (TLD 100) Dozimetre ve Karakteristik Özellikleri

Radyasyon ve radyasyondan korunma ile ilgili çalışmalar son yıllarda popüler araştırma konularından olmuştur. Radyasyonun sağlık sektöründe tanı ve tedavi amaçlı olarak oldukça yaygın olarak kullanılması da bu yönlü araştırmaların artmasında olumlu anlamda etki oluşturmuştur.

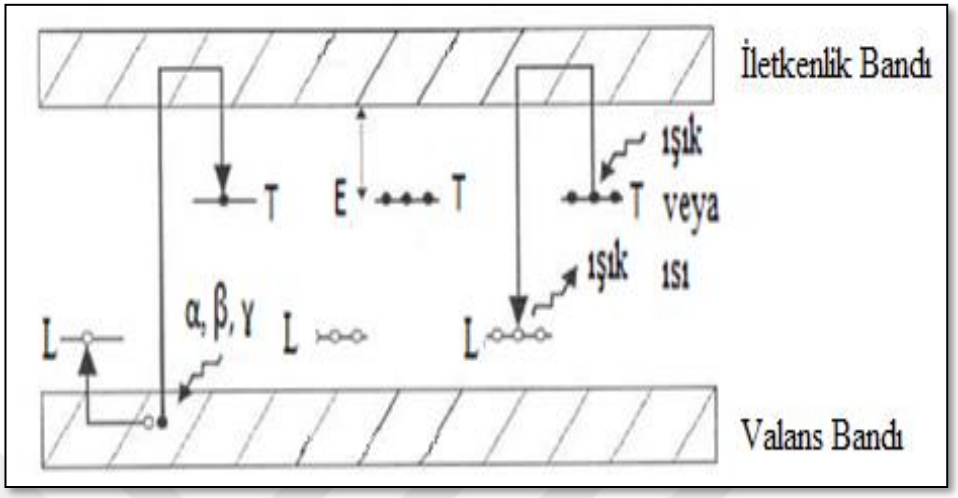
Radyasyonlu alan çalışanları ve halk tarafından maruz kalınan radyasyonun dozunun doğrudan ya da dolaylı olarak ölçülmesi ve bu değerlerin kabul sınırları çerçevesinde değerlendirilmesi önemlidir. Radyasyon dozunun yüksek doğrulukla ölçülebilmesi için Termolüminesans Dozimetrelerin (TLD) kullanılması da ölçüm yöntemleri içerisinde en güvenilir olanların başında gelmektedir.

Termolüminesans dozimetreler yarı iletken veya yalıtkan malzemelerden oluşmaktadır. Işınlanmış TLD'ler enerji depolar ve bu enerji TLD ısıtıldığında lüminesans (ışıma) olarak tekrar ortaya çıkmaktadır. Foto çoğaltıcı tüpler (PMT) sayesinde oluşan ışık çoğaltılarak ölçülür (15).

2.2.1. Lüminesans Olayı

Radyasyondan enerjinin soğuruluşu, termolüminesans dozimetrelerde mevcut atomlarda serbest elektron, hol meydana getirir. Bu serbest elektronlar kristal örgülerindeki kusurlar tarafından tuzaklanır. Bu şekilde de kristalde uyarılmış enerji seviyeleri meydana gelir. TLD dozimetrelerin ısıtılması işlemi ile tuzaklanmış olan elektronlar, tuzaklardan ayrılıp alt enerji düzeylerine geçerler. Enerji seviyelerinin arasındaki fark miktarlı enerjide olan fotonlar yayınlanırlar ve meydana gelen olaya da termolüminesans adı verilir.

Lüminesans olayı; çoğunlukla elektromanyetik spektrumun mor ve ötesi (UV), görünür bölge, kızıl ötesi (IR) bölgesini kapsamaktadır. Lüminesans, fotonun dalga boyuna ve aynı zamanda radyasyonun karakteristiğine de bağlıdır (15).

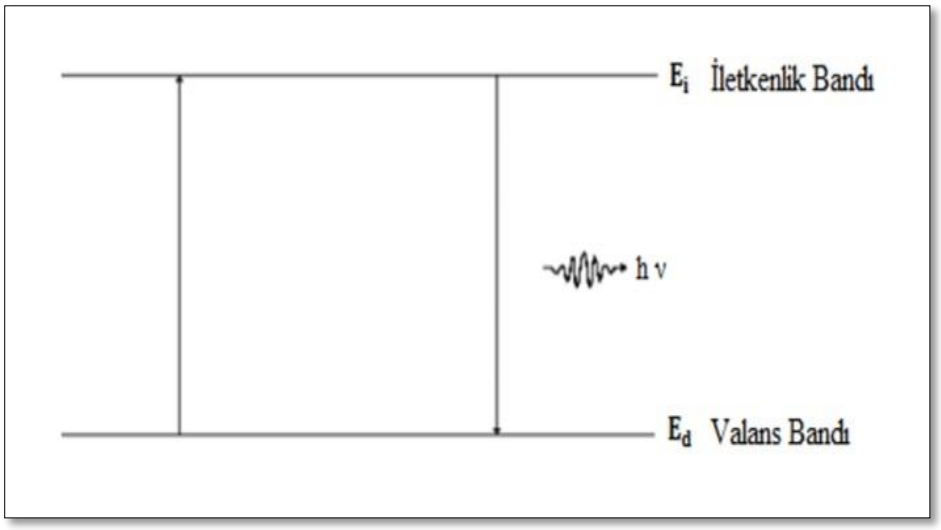


T: Elektron tuzağı, L: Işıma

Şekil 2.5. TLD-100'de ışıma oluşum mekanizması (15).

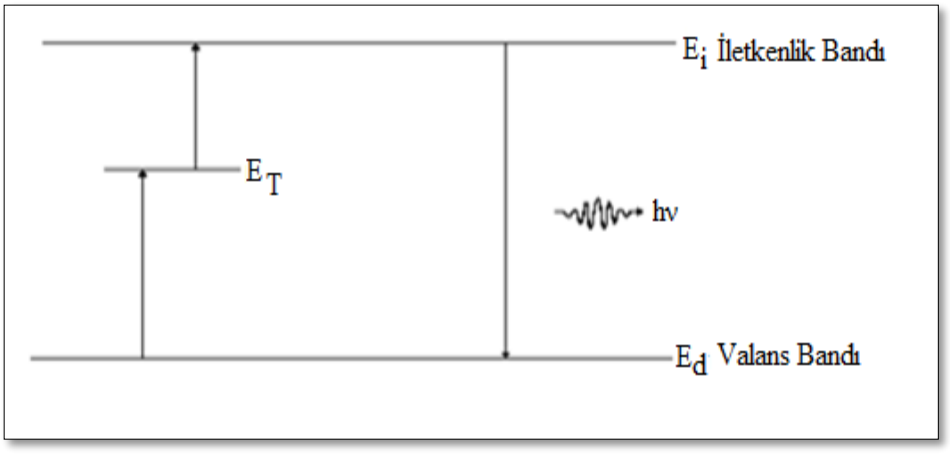
Lüminesans olayı uyarılma enerjisine göre farklılık göstermektedir. Uyarılmanın olması için gerekli enerji, foton soğurulmasıyla sağlanıyorsa fotolüminesans, elektriksel bir enerji tarafından sağlanıyorsa elektrolüminesans, kimyasal bir enerjiden sağlanıyorsa kemilüminesans, gama ışınları (γ), beta (β) parçacıkları ve X-Işınları gibi nükleer radyasyon tarafından sağlınıyorsa radyolüminesans, elektron demeti enerjisinden sağlanıyorsa katodalüminesans, biyokimyasal bir enerjiden sağlanıyorsa biyolüminesans olarak adlandırılır (7).

Lüminesans olayı, enerjinin soğurumu ile foton yayınımı arasında geçen karakteristik ömre göre floresans veya fosforesans olarak adlandırılır. Süresi 10^{-8} saniyeden az ise floresans, daha fazla ise fosforesans olarak tanımlamaları yapılır (9).



Şekil 2.6. Floresans olayı (15).

Floresans, elektronların bir üst enerji düzeyine geçişi ve tekrar eski enerji düzeyine geçişi sırasında foton salınımı olayı olarak adlandırılır ve uyarılma devam ettikçe ışıma da meydana gelir. Sıcaklıktan bağımsız olarak floresans süresi sona ermektedir. Floresans olayının son bulması, uyarılan E_e enerji seviye mertebesinden E_o taban enerjisi mertebesine geçiş olasığıyla belirlenmektedir (Şekil 2.6, 14).



Şekil 2.7. Fosforesans olayı (15).

Fosforesans, 10^{-8} saniyeden daha fazla süre zarfında meydana gelir ve fosforesans, uyarılma işlemi son bulmuş olsa dahi gözlenmeye devam edebilir. Fosforesansın bitiş süresi floresanstan farklı olarak sıcaklığa bağlıdır.

Fosforesans, taban enerji E_o durumundaki elektronun E_m enerji tuzağı yani yarı kararlı duruma uyarılma sonucunda t süre sonunda çeşitli uyaran etkilerle iletim bandın E_e'e geçerek yeniden taban enerji düzeyi olan E_o' a dönmesi olayında gözlemlenir ve bu olayın gerçekleştiği sırada foton yayımlanır. Fosforesans, tuzaklanmış halde bir elektron bulunmayana kadar azalan bir yoğunlukta devam eder. Em enerji seviyesinden, taban enerjisi E_o olan enerji seviyesine de doğrudan geçiş yoktur. Sıcaklığa bağlı, lüminesans şiddetinin artış yönünde olduğu ancak ışıma süresinin azalma gösterdiği fosforesansı Termolüminesans (TL) olarak adlandırabiliriz. Termolüminesansta uyarma ve foton yayınımında geçen süre birkaç dakikadan 10^{10} yıl arasında geniş bir yelpaze içersinde değişebilir.

Uyarılmış seviye ile yarı kararlı seviye arasındaki enerji farkının oldukça büyük olduğu termolüminesans olayında, elektronların bu yarı kararlı seviyeden çıkabilmesi için mutlak surette dışarıdan enerji verilme gereksinimi vardır. Termolüminesansta elektronların yarı kararlı durumdan çıkarılması için ısı enerjisi kullanılmaktadır (7).

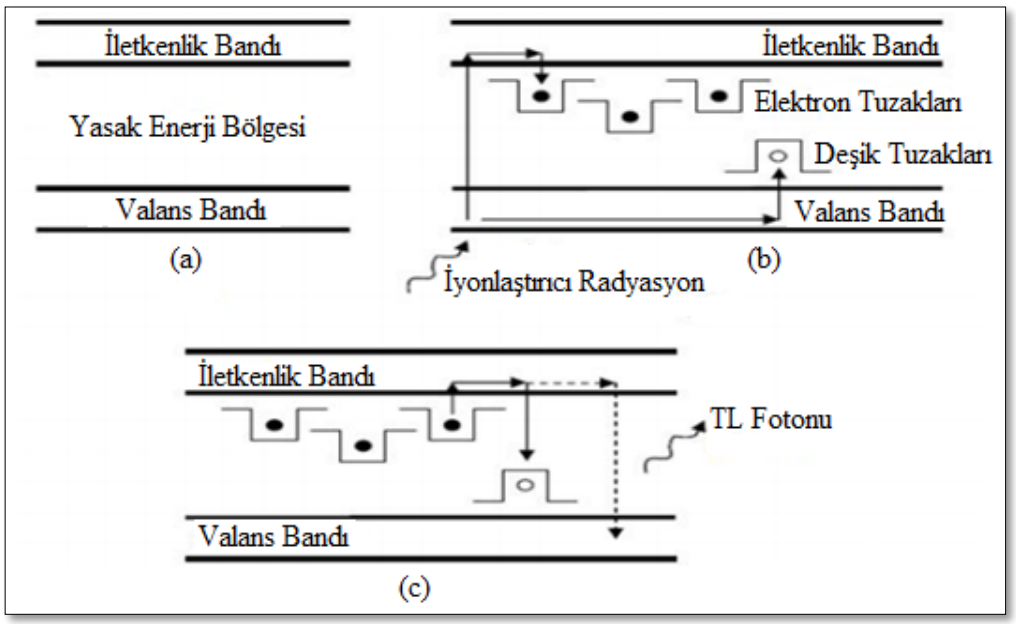
Tablo 2.1. Lüminesans çeşitleri ve uyarılma şekilleri (25).

LÜMİNESANS OLAYI	**UYARILMA ŞEKİLLERİ**
Biyolüminesans	Biyokimyasal reaksiyon enerjisi
Katodalüminesans	Katot ışınları
Kimyasal lüminesans	Kimyasal etkileşim kaynaklı enerji
Elektrolüminesans	Elektriksel alan
Fotolüminesans	UV, Görünür bölge ve kızıl ötesi
Piezolüminesans	Basınç (10 ton/m^2)
Tribolüminesans	Sürtünme
Radyolüminesans	İyonlaştırıcı radyasyon

2.2.2. Termolüminesans

1600'lı yılların sonlarına yaklaşırken ortaya çıkmış olan termolüminesans kavramı, kireç taşları ve floritlerin ısıtılmasından sonra ortama bir ışık yaydığı gözlenmesi ile belirlenmiştir. Termolüminesans (TL), radyasyonla yarı iletken veya yalıtkan maddelere transfer edilen enerjiyi depoladıktan sonra enerji kazanan elektronlar yarı kararlı olan enerji seviyelerinde tuzaklanırlar. Soğurulmuş olan radyasyon enerjisi tuzaklarda depolanır. Soğurulan radyasyon dozu ile tuzaklarda depolanan elektron sayısı doğru bir orantı içerisindedir.

Sığ tuzaklarda bulunan elektronlar iletim bandına sonra da değerlik bandına geçebilirler ancak derin tuzaklarda bulunan elektronlar uzun süre bu tuzaklarda kalabilirler. Tuzaklanmış olan elektronlar TLD kristal ısıtılarak iletim bandına ve buradan da değerlik bandına geçerler ve bu geçiş sırasında iki enerji seviyesi arasındaki fark miktarı kadar enerjiye sahip bir foton yayınlanır ve gerçekleşen bu olaya termolüminesans denilir. Yayınlanmış foton miktarı, soğulan doz miktarı ile doğru orantılı olduğundan ışık şiddeti ölçülerek soğurulan radyasyonun miktarı tespit edilir (15).

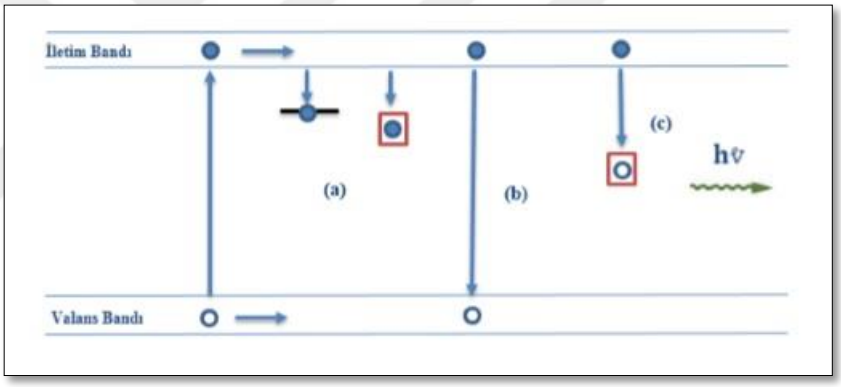


Şekil 2.8. (a)Tekli kristal yapının enerji diagramı (b) Radyasyonla uyarılmış kristal yapıda elektron ve deşiklerin tuzaklanışı (c) Isıtma sonrası tuzaklanan elektronların alçak enerji durumlarına dönmelerinin sonucu ışık foton yayınlanması (15).

Termolüminesans olayının en temel üç özelliği şu şekildedir; Termolüminesans olarak kullanılacak madde yalıtkan ya da yarı iletken olmalıdır. İyonize radyasyonla maddenin ışınlanmasından sonra madde enerji soğrurabilmelidir. Işınlanmış olan madde ise ısıtıldıktan sonra lüminesans foton yaymalıdır (8, 10).

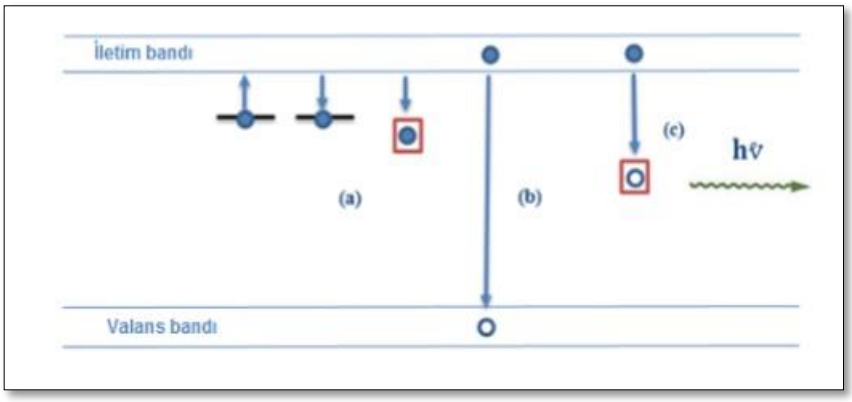
2.2.2.1. Basit Termolüminesans Modeli

İlk adım: Işınlama yapıldıktan sonra ortaya serbest elektron ve deşik çıkar. Mevcut elektronların kısa zaman iletim bandına çıkmaları ve ardından katı içindeki tuzakların birisine yakalanması (Şekil 2.9(a)) veya valans banda tekrar dönüp ışıma yaparak ya da yapmayarak deşiklerle birleşirler (Şekil 2.9(b)) ya da ışınlama sonucunda deşiklerin aktif hale getirdiği lüminesans merkezleri tarafından yakalanır (Şekil 2.9(c)). Yeniden birleşme olayının olması için önce boşluklar yeniden birleşme merkezlerine tuzaklanmalıdır. Bu aşamalar deşikler adına da aynıdır (10).



Şekil 2.9. Kristal yapının içerisinde ışınlamayla gerçekleşen aşama (10).

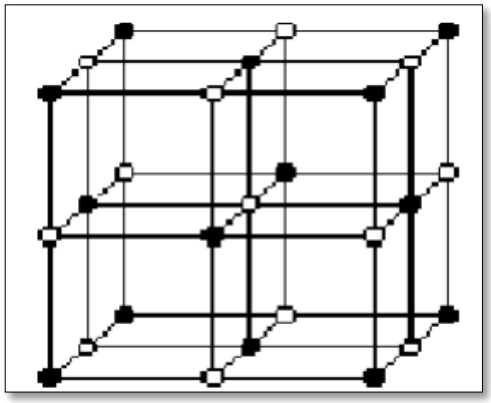
İkinci adım: Aşağıda Şekil 2.10'da gösterilen yarı kararlı enerji seviyesinde tuzaklanan elektronların kurtulması için gerekli olan E kadar enerjiyi almasının ardından tuzaklardan iletim bandına doğru geçerler. Buradaki elektronlar yeniden tuzaklanabilir (Şekil 2.10a) valans bandına dönüp ışın ışıma yaparak ya da yapmayarak deşikler ile birleşebilirler (Şekil 2.10b) yahut lüminesans merkezinde bir deşikle birleşip foton yayınlarlar (Şekil 2.10c). Son aşamada yayımlanan ışığa da termolüminesans denir. Mevcut aşamalar deşikler adına da aynıdır (7, 10).



Şekil 2.10. Işınlanan kristal yapı içinde ısıtmayla gerçekleşen eylem (10).

2.2.3. Kristal Kusurları

Termolüminesans dozimetrelerin tasarım malzemeleri temel prensip olarak yalıtkandır. Yalıtkan malzemelerin iletim bandında gözlenebilir olan yükleri yalnız radyasyon enerjisinin soğurulmasının sonucunda yükseltgenen elektronlardır. Alkali halojenürler bu tip yalıtkanlara verilebilen kübik yapıdaki örneklerdendir (LiF ve NaCl). Bahsedilen bu kristal yapı da atom veya moleküllerin üç katlı periyotlarla bir araya gelmeleri sonucunda oluşurlar. Gerçek bir kristalde ise periyodik yapı ısı etkisiyle artan titreşimler sonucunda bozulabilir ve böylelikle kristal yapı kusursuzluğunu kaybeder. Alkali halojenürler yapılarında barındırdıkları kusurlar bakımından gerçek bir kristalin yapısını anlayabilmek için en uygun malzemelerdendir.



Şekil 2.11. İdeal bir kristalin üç boyutlu yapısı LiF (8).

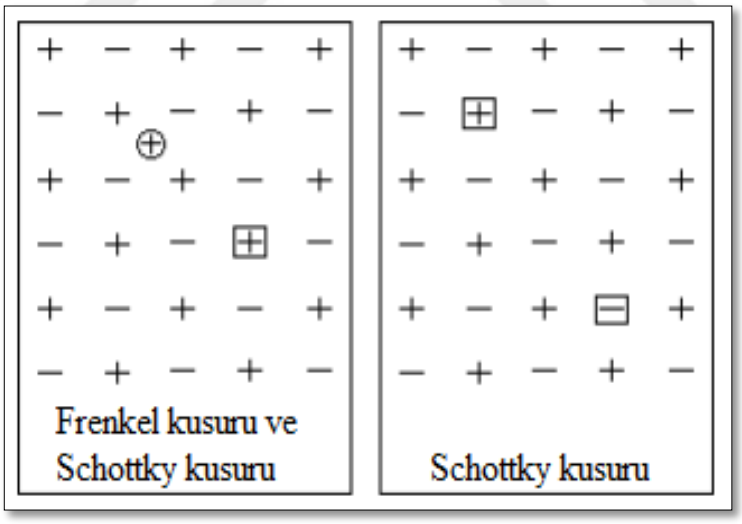
Gerçek yapıdaki bir kristalin temelde üç tür kusuru vardır ve bunlar;

- İçsel ya da doğal kusurlar
- Dışsal ya da safsızlık kusurları
- İyonize radyasyon tarafından alkali halojenürde oluşan kusurlar (9).

2.2.3.1. İçsel (İntrinsic) ya da Doğal Kusurlar

İçsel ya da doğal kusurların asıl temel özellikleri şu şekildedir;

- ❖ Boşluklar ya da olması gereken yerde olmayan atomlar sebebiyle meydana gelen kusurlardır (Schottky kusurları). En basit hali ile bir atomun yerinden çıkartıldığı zaman meydana gelen bir kusurdur.
- ❖ Frenkel kusuru: Örgüye ait olmayan bir noktaya yerleşmiş olan bir X atomu sebebiyle meydana gelmektedir.
- ❖ Tüm kusurların aynı anda mevcut olduğu kusurlar.



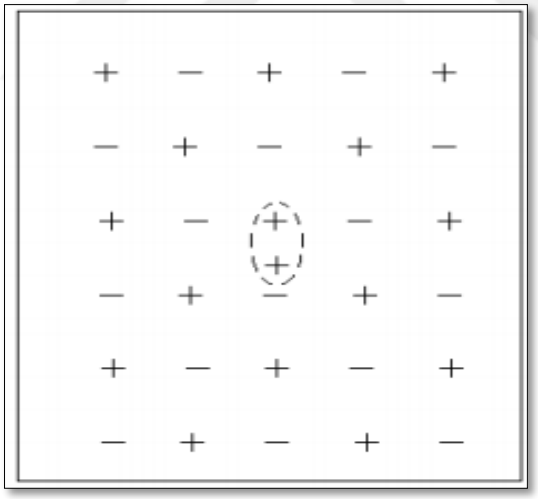
Şekil 2.12. İçsel kusurlara sahip orijinal bir kristal yapısı (LiF)+alkali, iyonun Li^+, - halojen iyonun (F), ⊞alkali iyon boşluğu, ⊟halojen iyonun boşluğu, ⊕örgüye ait olmayan bir noktadaki alkali iyonun, ⊖örgüye ait olmayan bir noktadaki halojen iyonun gösterimi (10).

2.2.3.2. Dışsal (Extrinsic) ya da Safsızlık Kusurları

Bir X kristalinin içinde olan Y kimyasal safsızlıkları bu tip kusurların örneklerindendir ve bu kusurların oluşum şekilleri şu şekilde oluşur;

a) X ve Y' den oluşan bir yapı içerisinde Y atomunun X atomu yerine geçmesi nedeni ile meydana gelen kusurlar.
b) Kusursuz olan bir kristalde bulunan bir Y atomunun örgüye ait olmayan bir yerde olması ile meydana gelen kusurlar.

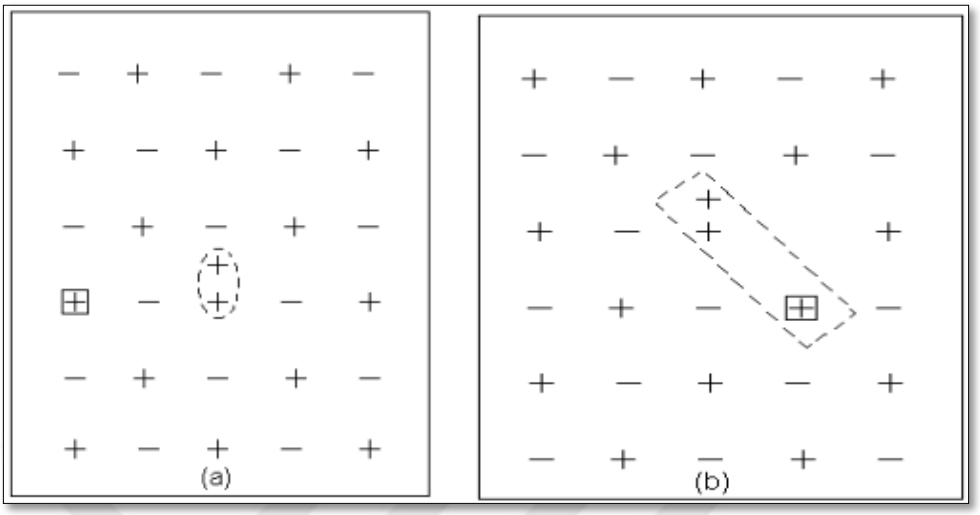
Bu safsızlıklar kristalde meydana gelen erime, difüzyon ya da kristal içine başka bir iyonun yerleştirilmesi yolu ile meydana gelebilmektedir. Şekil 2.13' de LiF kristali içerisindeki Li^{+} iyonunun yerini alan Mg^{+2} katyonunun davranışı bu kusurlara örnektir. (Şekil 2.13, 10)



Şekil 2.13. Yerine geçmek için hazır olan değerlikli katyon safsızlığı Mg^{+2} (8).

Kimyasal safsızlıkların tam anlamıyla anlaşılması için Şekil 2.12' deki Schottky ve Frenkel kusurları incelenebilir. Şekil 2.14. (a)' da ise boşluk yoğunluğu üzerinde iki değerlikli iyonun etkisi mevcuttur. Pozitif yük safsızlığı dengelensin istendiğinde bir alkali iyonu atılmalıdır. Şekil 2.14. (b)' de ise iki değerlikli katyon safsızlığının bir pozitif yük ve katyon boşluğunun da bir yerel negatif yük oluşturduğu

ve bu iki yükün birbirlerini çekerek birleşik bir yapı meydana geldiği gösterilmiştir (10, 15). (Şekil 2.14, 15)



Şekil 2.14. (a) yerinden ayrılmış olan alkali iyon, (b) birleşik yapı oluşturabilmek için iyonları çekimi (15).

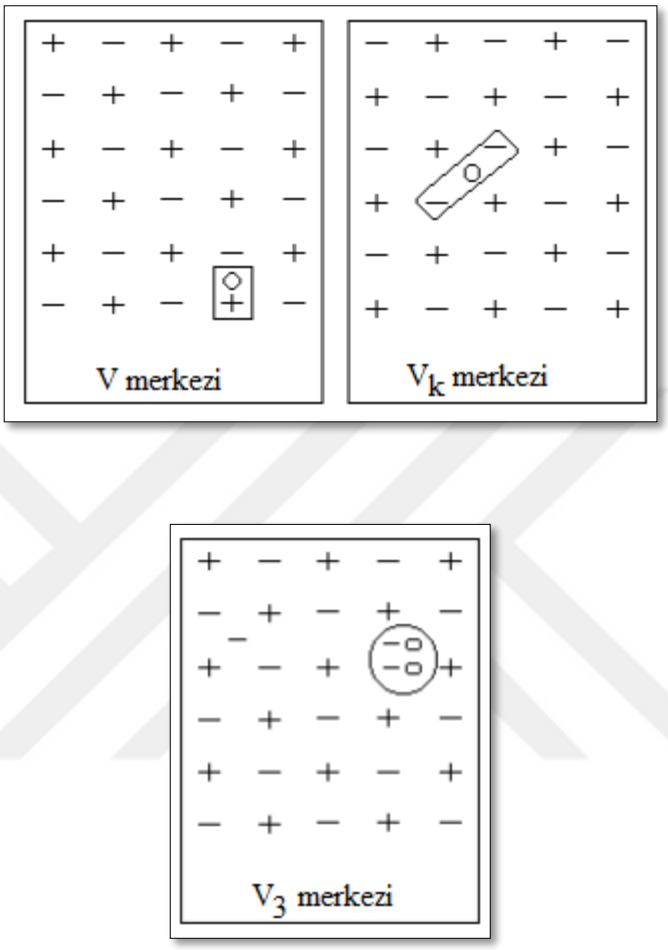
2.2.3.3. İyonlaştırıcı Radyasyonun Alkali Halojenürlerde Oluşturduğu Kusurlar

Negatif iyon boşlukları, pozitif yük bölgeleri olarak davranırlar ve bunun nedeni ise kristal örgü içinde normalde olan negatif bir iyonun kaybolması ve iyonları çevreleyen negatif yüklerin nötralize olmamalarıdır.

İyonlaştırıcı radyasyonla yerinden kopan bir elektronun kristal örgü içinde serbest halde hareket eder. Coulomb kuvvetinin etkisiyle pozitif yüke çekilebilir. böylece de boşluğun içinde tuzaklanabilir. Bu sistem "F" merkezi adıyla isimlendirilir. Benzer durum pozitif bir iyon boşluğu içinde mümkündür. Pozitif olan bu iyon boşluğu bir deşik tuzağını temsil etmektedir ve bu merkez "V" merkezi olarak isimlendirilir. Bu "V" merkezi için deneysel bir veri mecvut değildir. Mümkün olan diğer deşik merkezi çeşitleri de şöyledir;

- Bir deşik, bir negatif iyon çifti ile tuzaklandığı zaman V_k merkezini meydana getirir.

- Bir halojen iyonu yerini de yüksüz bir halojen molekülünün geçmesiyle meydana gelen yapıya V_3 merkezi adı verilir ve Şekil 2.15' de bu merkezler görsellenmiştir (Şekil 2.15, 9).



Şekil 2.15. Gerçek bir kristalde meydana gelen V, V_k ve V_3 merkezleri (15).

Termolüminesans malzemeleri yüksek dozlarda radyasyona maruz bırakınca işlem sırasında istenmeyen kusurlar oluşabilmektedir. Meydana gelen bu olay termolüminesans dozimetre uygulamaları alanında önemli bir yer tutmaktadır (8).

Radyasyon ile ışınlama esnasında iyonlaşma hasarı olarak negatif iyon boşlukları da meydana gelebilir. Bu durum iyonlaşma elektronu ve deşiklerin yeniden birleşmesiyle alakalıdır. Bir elektron-deşik çifti, bir negatif örgü iyonu üzerinde yeniden birleşme gerçekleşinceye kadar tuzaklanmış şekilde kalabilir. Yeniden birleşme olayı sırasında açığa çıkan enerji de negatif iyona transfer olur ve bu enerji,

deşik ve arayer atomlarının kaldığı çarpışmalara sebep olmaktadır. Meydana gelen bu olay sorasında da “F” merkezlerini ve arayer atomlarını meydana çıkmaktadır (8).

‘’Işınlama süresince, iyonlaşma sonucu oluşan elektron ve deşikler bu kusurlarda tuzaklanırlar veya elektronlar tuzaklanmış olan deşiklerle yeniden birleşir. Yeniden birleşme olasılığı tuzaklanma olasılığından çok daha büyüktür ve bundan dolayı ışınlama sonucunda yüklerin sadece bir kısmı tuzaklanmış olarak kalırlar’’ (7).

2.2.4. Termolüminesans Dozimetreler

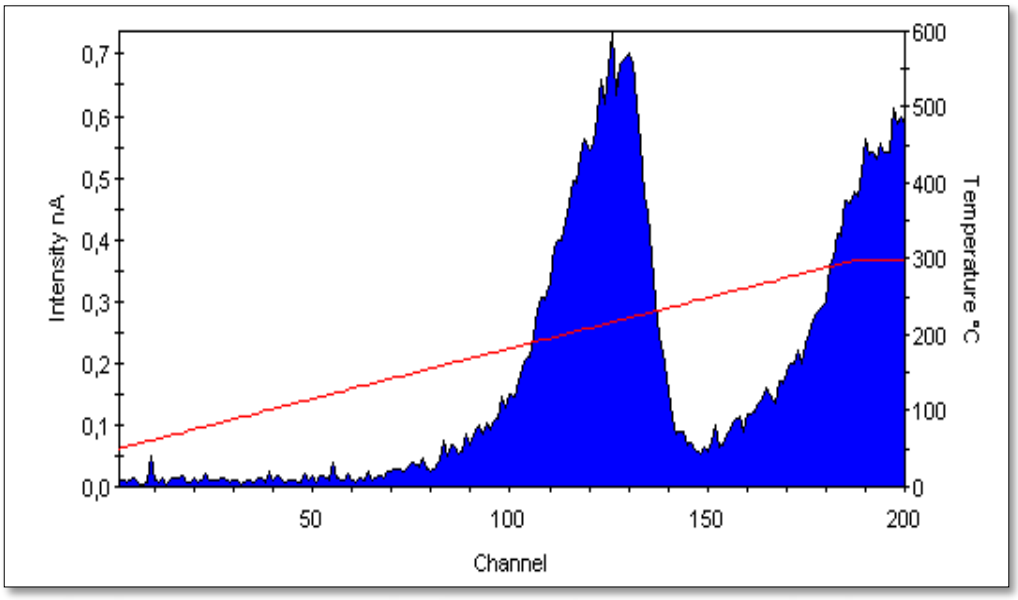
İyonize radyasyonla ışınlanıp sonrasında ısıtıldıklarında, soğurdukları radyasyonla doğru orantılı olarak ışık yayan materyaller bütününe termolüminesans dozimetreler denilir.

F.Daniel ve arkadaşları tarafından 1950’li yıllarda radyasyon dozunu ölçmek amacı ile termolüminesans dozimetrlerle çalışmalar yapılmıştır. LiF’nin özelliklerinin madde içinde Mg ve Ti safsızlıklarının katkısıyla biçimlendiğinin anlaşılmasıyla birlikte 1963 yılında TLD-100 dozimetri üretilmiştir. TLD-100 materyalindeki safsızlık (kusur), TL sürecinde çok önemli olan yasak enerji aralığındaki enerji düzeylerini meydana getirir. Bu kusur düzeylerinin varlığı sayesinde TLD duyarlılığı çok iyidir ve yüksek duyarlılık ve düşük radyasyon dozlarını ölçmeye olanak sağlar.

TLD-100 radyasyon dozimetreleri içinde en çok tercih edilen dozimetrelerden biridir. Sağlık alanında tanı ve kanserli hastaların radyasyon ile tedavi yöntemlerinde uygun dozu belirlemek amacı ile de kullanılır. LiF: Mg,Ti (TLD-100), LiF:Mg,Cu,P (Cu, Bakır, P, Fosfor), CaF_2:Mn, (Mn, Mangan), Al_2O_3:C (O, Oksijen, C, Karbon) en çok tercih edilen termolüminesans dozimetre türlerinden birkaç tanesidir.

2.2.4.1. Termolüminesans Dozimetrelerin Özellikleri

TLD malzemelerin hassasiyeti, birim başına soğurulan doz veya birim kütle başına TL sinyali olarak ifade edilir. TL yoğunluğu veya tepe yüksekliği, belirli bir sıcaklık bölgesinin üzerinde integre edilir (7).



Şekil 2.16. Tez çalışması sırasında kullanılan TLD dozimetriye ait bir ışıma eğrisi.

Duyarlılık veya hassasiyet, ölçüm sırasında kullanılan okuyucu sistemi ,ısıtma hızı, foto çoğaltıcı tüp ve ışık dedeksiyon sistemi gibi birçok etmene bağlı olarak değişim gösterebilir.

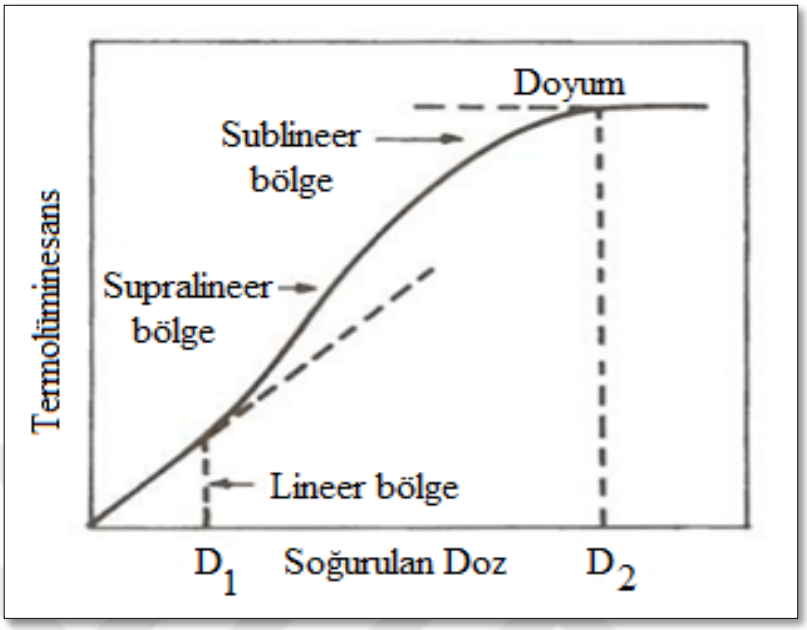
LiF:Mg,Ti (TLD-100) dozimetrelerinin hassasiyet ve duyarlılığı yüksek olduğu için geniş bir çalışma doz aralığına da sahiptir. Duyarlılık, okuyucu sistemi dışında TLD' nin ince, kalın, yuvarlak, kare, toz, tek veya çok kristalli olmasına ve ayrıca tavlama işlemine bağlıdır. TLD dozimetrenin ışınlandığı radyasyon tipi ve enerjisi de önemli parametrelerden birisidir (7, 8)

2.2.4.2. TLD-100 Doz Cevabı

Bir dozimetrik malzemenin idealde farklı doz miktarlarına aynı hassasiyet ve duyarlılıkta cevap vermesi beklenir. ''Doz cevabı, TL şiddetinin soğurulan doza bağımlılığını fonksiyonel olarak ifade eden bir terimdir'' (8).

Çalışma aralığı geniş olan ve lineer doz cevabı sunabilen malzemeler ideal dozimetrik malzemeler olarak sınıflandırılır. TLD materyalinin en önemli tercih sebeplerinden birisi de soğurulan doz cevabının lineer ve yeterli duyarlıkta olmasıdır ancak dozimetrelerde farklı etkilerden dolayı lineer olmayan eğriler de gözlemlenir. Birçok TL materyalinin doz cevabı lineer değildir ve bu sonuçlar doz aralığına ve ışın

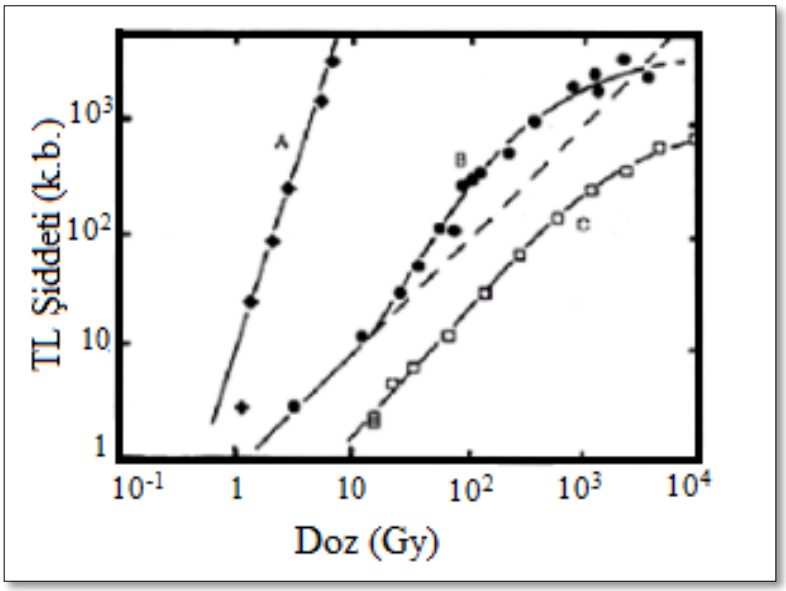
türüne bağlıdır. TL şiddeti aslında soğurulan dozun bir fonksiyonudur, doz cevap fonksiyonu da Eşitlik (2.1) ile ifade edilmektedir (7, 15).



Şekil 2.17. TL eğrisinin soğurulan doza göre gösterim şekli (8).

$$f(D) = \frac{\frac{S(D)}{D}}{\frac{S(D_1)}{D_1}} \qquad (2.1)$$

S(D) ve $S(D_1)$, D ve D_1 dozları için TL şiddetini ifade eder. D_1; doz cevabının lineer olduğu doz değerini temsil ederken f(D) =1 olması halinde doz cevabı lineerdir. f(D) >1 olması durumunda doz cevabı supralineerdir ve genel olarak supralineer eğriler gözlemlenir. f(D) < 1 olması durumunda ise doz cevabı sublinerdir, doyuma ulaşma esnasında ise sık gözlemlenir. İdeal olan bir TLD örneği ise doz arttıkça ilk başta lineer, sonrasında supralineer ve doyuma yaklaştığında/ulaştığında ise sublineer olarak cevap verir.



Şekil 2.18. Farklı tür TLD materyallere ait doz cevap eğrileri. A) SiO2 (silisyumdioksit) malzemenin doz cevap eğrisi B) LiF: Mg,Ti) dozimetrisinin lineer, supralineer, sublineer doz eğrisi C) CaF2:Mn (TLD-400) dozimetrisinin zayıf supralineerlik gösteren doz cevap eğrisi (8).

İdeal olarak sınıflandırılan dozimetreler geniş bir doz aralığında lineer cevap verirler. f(D)' nin gerçek değeri, kullanılan radyasyonun enerjisine, türüne, miktarına ve ışıma eğrisi ölçümü sırasında belirlenen ısıtma prosedürüne, tavlama sıcaklığına bağlıdır.

TLD malzemesinin supralineerliğin sebebini açıklamak için birden fazla teori ortaya atılmıştır. Bir takım görüşler bu sürecin radyasyonun soğrulması esnasında, bazı görüşler de termolüminesans okuma işlemi esnasında oluştuğunu savunmakta. Çalışmalar ise bu kritik mekanizmanın LiF bazlı materyallerde TL okumasının yapıldığı sırada ısıtma aşamasındaki rekabetten kaynaklandığını göstermiştir.

Isıtma sırasında tuzaklar tarafından boşalan elektronların tuzaklanmış olan deşikler ile tekrardan birleşip termolüminesans oluşturup veya çekişme bölgeleri olarak davranmakta olan derin tuzaklarda tekrar tuzaklanırlar. Düşük dozların tespiti, tuzaklarla yeniden birleşme bölgeleri arasında mesafenin geniş olması nedeniyle serbest bir yükün çekişme bölgesine düşmeden yeniden birleşme yapabilme olasılığı oldukça düşüktür. Dozimetre doz cevabı, düşük dozlarda ciddi oranda azalış göstermektedir. Materyallere yüksek dozlar verilince, tuzaklarla tekrar birleşme

bölgeleri arası mesafe azalır ve çekişme bölgeleri sayısı azalış gösterir. Yüksek dozlarla ışınlama sonrasında tüm tuzakların dolması sebebiyle yükler tekrar birleşme bölgelerinde deşiklerle birleşip termolüminesans yayımlama olasılığını arttırır ve materyalin bu nedenle doz cevabında artış görülür yani yüksek dozlarda malzeme doyuma ulaşır (15).

Tablo 2.2. Dozimetrelerin çalışma doz aralığı (15).

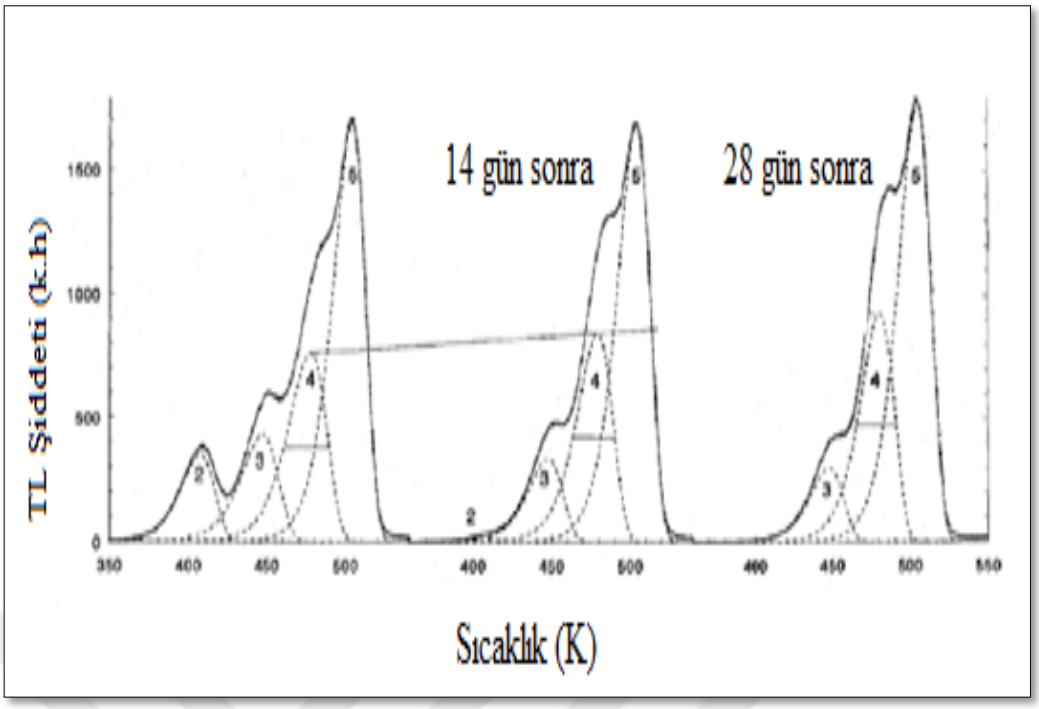
Malzeme	**Dozimetre Türü**	**Kullanılabilir Aralık**	**Termal Solma**
LiF: Mg,Ti	TLD-100	10μGy-10Gy	Yılda %5-10
LiF: Mg,Ti,P	TLD-100H	1μGy-20Gy	Yılda %3
$_6$LiF: Mg,Ti	TLD-600	10μGy-20Gy	İhmal edilebilir
$_6$LiF: Mg,Ti	TLD-600H	Nötron duyarlılığı 1μGy-20Gy	İhmal edilebilir
$_6$LiF:Mg,Ti,P	TLD-200	0.1μGy-10Gy	2 haftada toplam %16
CaF_2:Mn	TLD-400	0.1μGy-100Gy	3 ayda toplam %15
Al_2O_3:C	TLD-500	0.05μGy-10Gy	Yılda %3

LiF:Mg,Ti (TLD-100) dozimetrenin duyarlılığının yüksek olması nedeniyle çalışmalarda en çok tercih edilen materyallerdendir.

2.2.4.3. Işıma Eğrisi

Işıma eğrisi, sıcaklığın veya zamanın bir fonksiyonu olarak TL ışıma şiddetinin grafiğidir. Sıcaklığın artış göstermesiyle tuzaklarda bulunan elektronların hapsolma süresi azalır ve yeniden birleşme yaptıkça da TL şiddeti artış gösterir.

Tuzaklar boşalmaya başladıkça ışıma şiddeti de azalma gösterir ve sıcaklığa bağlı olan ışıma şiddeti eğrisi tepe şeklinde meydana gelir. Isıtma işlemi artıkça daha derinlerde tuzaklanmış olan elektronlar serbest kalırlar ve böylelikle Şekil 2.19' da gösterildiği üzere birbiri ardı sıra eklenen tepeler şeklinde ışıma eğrileri meydana gelir.



Şekil 2.19. TLD-100 materyalinin 60 mGy Co_{60} kaynağı ile ışınlamasına ait ışıma eğrisi (7).

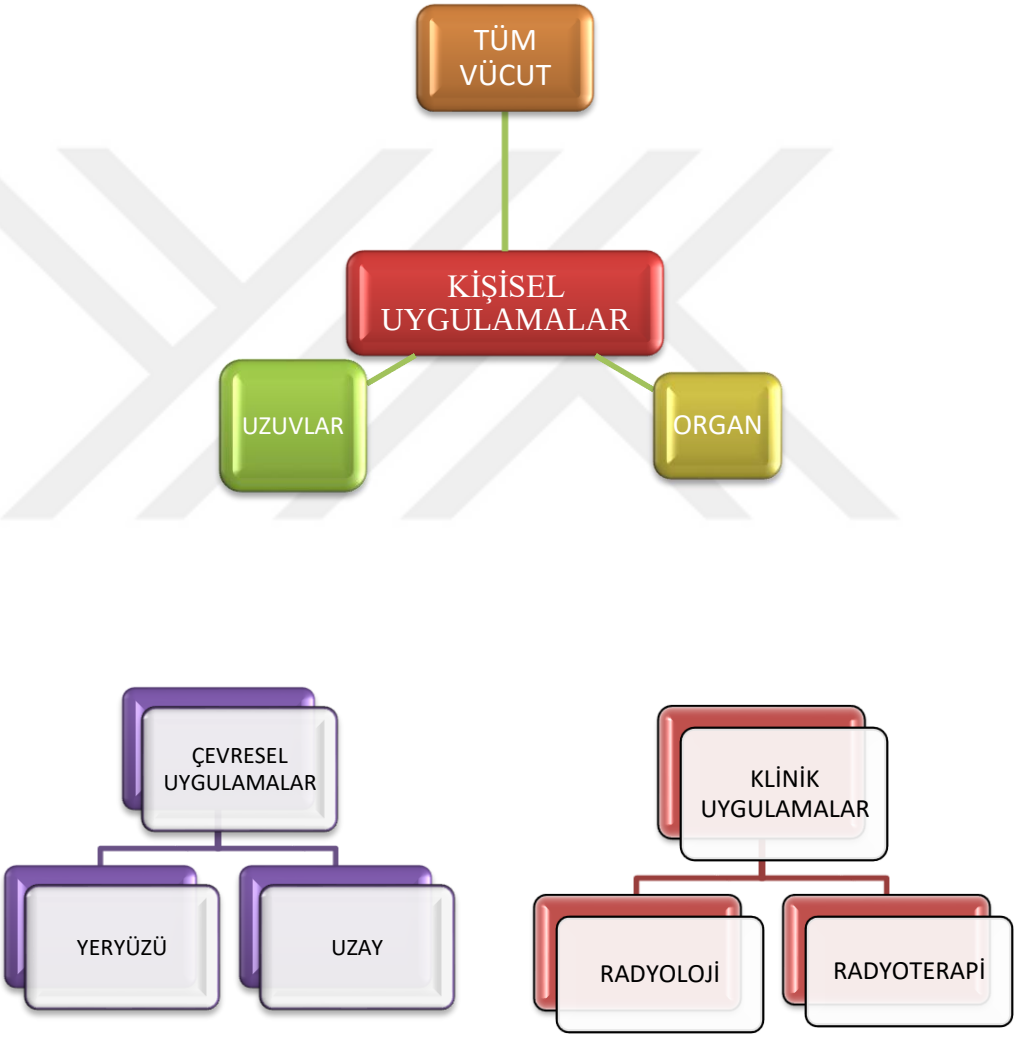
Işıma piki sıcaklığı tanımı; ışıma pikinin gerçekleşiği maksimum sıcaklıktır. Radyasyon dozunu hesaplama sırasında en yüksek pik kullanılır ve ışıma eğrisinin altında kalan kısım ise dozimetrenin soğurduğu radyasyon doz miktarını verir.

Şekil 2.19'da 2 numaralı tepe kısmı, derin olamayan tuzaklar tarafından soğurulan radyasyon miktarını verirken, 3 ve 4 numaralı tepeler biraz daha derin tuzakların soğurduğu radyasyon miktarını verir ve son olarak 5 numaralı tepe de en yüksek dozun soğurulduğu tepeyi tepsil eder.

Termolüminesans dozimetreye göre ışıma eğrisi şekli ve piklerin sayısı değişiklik gösterir ve farklı tip radyasyonlar için farklı ışıma eğrileri üretir. Işıma eğrisinin değişimine etkide bulunan parametreler; ısıtma hızı, ışınlama düzeyi, kullanılan TLD okuyucu sistem, dozimetre tavlama sıcalığı ve okuma arasında geçen süredir (7).

2.2.5. TLD Uygulama ve Kullanım Alanları

Bir uygulama için kullanılmak istenilen dozimetrik malzemenin seçimi sırasında termolüminesans malzemesi içim bu kullanım alanı açısından ihtiyaç karşılayabilir veya karşılayamaz mı diye karar vermek gerekir. TL dozimetreler; bireysel, çevresel, klinik ve yüksek doz dozimetrisi gibi farklı uygulama alanlarında kullanılmaktadırlar (8, 15). Şekil 2.20'de TLD materyalinin kullanıldığı alanlar listelenmiştir.



Şekil 2.20. Dozimetre uygulama alanları (8).

Şekil 2.20’ de şematize edilen kısımlar aşağıda açıklanmıştır:

a) Uzuv Dozimetre: El, kol ve ayaklar için herhangi bir kısmının maksimum eşdeğer dozunun belirlenmesidir.

b) Tüm Vücut Dozimetre: İnsan vücudundaki organlar içinde 1 cm derinlikteki eşdeğer doz hesabında kullanılmaktadır.

c) Doku Dozimetre: Birkaç milimetre derindeki soğurulmuş eşdeğer dozla ilgilenmektedir.

TL dozimetreler, doz limitlerine ve kullanım amacına uygunluğuna bağlı olarak birçok alanda kullanılırlar. LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P, $Li_2B_4O_7$:Mn gibi termolüminesans dozimetreler doku eşdeğeri kabul edilmektedir. $CaSoO_4$:Dy, Al_2O_3:C ve CaF_2:Mn gibi termolüminesans dozimetreler ise yüksek duyarlılıkları sebebiyle tıbbi alanlarda oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (7).

2.2.5.1. Kişisel Dozimetri

Kişisel dozimetri, iyonize radyasyonun bulunduğu alanlarda çalışan radyasyon personelinin maruz kaldığı radyasyon miktarının ölçülmesi amacıyla kullanılmaktadır. Örnek olarak nükleer reaktör alanlarında çalışanları, nükleer atıklar ile ilgilenen radyasyon işçileri, radyasyonla sterilizasyon merkezlerinde çalışanları, nükleer enstitülerde çalışanları, hastanelerin nükleer tıp, radyoloji ve radyoterapi bölümlerinde çalışanları gösterebiliriz. Kişisel dozimetre ile radyasyon dozunun ölçülmesi, çalışan personelin aldığı doz miktarının uluslararası kuruluşlar tarafından belirlenen doz limitlerin altında tutmayı amaçlar.

Termolüminesans dozimetrelerin bu tür alanlarda kullanılmasının en önemli ve asıl nedeni organların maruz kaldığı eşdeğer doz miktarlarının hesaplanabilmesidir. Bu alanlar 10^{-5} Sv‘le 10^{-1} Sv aralığındaki eşdeğer dozlarla ilgilenirler, doz belirsizliği ise $\pm$%10-20’leri geçmemelidir (4).



Şekil 2.21. Kişisel dozimetre.

2.2.5.2. Klinik Dozimetri

Klinik dozimetri, hastanelerde yapılan uygulamalar sırasında küçük boyutta olan TLD materyallerinin hastaya tanı/tedavi esnasında, ışınlanmadan evvel vücut boşluklarına konumlandırılarak, hastanın aldığı dozu hesaplamak amacıyla kullanılan yöntemlerden biridir. Radyasyonla ışınlanan hasta üzerine yerleştirilmiş bu dozimetreler işlemden sonra okunarak, kritik organların almış olduğu doz miktarı hesaplanabilmektedir.

Sağlık alanında tanı ve tedavi amacıyla kullanılmakta olan radyasyon tipleri X-ışınları, Gama ışınları (Cs_{137}veya Co_{60} kaynaklı), Elektronlar, nötronlar ve ağır yüklü parçacıklardır, radyoloji alanında doz aralığının 10^{-5} ile 10^{-2} Gy arasında değişirken radyoterapide ise 20 Gy'ler civarına çıktığı görülmektedir.

Klinik uygulamalarda TLD'lerin tercih edilmesinin en önemli nedenlerinden birisi TLD materyalinin doku eşdeğeri olması ve yüksek hassasiyetlerde olmaları gerekir, bu sebeple de TLD'lerin mümkün olan en minimal ebatlarda tutulması gerekmektedir. Termolüminesans dozimetre materyalinin geniş doz aralığında lineer bir doz cevabına da sahip olması istenilmektedir (15).

2.3. Radyasyon Doz Nicelikleri ve Ölçüm Birimleri

Canlılar duyu organlarıyla iyonize radyasyonu algılayamazlar. Bu nedenle iyonize radyasyonun etkileri, içersinden geçtiği ortamlarda oluşturduğu iyonlaşmayla alakalıdır. Ortamdaki iyonlaşmanın miktarı ise iyonize radyasyon enerjisiyle direkt alakalıdır. Radyasyonun atomlarla etkileşmesinden ve iyonize yapma özelliğinden yararlanılarak Geiger Müller sayaçları, sintilasyon sayaçları, termolüminesans malzemeler ve silikon diyotlar kullanılarak radyasyonu ölçüp tespit edebiliriz.

Belirli bir süre içerisinde soğurulmuş olan radyasyonun miktarı "radyasyon dozu" olarak adlandırılır. İyonize radyasyonun etkileştiği dokuda veya materyalde oluşturacağı etki, radyasyon türüne, dozun hızı ve radyasyonla etkileşim süresine bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu nedenle de herbir farklı etkileşim için, kullanım amacına uygun olarak farklı birimler tanımlanmıştır (17).

2.3.1. Işınlama Birimi

Işınlama birimi olan Röntgen (R), standart ısı ve basınçta (0^o ve 760 mmHg) 1kg'lık hava içerisinde $2,58x10^{-4}$ Coulomb (C)' luk elektrik yüklü iyonlar oluşturan veya $2,8x10^9$ iyonizasyon oluşturan X-ışınları ve Gama miktarı olarak tanımlanır.

Işınlama birimi olan Röntgen, foton sayısını, enerjsini vermez. Uluslararası Birim Sisteminde (SI) Röntgen'in karşılığı Coulomb/kg olarak ifade edilmektedir (2).

$$1\ R = 2,58x10^{-4}\ C/kg$$

$$1\ C/kg = 3,88x10^{3}\ R$$

2.3.2. Soğurulmuş Doz Birimi

İyonize radyasyonun maddeyle etkileşimi sonucunda maddenin birim kütlesine bıraktığı enerji miktarına denir ve birimi Gray'dir, Gy ile gösterilir. Gray, ışınlanan maddenin 1 kilogramına (kg) 1 joule' lük enerji veren radyasyon miktarıdır (6). Yalnızca soğurulan radyasyon enerjisi miktarını gösterir. Parçacık ve elektromanyetik radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup radyasyon demeti ile birlikte soğurucu maddenin özelliklerini de içerir (2).

1 Gy = 100 rad

1 rad = 10^{-2} Gy

2.3.3. Eşdeğer Doz Birimi (Biyolojik Doz)

Eşit miktarda soğurulan dozlar biyolojik olarak aynı etkiye sebep olmayabilirler. İyonize radyasyon türlerinin meydana getirdikleri zarar potansiyelleri birbirlerinden farklılık gösterir. Fakat aynı prensipleri esas alarak inceleyebilmek adına yeni bir niceliğe gereksinim duyulmuştur. Bu nicelik Uluslararası birim sisteminde Sievert (Sv), CGS birim sisteminde ise Rem olarak tanımlanmıştır.

Rem = Soğurulan Doz x Faktörler

1 Rem = 10^{-2}Sv

1 Sv = 100Rem = 1J/kg

Eşdeğer doz, soğurulan dozla radyasyon ağırlık faktörü çarpılmasının sonucunda elde edilir. Gama, X- ışını ve beta parçacığı için radyasyon ağırlık faktörü 1’ dir. Radyasyon türleri için soğurulmuş doz ve eşdeğer doz rakamsal olarak eşittir fakat alfa parçacıkları için bu faktör 20’ dir, dolayısıyla eşdeğer doz soğurulmuş dozun 20 katıdır. Nötronlar için ise ağırlık faktörü değeri 5 ile 20 arasında değişir (17, 18).

Eşdeğer doz,

$$H=\sum_r W_R \; X \; D_T \qquad (2.2)$$

ile formülüze edilmiştir bu şekilde elde edilir. R radyasyon ağırlık faktörünü, T organı, D_T soğrulan dozu, W_R radyasyon ağırlık faktörünü temsil eder.

Tablo 2.3. Radyasyonun türlerinin RBE, rölatif biyolojik etkinlik KF; kalite faktörü (2).

Radyasyon Türü	RBE	KF
Alfa (α)	20	20
Beta (β	1	1
Gama (γ)	1	1
X- Işını	1	1
Nötron	5-20	5-20

2.3.4. Etkin Doz

Etkin doz, herbir eşdeğer dozun uygun doku ağırlık faktörü ile çarpımının sonrasında elde edilmekte olan dozların toplamı olarak ifade edilir. Ağırlık faktörleriyle çarpılan eşdeğer dozlar toplamı etkin doz olarak ifade edilmektedir. Vücuttaki çeşitli doz eşdeğerlerinin tek bir sayı ile ifade edilmesini sağlar. Etkin doz, radyasyon enerjisini ve türünü dikkate almaktadır.

Etkin doz,

$$E=\sum_T W_T \; X \; H_T \qquad (2.3)$$

formülü ile bulunur ve, , H_T ,T dokusu için eşdeğer doz, W_T ise radyasyon ağırlık faktörüdür (2, 18).

2.4. Radyasyon Riski ve Doz Limitleri

İyonize radyasyonun deterministik ve stokastik etkileri dair verilen bilgiler doğrultusunda doz-risk ilişkisinin belirlenebilmesi olasıdır. ICRP-103 (2007) ve NCRP-116 (1993) nolu raporlarda radyasyona maruz kalan kişiler, radyasyonlu alan çalışanları ve hamileler için doz sınırlamaları mevcuttur.

Radyasyonlu alan çalışanları için sınırlandırılan yıllık doz sınırı 20 mSv ile belirlenirken, halk için bu sınırlama 1 mSv mertebesinde tutulmaktadır. Genç olarak belirlenen 16 ile 18 yaşlar arasında olan ve mesleki seçim sebebiyle aldıkları eğitimin doğrultusunda iyonize radyasyon alanında olması gereken öğrenci ve stajyerlerin alacağı maksimum doz ise 6 mSv/yıl'ı geçmemelidir (17).

Gebeliği kesinleştirilmiş olan radyasyonlu alan çalışanları ise sadece gözetimli alanlarda aktif bir şekilde görevlendirilebilirler. Fetüsün korunabilmesi için radyasyon görevlisi olan hamilenin batın bölgesi için hamileliliği süresince alabileceği eşdeğer dozu limiti maksimum 1 mSv'dir (17).

2.5. Zırhlama Tasarım Hedefi (P)

Zırhlama tasarımı hedefi (P), kontrollü ve kontrolsüz alanlarda görevli olan personeller ve halktan kişiler için tavsiye edilen etkin doz sınırlarını aşmamak için bu şekilde binanın zırhlamasını tasarlamaktır. Radyoterapide tedavi amacıyla kullanılan linakların bulunduğu tedavi odalarının zırhlanması için takip edilen raporlarda uygulanması gereken belli standartlar mevcuttur. Mesela linak cihazının kurulduğu ve zırhlaması yapılan tedavi odasının duvarının kalınlığının ve bu duvarda kullanılacak materyal türü hesabı yapılırken, insanların duvardan en yakın 0,3m mesafe olacak şekilde geçtikleri varsayılır ve bu alanlarda çalışanların ve halkın maruz kalabileceği etkin doz sınırları da hafta bazında değerlendirilmektedir (11).

2.6. Radyasyon Alanları

Radyasyon alanlarının tanımlanması resmi gazetede yayınlanan 24.03.2000 tarihli No: 23999 olan Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği Madde 15'e göre şu şekilde sınıflandırılır;

Radyasyon Güvenliği Yönergesi Madde 15: Maruz kalınacak yıllık dozun 1 mSv değerini geçme olasılığı bulunan alanlar radyasyon alanı olarak nitelendirilir ve radyasyon alanları radyasyon düzeylerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılır (3).

2.6.1. Kontrollü alanlar

Kontrollü alanlar, radyasyonlu alan çalışanlarının kişisel TLD dozimetre kullanmak zorunda olduğu, radyasyondan korunma birimi sorumlusunun kontrolünde çalıştığı ve radyasyon miktarına periyodik aralıklarla bakılmakta olan alanlar olarak tanımlanır. Kontrollü alanlar için NCRP raporunun radyasyonlu alan çalışanları için tavsiye ettiği tasarım zırhlama hedefinin eşdeğer doz cinsinden değeri 0,1 mSv/hafta (5 mSv/yıl)'dır (11).

2.6.2. Kontrolsüz alanlar

Kontrolsüz alanların tanımı, ziyaretçi veya hasta yakınlarının olduğu, iyonize radyasyonla ilgisi olmayan görevli personellerin olduğu alanlar olarak tanımlanır. Aynı zamanda radyasyon alanına bitişik olan alanlar da kontrolsüz alanlar içerisinde dahil edilmektedir. Kontrolsüz alanlar için NCRP raporu tarafında çalışanlara tavsiye edilen tasarım zırhlama hedefinin eşdeğer doz cinsinden değeri 0,02 mSv/hafta (1 mSV/yıl)'dır (11).

2.7. Zırhlama tasarımı ile ilgili önemli varsayımlar

- Hasta tarafından birincil ışın demetinin en az %30'unu soğurduğu kabul edilmektedir.
- Tavsiye edilen duvar kalınlığı hesaplarında iyonize radyasyonun duvara dik bir şekilde geldiği varsayılır çünkü foton ve nötronlar bariyerlerden rahatça geçebilecek özelliğe sahiptirler.
- Linak cihazlarındaki sızıntının maksimum kabul edilip, önerilen sınırların maksimumu hesaplamalara dahil edilmelidir.
- Meşguliyet faktörü kontrolsüz alanlar için pratiğe göre yüksek alınır örneğin ofiste çalışan insanların çok az bir kısmı çalışma süresi boyunca ofiste bulunur ama buna rağmen meşguliyet faktörü ofis için 1 kabul edilir.
- Kullanım alanı zırhlama duvarının 0,3 m uzağı olarak kabul edilir.
- Verilerin kısıtlı olduğu ya da hesaplamaların zor olduğu durumlarda güvenlik çarpanı kullanılır.
- İkili veya daha çok iyonize radyasyon kaynağının olduğu durumlarda aktivitesi daha yüksek olan kaynak dikkate alınır (3).

2.8. Temel tanımlar ve birimler

2.8.1. İş yükü (W)

İş yükü, iyonize radyasyon kaynağından 1 m uzakta soğurulan dozun, maksimum derinlikte soğrulan doza oranının zaman üzerinden integralidir olarak ifade edilir. Periyot olarak 1 hafta alınır ve bu 1 m mesafede hasta başına verilen doz ile 1 haftada tedavi edilen hasta sayısının çarpılmasıyla elde edilir. Birimi ise Gy/hafta'dır. Herhangi bir d uzaklığındaki bir mesafede iş yükü hesaplaması yapılırken de;

$$W_2 = \mathrm{W}(1m)^2 /(d_2)^2 \quad (2.4)$$

İş yükü değeri genel olarak izomerkeze gönderilen fotonlardan soğurulan haftalık doz olarak alınır yani tedaviye giren ortalama hasta sayısının aldığı haftalık toplam dozdur.

Modern cihazlarda sıklıkla düşük enerjili ve yüksek enerjili X-ışınları ve farklı enerjilerde elektronlar kullanılır. Dual enerjili cihazlarda iş yükü ise cihazın mevcut en yüksek enerjisine göre alınır (11).

2.8.2. Kullanım Faktörü (U)

Kullanım faktörü (U), dikkate alınan iyonize radyasyonun herhangi bir birincil bariyer yönünde kullanım sıklığını veren faktördür. Kullanılan tekniklere bağlı olarak kullanım faktörlerinin değişmesine rağmen, 90 derece gantry açı aralıkları için tipik değerler Tablo 2.4'te gösterilmiştir (11).

Kullanım faktörü, tedavi tipi, yöntemine göre kullanılacak birincil zırhlama bariyerlerinin toplam iş yükünün yüzde kaçında etkin olarak işlevi olduğunu belirlemek için kullanılır.

Tablo 2.4. Primer koruyucu bariyerler için tipik kullanım faktörü (11).

Konum	Kullanım Faktörü (%)
0 derece (aşağı)	31.0
90 veya 270 derece	21.3
180 derece	26.3

2.8.3. Meşguliyet Faktörü

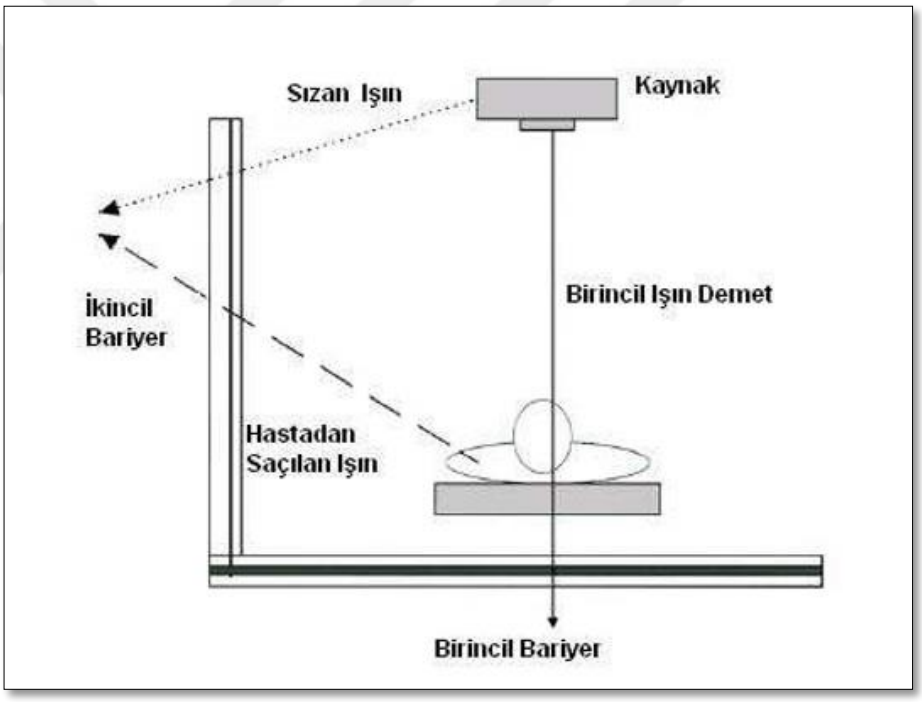
Meşguliyet faktörü (T), iyonize radyasyon verildiği esnada maruz kalınan bariyer arkasında olan alanın, hangi sıklıkla kullanıldığını belirten ortalama bir faktördür. Tablo 2.5'te tavsiye edilen meşguliyet faktörleri listelenmiştir. Tesis, kullanım sıklığına göre çizelgedeki değerleri değiştirebilir (11, 14).

Tablo 2.5. Tavsiye edilen meşguliyet faktörleri (11).

Bölge	Meşguliyet Faktörü (T)
Sürekli meşgul alanlar	1
Tedavi ve muayene odası	1/2
Personel dinlenme odası, koridorlar	1/5
Kapı tonozu	1/8
Depo, açık alanlar, tuvaletler, tavan araları	1/20
Otopark alanı, merdivenler, asansörler	1/40

2.8.4. Koruyucu bariyerler

Radyasyon ile tedavilerde iyonize radyasyon, birincil ve ikincil radyasyon olarak ikiye ayrılır. Hastaları tedavi etmek amacıyla hastaya direkt olarak yollanan ışın demetine birincil radyasyon denilir. Birincil radyasyonu durdurmak için birincil bariyerler kullanılır. Birincil bariyerler, doğrudan iyonize radyasyon kaynağından yayılan ışına müdahale etmek için kullanılır ve duvar, tavan, taban ya da diğer yapılar olabilir. İkincil radyasyon, kaynaktan sızan veya hastadan saçılan radyasyonların tamamıdır. İkincil radyasyonu durdurmak amacıyla da ikincil bariyerler kullanılır. İkincil bariyerler de duvar, taban, tavan veya diğer yapılar olabilir. İkincil radyasyonu uygun koruyucu tasarım hedefi kullanarak azaltmak gerekmektedir (14).



Şekil 2.22. Birincil ve ikincil radyasyon (1).

2.9. Temel İlkeler

Teşhis veya tedavi amacıyla son yıllarda çok sık kullanılan iyonize radyasyonun kullanıldığı alanlardaki tüm uygulamalarda müsaade edilen doz sınırları üzerindeki doz miktarının canlı sağlığını tehdit eden stokastik etkiler meydana getirerek, ilerleyen zamanlarda canlıların kansere yakalanma riskini

artırması sebebiyle radyasyon çalışanlarının ve halkın korunmasında zırhlama büyük önem taşımaktadır.

Temel olarak, mesafenin mümkün olan maksimum uzaklıkta, etki süresinin minimum tutulamadığı durumlarda daha da çok önem kazanmaktadır. Zırhlama, radyasyon türüne ve enerjisi dikkate alınarak uygulanmalı ve radyasyon enerjisinin zırhlamada kullanılacak malzeme tarafından tamamen soğurulması sağlanarak hem radyasyonla çalışanlar hem de halk için mümkün olan en zararsız seviyeye indirilmesi gerekmektedir.

Maruz kalınan birincil, ikincil radyasyonu minimum seviyeye indirmek amacıyla kullanılan bazı yöntemler aşağıda verilmiştir;

- Kişiyle iyonize radyasyon kaynağının arasında bulunana mesafenin arttırılması
- Işınlama süresini azaltmak
- Kişiyle iyonize radyasyon kaynağının arasında yeterli bir zırhlama konulması.

Doz hızı, radyasyon kaynağına olan uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak değişmektedir. Korunacak birey ile koruyucu bariyer arası mesafenin en az 0.3 m olduğu varsayılmıştır (11, 13).

2.10. Stratejik zırhlama planı

Stratejik zırhlama planı, temel plan ve zırhlama prensipleri hakkında bilgileri içermektedir. Cihaz odası proje tasarımı yetkin mühendis ve mimarlar tarafından planlanmalıdır. Proje sırasında maliyetin daha az olması sebebiyle zeminde bulunan katlar birincil tercih olmalıdır. Bunun yanında proje sırasında;

- Planlama ve Bütçe Hesabı
- Ön Tasarım
- Tasarımın Geliştirilmesi
- İnşaat Belgesinin Hazırlaması
- Yapı Denetimi

Tedavi odasının zemin katta olması koruyucu gereksinimlerini azaltmak için etkili bir stratejidir. Birincil ve ikincil duvarlar dikkate alınarak zırhlama yapılmalıdır.

2.11. Cihaz Odalarının İnşaat Detayları

Linak cihazlarının kullanılacağı alanlar inşa edilirken maliyetlerin en az düzeyde olması adına bazı hususlara dikkat edilmektedir. Bu nedenle ilerleyen zamanlarda herhangi bir sorunla karşılaşmamak için gerekli öngörülerde bulunmak ve malzeme seçiminde iyi bir araştırma yapmak gerekir. Birincil olarak cihazların konumlandırılacağı yer için zemin katlar öncelikli olmalıdır. Böylece zırhlama alanlarını, cephelerini daha aza indirmiş oluruz. İkinci olarak, tedavi odasının ölçüleri radyoterapi cihazının kurulumu için tavsiye edilen şartları sağlayacak büyüklükte olmalıdır. Ayrıca cihazların bulunduğu odaların gerekli uygun uyarıcı levha ve ışıkları uygun şekilde konumlandırılmalıdır. Konsol odasında sürekli çalışan personeller olacağından ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ilkesine uygun olarak inşa edilmelidir (11, 14).

2.12. Zırhlama Malzemeleri

Mega voltaj büyüklükteki enerjilerden korumak amacıyla kullanılan koruyucu bariyerler çoğunlukla metre büyüklüğündeki beton duvarlardır fakat bununla birlikte bazı durumlarda aynı koruma etkisini yapabilecek başka malzemeler de kullanılabilir. Bu durum özellikle yer sıkıntısının yaşandığı dar alanlarda kalın beton duvarların tercihine alternatif olmasıyla tercih edilebilirler. Genel olarak kütle ve atom numarası büyük malzemeler X-ışınını, Hidrojen bakımından zengin materyaller de nötronu zırhlamak için kullanılır. Bu amaç için sıklıkla kullanılın materyaller sıradan beton, ağır beton, kurşun, çelik, polietilen veya parafin, toprak ve ağaçtır (14).

2.12.1. Sıradan beton

Sıradan betonun birçok avantajı vardır ve yapısal olarak akışkan olduğundan dolayı istenilen şekli elde edebiliriz. Oldukça iyi bir X-ışını ve nötron zırhlama materyalidir. Çok yaygın bir malzeme olduğundan dolayı maliyeti de diğer

materyallere göre oldukça düşüktür ve betonun öz kütlesi ortalama 2.35 g/cm3'tür (14).

2.12.2. Ağır beton

Ağır beton linak odalarının zırhlanmasında sık kullanılan malzemelerdendir. Öz kütlesi 2,35 g/cm^3'ten büyük olan betonlara ağır beton denilir. Kullanım alanına göre içine öz kütlesi daha yoğun maddeler konularak öz kütlesi arttırılabilir veya azaltılabilir. Eklenen maddeler genellikle demir cevherleri, hematit ve ilmenit, baryum mineralleridir. Demir cevherleri kullanıldığında öz kütle 2,35'ten 5,2 g/cm^3, baryum mineralleri kullanıldığında öz kütle 4,4 g/cm^3 civarına çıkar. Ağır betonun avantajı daha ince birincil duvarlar elde etme imkânı sağlamasıyken dezavantajı ise yüksek maliyetli olması ve kullanım zorluğudur. Bu nedenle bazı yerlerde birincil duvar malzemesi olarak ağır beton, ikincil duvar malzemesi olarak normal beton kullanılır (14).

2.12.3. Kurşun

Kurşunun yoğunluğu 11 g/cm^3'tür ve oldukça iyi bir Gama ve X-ışını zırhlama malzemesidir. Tuğla, yaprak ve levha gibi değişik formları mevcuttur. Kurşun yumuşak olması nedeniyle için tek başına kullanılmaz. Esnek çarpışma yardımı ile hızlı nötronların enerjisini düşürür. Kurşunun içerisinde zehir olduğundan beton veya alçı ile kaplanması gerekir (14).

2.12.4. Çelik

Çelik, betona göre yüksek maliyetli ancak kurşuna göre daha az bir materyaldir ve kurşun gibi toksik değildir. Öz kütlesi 7.8 g/cm^3'tür ve X ve gama ışınlarına karşı koruma bakımından kurşundan daha az, betondan daha çok etkilidir. Nötronların enerjisini inelastik çarpışmayla azaltır (14).

2.12.5. Polietilen ve parafin

Polietilen ve parafin içersinde %14.3 orannda hidrojen içerirler. Parafin polietilenden biraz daha uygun maliyetlidir ancak öz kütlesi daha düşük ve yanıcı bir madde olduğundan bariyer yapımında pek tercih edilmez. Nötron zırhlaması açısından polietilen en iyi malzemedir. Hem saf halde bulunur hem de boronla

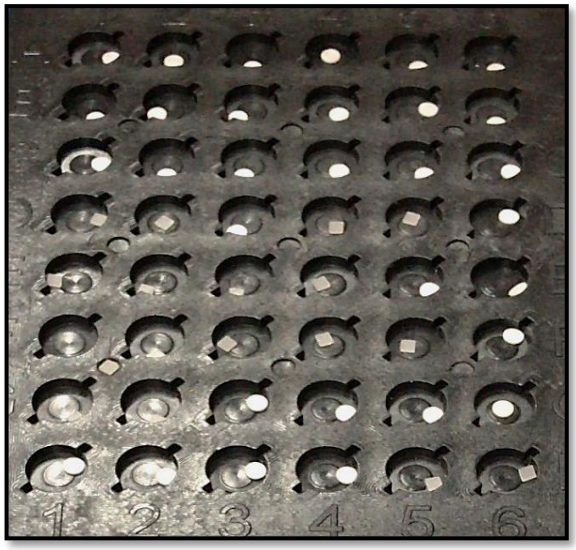
değişik oranlarda zenginleştirilmiş hallerde bulunabilir. Boronla zenginleştirilmesinin sebebi ise nötron yakalama oranını arttırmaktır. Bu yüzden özellikle zırhlı kapılarda tercih edilir. İmal edilmesi kolay olan standart Borated Polyethylene (BPE)'ler ağırlıkça %5 bor içerir (14).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında 2018-2019 yıllarında Ortam Radyasyonu doz ölçümleri 5 farklı radyoterepi tedavi ünitesinde gerçekleştirilmiştir. Radyoterapi ünitelerinde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarının bulunduğu tedavi ünitesindeki, zırhlı kapı ve kumanda odasının dışından 2 farklı noktada TLD-100 dozimetre ile ortam radyasyon miktarı ölçülmüştür. Ölçümler her bir tedavi ünitesi için 5 iş günü boyunca tekrarlanmıştır, ilaveten 5 iş günü boyunca toplam ortam radyasyon dozunun tespiti için aynı noktalara 2'şer adet TLD-100 dozimetre daha yerleştirilmiştir. Her bir noktada ölçüm yapabilmek için 3'er adet TLD-100 dozimetre kullanılmış ve ölçüm sonuçları ortalama doz olarak tespit edilmiştir. Haftalık yapılan ölçümler her tedavi ünitesi için toplamda 4 hafta olacak şekilde tekrarlanılmıştır. TLD-100 dozimetreler zırhlı kapı ve kumanda odasında günlük 7 saat bekletilmiştir.

3.1 Materyal

Bu çalışmada 34 adet TLD-100 dozimetresi, Harshaw TLD okuyucu, TLD fırını, Lineer Hızlandırıcı cihaz kullanılmıştır. LiF yoğunluğu 2.64 g/cm^3 olan alkali halojendir. Radyasyonla yapılan ölçüm işlemlerinde en çok tercih edilen termolüminesans dozimetreler TLD'lerdir. LiF' ün etkin atom numarası 8,14'dür ve dokunun etkin atom numarası 7,42'dir. Bu sebeple doku eşdeğeri olan dozimetrelerdir. TLD-100 doku gibi radyasyonu soğurur ve soğurduğu radyasyon miktarı ile orantılı cevap vermesi nedeniyle medikal alanda doz ölçümünde tercih edilir. TLD-100 ışıma eğrisinde 5 karekteristik pik elde edilir. Beşinci tepe dozimetrik tepedir ve radyasyonun dozu ile ilgili bilgiyi veren tepedir ve 412 nm'dir. Termolüminesans dozimetrenin yaydığı lüminesans ışığın dalga boyu 3500 A^o ile 6000 A^o arasındadır. TLD materyali piklerinin yarı ömrü; birinci pik 10 dk, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pikin yarı ömrü ise 80 yıldır. TLD-100 dozimetrelerin kare mikro çubuk, teflon kaplı pul, yuvarlak mikro çubuk ve çip şeklinde olanları mevcuttur. Bu çalışmada 34 tane kare şeklinde olanlar kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan TLD-100 dozimetreler.

3.1.1 Metal Düzenek

TLD dozimetrelerin tavlama işlemleri sırasında veya TLD kullanılmadığı zaman koruyucu amaçla kullanılan bir numune tutucudur. Bu düzenekle TLD dozimetreler kodlanır ve sıralanır böylelikle dozimetreler birbirleriyle karışmadan kullanılır.



Şekil 3.2. TLD dozimetrelerin kodlanması ve tavlama işlemeleri sırasında kullanılan metal düzenek.

3.1.2. Harshaw TLD Okuyucu

Harshaw marka TLD 3500 model okuyucu cihazı ve TLD' lerin okunabilmesi için WinREMS programı yüklü olan bilgisayar sisteminden oluşmaktadır. WinREMS yazılım programı TLD dozimetrelere ait ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızasına alıp saklayabilen bir programdır.



Şekil 3.3. Harshaw TLD-100 okuyucu cihazı.

TLD okuyucu sistem tek bir TLD dozimetre için bir çekmece, doğrusal ve programlanabilir ısıtma sistemi, soğutmalı fotoçoğaltıcı tüp ve ışığı ölçmek için uygun elektronik yapılar içerir. Cihazın teknik özellikleri;

- En iyi sıcaklık tekrarlanabilirliği için termoçiftlerle planchet ısıtması
- Isıtma profili; ön ısıtma, ısıtma ve tavlama işlemlerini içerir
- 600 ^{o}C'e kadar ısıtma kapasitesi
- Maksimum Kazanç kararlılığı için termoelektrik PMT soğutucu
- Otomatik, doğal fon çıkarma seçeneği bulunmaktadır.

3.1.3. TLD Fırını

Bu çalışmada TLD dozimetrelerin tavlanma ve ön ısıtması için PTW-TLDO marka fırın kullanılmıştır. Theldo programı yüklü olan bir bilgisayar sistemi sayesinde istenilen sıcaklık ve sürede fırınlama yapılabilmektedir. İki farklı işlem için programa

sahip olan TLD fırını hem ölçüm öncesi ön ısıtmanın yapılmasına hem de tavlama işleminin yapılasına olanak sağlamaktadır. Bu çalışmada ışınlama sonrası sığ tuzakların boşaltılması için ön tavlama işlemi için 100 ^{o}C de 10 dk ve ışınlama öncesi derin tuzaklarında boşaltılması için 400 ^{o}C de 1 saat tavlama işlemi yapılmıştır. Sıcaklık artışı ve azalması dijital göstergesinden sürekli olarak izlenebilmektedir.



Şekil 3.4. TLD100 fırını.

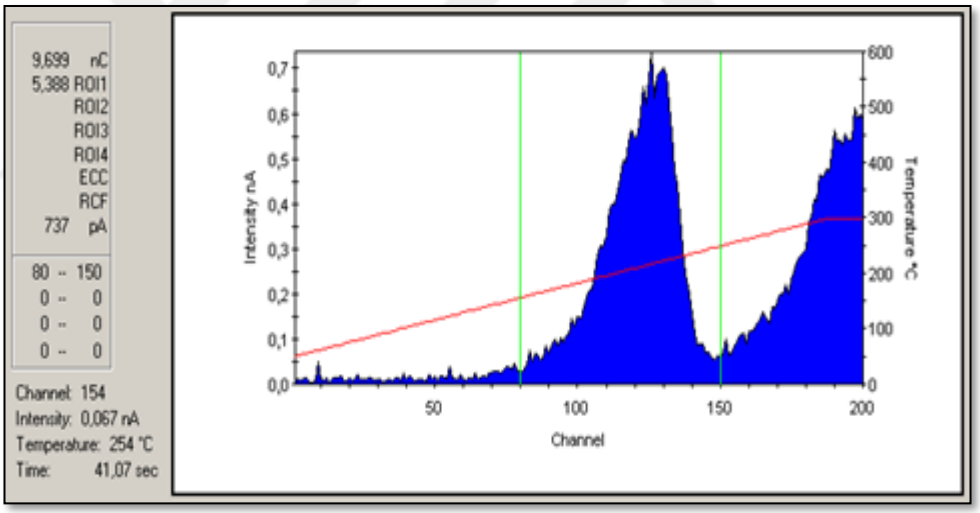
3.1.4. Termolüminesans Dozimetrelerin Kalibrasyonu

TLD dozimetrelerin üretimleri sırasında farklı miktarlarda katkılanmaları nedeniyle tuzak yapıları farklıdır bu nedenle; tuzak yapılarının farklı olmasından kaynaklanan duyarlılık farlılıklarının ortadan kaldırılması amacıyla kalibrasyon yapılmalıdır. İdeal olarak eşit miktarda ve aynı koşullarda ışınlanan TLD dozimetrelerinin aynı cevabı vermesi beklenir. Ancak hem saklama koşullarından hem de farklı katkılanmalardan dolayı aynı cevabı vermezler.

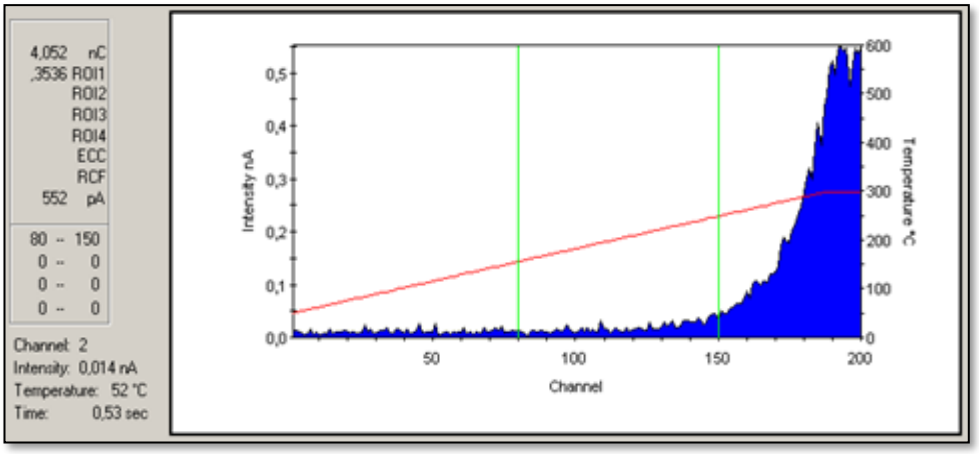
TLD dozimetreler aynı zamanda ışınlama kalibrasyon öncesi tavlama işlemi yapılmalıdır. Tavlama işlemi ışınlama sonrası kalan radyasyonun silinmesi tüm tuzakların boşatılması TLD hassasiyeti açısından önemlidir. Uygun sıcaklık ve sürede gerçekleştirilen tavlama işlemi tuzak yapısının daha kararlı hale gelmesini

sağlamaktadır. Böylelikle TLD hassasiyetinin maksimum verimlilikte ve minimum standart sapmada olması sağlanır.

TLD dozimetrelerin kalibrasyonu için her TLD ölçüm yapılan cihazda 1mGy ışınlanmıştır. TLD okuyucusunda her bir TLD'nin bu doza verdiği cevap nC (nanocount) cinsinden kaydedilmiştir. Bu işlem her bir TLD dozimetre için iki defa tekrarlanmıştır, ilk olarak TLD' nin doz cevabı için ölçüm yapılmıştır. İkinci ölçümde ise dozimetrelerin okuma işlemi sırasında ısıtılması nedeniyle siyah cisim ışımasında dolayı oluşan doz cevabının miktarına bakılmıştır. Işıma eğrisinde Şekil 3.5'te doz cevabının hesabı için ROI1 seçili alan (40 ^{o}C ile 120 ^{o}C arasındaki alan) için ışıma eğrisinin altında kalan toplam alan alınmıştır. Çünkü 569,8µGy ışınlama sonrası doz cevabının oluştuğu pik bu sıcaklıklar arasında oluşmaktadır. Böylelikle daha yüksek sıcaklıklarda siyah cisim ışımasından dolayı büyük oranda gerçekleşen doz cevabı ölçüm sonuçlarından çıkarılmış olur.



Şekil 3.5. TLD dozimetrenin 1mGy ışınlama sonrası nC olarak doz cevabı ve ışıma eğrisi.



Şekil 3.6. TLD dozimetrenin 1mGy ışınlama sonrası nC olarak siyah cisim ışımasından dolayı oluşan doz cevabı ve ışıma eğrisi.

1 mGy ışınlama sonrası doz cevabı için ölçülen değer ile siyah cisim ışımasından dolayı kaynaklanan değer birbirinden çıkarılarak sadece ışınlamadan kaynaklanan doz cevabı hesaplanmıştır.

3.1.5. TL Okuması

TL okuması için ışınlama sonrası kısa ömürlü piklerin ortadan kaldırılması için 100 ^{o}C de 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılmıştır. Böylelikle kısa ömürlü piklerin etkisi ortadan kaldırılmıştır. Harshaw TLD okuyucu cihazından TLD ler 300 ^{o}C ye saniyede 5 ^{o}C derece sıcaklık artışı olacak şekilde ısıtılmıştır. Siyah cisim ışıması için oluşan doz cevabını ölçmek için bu işlem her bir dozimetre için iki defa tekrarlanmıştır.

3.1.6. Varian DHX Lineer Hızlandırıcı

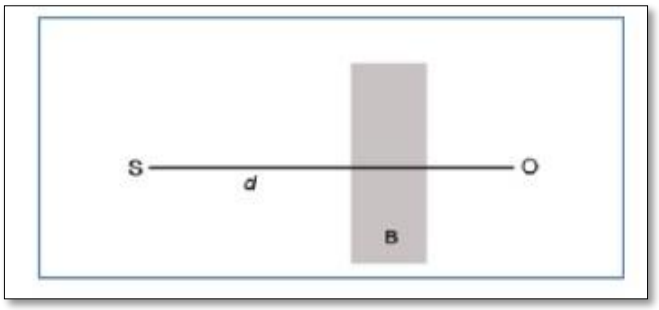
Çalışmada ölçüm alınan odalardan biri Varian marka DHX model lineer hızlandırıcının odasıdır. Mevcut cihazda 6 MV ve 18 MV enerjilerinde foton bulunurken 6, 9, 12, 15, 18MeV enerjilerinde elektron enerjileri bulunmaktadır. 60 çift MLC (Multi Leaf Collimator) bulunmaktadır ve bu MLC'ler ile koruma bloğu olmadan alan oluşturulabilmektedir.



Şekil 3.7. Varian DHX model cihaz.

3.1.7. NCRP-151 Raporuna Göre Hesaplama Yöntemleri

Radyasyon bariyerleri için zırhlama tasarımı yürürlükte olan yasal doz sınırlarına bağlıdır. Şekil 3.8'de basit olarak zırhlama görülmektedir. S kaynağındaki radyasyonun B bariyeri arkasında ve d(m) mesafesi kadar uzaklıkta bulunan O noktasında oluşturduğu etki ile zırhlama tasarımı sonrasındaki durum eşit olmalıdır. Zırhlama yapılırken ALARA ilkesine uygun bir şekilde hareket edilmelidir. Primer ve sekonder olmak üzere iki çeşit bariyer bulunmaktadır. NCRP-151 nolu rapora göre bu bariyerler aşağıda tanımlanmıştır.



Şekil 3.8. Basit zırhlama şeması.

3.1.8. Birincil Bariyerler

Temel amaç primer ışın demetlerinden kaynaklanan radyasyon etkisini minimalize etmektir. Uygun bir bariyerin eşdeğer doz değerinin, zırhlama tasarım hedefini (P) aşmaması gerekmektedir. Primer bariyer için geçiş faktörü olan B_{pri} denklem (3.1)'de verilmiştir.

$$B_{pri} = P\ X d_{pri}^2 / \text{WUT} \tag{3.1}$$

P= Zırhlama tasarım hedefi, eşdeğer doz olarak belirlenir (Sv/hafta).

d_{pri} = radyasyon kaynağı ile ölçüm yapılan nokta arası mesafe (metre).

W= Kaynaktan 1m uzaklıkta absorbe edilen dozun haftalık değeri, iş yükü (Gy/hafta)

U= Kullanım faktörü

T= Meşguliyet faktörü

Bariyer kalınlıklarının hesabı yapılırken, kullanılan radyasyonun enerjisine ve zırhlama materyaline göre TVL (onda bir kalınlık değeri) dikkate alınır. Gerekli olan TVL sayısı denklem (3.2)'de verilmiştir.

$$n = - \log(B_{pri}) \quad (3.2)$$

TVL sayısı belirlendikten sonra bariyer kalınlığı aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$t_{bariyer} = TVL_1 + (n-1)\, TVL_e \quad (3.3)$$

Primer bariyerlerde kullanılan materyal beton ise, betonda yüksek oranda hidrojen bulunması ve hidrojenin nötronu soğurması sebebiyle bariyerin foto-nötronları ve nötronlardan dolayı oluşan gama ışınlarını durdurduğu kabul edilmektedir.

Bariyer kalınlığı hesabı yapılırken radyasyonun bariyere 90 derecelik açı ile geldiği kabul edilir. Farklı açılarda gereken bariyer kalınlığı daha az olacaktır. Bu durumda bariyer kalınlığının radyasyonun geliş açısına, kullanılan materyale, zırhlama tasarım hedefine ve radyasyonun enerjisine bağlı olduğu söylenebilir.

3.1.9. İkincil Bariyerler

Sekonder bariyerler lineer hızlandırıcı cihazın bulunduğu oda dışındaki bireyleri sızıntı radyasyon, hasta kaynaklı saçılan radyasyon, duvardan saçılan radyasyon ve 10 MV'den büyük enerjideki fotonlar için oluşan foto-nötron ve nötronlardan dolayı oluşan gama ışınlarından yeterince koruyabilecek şekilde tasarlanmalıdır.

Sızıntı radyasyon ve saçılan radyasyon birbirlerinden farklı enerjilerde olduğu için sekonder bariyerlerin duvar kalınlığı hesabı ayrı ayrı yapılmalıdır. Hastadan saçılan radyasyon için geçiş faktörü (B_{ps}) denklem (3.4) de verilmiştir.

$$B_{ps} = \frac{P}{aWT}\, d_{sca}^2\, d_{sec}^2\, \frac{400}{F} \quad (3.4)$$

d_{sca} = Hasta ile kaynak arasındaki mesafe (m)

d_{sec} = Hasta ile korunacak bölge arasındaki mesafe (m)

α = Saçılma katsayısı, hastadan belirli bir açıyla saçılan primer radyasyonun soğrulma katsayısı (2).

F = 1m uzaklıkta bulunan hastanın alan genişliği (cm^2)

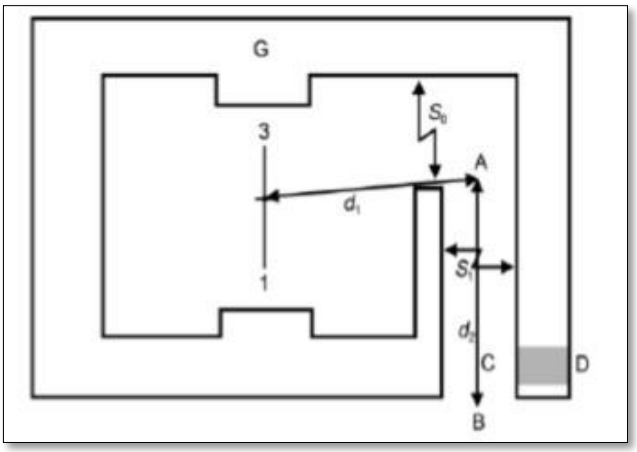
Eşitlikteki 400 değeri de 20x20 cm'lik alana normalize edildiğini belirtir.

3.1.10. Kapılar ve Labirentler

Lineer hızlandırıcı cihazların odasına girişlerde ikincil bariyer olan bir labirent mevcuttur. Bu labirentin amacı saçılan radyasyonun kapıya ulaşmasını engellemek ya da en aza indirgemektir. Böylelikle daha ince kapı yapılarak kullanım kolaylığı sağlanabilir. Saçılan radyasyonun çeşit ve akısından dolayı 10 MV ya da daha düşük enerjili cihazlar ve 10 MV den yüksek enerjili cihazlar için iki ayrı labirent tasarımı söz konusudur.

3.1.10.1. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcılar

Yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu odalarda Şekil 3.9'de de belirtildiği üzere A ve B arasındaki mesafenin 2,5 m den büyük olmasından dolayı nötron kaynaklı gamma ışınların saçılan fotonlara göre etkileri daha büyüktür. Bundan dolayı bu odaların zırhlaması yapılırken kapı daha uygun materyal kullanılarak yapılmalıdır. Böylece foto-nötronlar ve nötron kaynaklı gama ışınlarını daha iyi önlemek mümkün olacaktır.



Şekil 3.9. Nötron kaynaklı gama ışınları ve nötronların labirent kapının dışında oluşturduğu eşdeğer doz hesabı için oda düzeni (1).

3.1.10.2. Labirent Kapısında Foton Doz-Eşdeğeri Hesabı

Nötron kaynaklı gama ışınları eşdeğer doz hesaplamalarında birkaç yöntem bulunmaktadır. McGinley'in bulmuş olduğu (1995) yöntemin denklemi aşağıdaki gibidir.

$$h_{\varphi} = K_{\varphi A} 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \quad (3.5)$$

K= Şekil 3.5'te belirtilen A noktasındaki nötron kaynaklı gama ışını eşdeğer dozunun (Sievert) toplam nötron akısına oranı (22 lineer hızlandırıcı için ölçülen ortalama birim 4'deki nötron akısı için K=6,9x10^{-16}.

φ_A = İzomerkezdeki X-ışınlarının A bölgesinde birim absorbe doz (Gray) için toplam nötron akısı

d_2 = Belirlenen A noktası ile kapı arasındaki mesafe (metre)

TVD= Onda bir değer mesafesi. (18 MV ile 25 MV arası X-ışınları için yaklaşık 5,4 m ve 15 MV X-ışını için yaklaşık 3,9 m dir.)

Labirent girişi için toplam nötron akısını ifade eden denklem;

$$\varphi_A = (\beta Q_n)/4\pi d_1^2 + (5{,}4.\beta Q_n)/2\pi S_r + (1{,}3.Q_n)/2\pi S_r \quad (3.6)$$

Denklem 3.6'daki üç terim sırasıyla direkt, saçılma ve ısıdan kaynaklı oluşan nötronlardır.

β = Cihazın kafasındaki zırhtan giren nötronlar için geçiş katsayısı (kurşun için:1, tugsten için:0,85).

d_1^2 = Belirlenen A noktası ile izomerkez arasındaki mesafe (m).

Q_n = Cihazın kafasından yayılan nötronların izomerkezde soğrulan doza oranının kaynak gücü.

$S_r =$ Tedavi odasının toplam yüzey alanı (m^2).

Denklemde verilen 1/2π katsayısı, labirente giren nötronların katsayısıdır. Nötron kaynak gücü Q_n'in bazı cihazlar ve enerjiler için değerleri kaynak 11'de listelenmiştir (11).

3.2. Yöntem

Bu tez çalışmasında ortam dozu tayini, gözetimli alanda zırhlı kapı ve kumanda odasının duvarında gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla daha önce hiçbir işlem görmemiş olan, kalınlığı 0.89mm, genişliği ise 3.15mm olan, yedekleri ile birlikte toplamda 34 adet kare TLD-100 dozimetre kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar;

- TLD-100 gruplarının kalibre edilmesi ve ambalajlanması
- TLD'lerin kapı ve duvarın tam merkezi olacak şekilde yerleştirilmesi
- Ölçüm sonrası, okuma işlemi öncesi TLD'lere ön ısıtma yapılması
- TLD'lerin 2'şer defa okuma işleminin yapılması
- Kalibrasyondan elde edilen faktörle doz eldesi
- Veriler ile istatistik analizin yapılması.



Şekil 3.10. Kare TLD-100 kalınlığının ölçülmesi.



Şekil 3.11. Kare TLD-100 genişliğinin ölçülmesi.

3.2.1. TLD' lerin Kalibrasyonu ve Paketlenmesi

Bu tez çalışmasında, Şekil 3.11 ve 3.12'de kalınlık ve genişlikleri ölçülen kare TLD-100'ler ile ölçüme başlamadan önce sıfırlama işlemi için metal tepsiye çok dikkat edilerek yerleştirilerek fırına yerleştirildi. Fırın 400 ˚C'e kadar ısınması için ayarlanmış ve 1 saat bu sıcaklık değerinde tüm TLD-100'ler bekletilmiştir. Bu işlem sonrasında ise 100 ˚C'e soğuyup 1 saat daha bekletilen TLD'ler, fırın sıcaklığının 35˚C'nin altına düşmesiyle fırından çıkarılmıştır. Aynı işlemler 3'er defa olmak üzere tüm TLD grupları için ölçüm öncesinde kalibrasyon sırasında tekrar edilmiştir. Bu sayede tuzaklar tamamen boşaldığı için TLD dozimetreler tekrar kullanılabilmektedir.

Sıfırlanan TLD' ler fırından alındıktan sonra özel TLD cımbızı ile metal levhadan alınarak streç filmlerle paketlenmiştir. Bu aşamada yere düşen veya elle temas eden TLD'ler alkol ile temizlenmelidir ancak bu tez çalışmasında böyle bir olay olmamıştır. Kalibrasyon için radyasyonla ışınlaması yapılan TLD-100'lerin okuma işlemi yapıldıktan sonra (nC cinsinden) standart sapmasına bakılarak (<%3 kabul edildi) en kararlı olan dozimetreler seçildi ve bu kalibrasyon evresi 3 defa tekrar edildi.

Zırhlı kapı ve konsol duvarında kullanılmak üzere iki gruba ayrılan TLD'ler paketleri üzerine işaretleme yapılmıştır. Paketlenen dozimetre grupları tekrar kendi içersinde 3'erli gruplarda Pazartesi-Cuma günleri arasında sınıflandırılmış ve üzerine yazılmıştır. TLD'ler ölçüm alınan noktalara flaster bant yardımıyla yapıştırılmıştır. Tez çalışması için daha önce hiç işlem görmemiş 34 tane TLD-100 kullanılmıştır.

5 farklı radyoterapi merkezinde, 2 ayrı noktadan olmak üzere (zırhlı kapı ve konsol duvarı) haftaiçi tedavi yapılan 5 gün boyunca, günlük 7 saat olmak üzere 4'er hafta boyunca doz ölçümü yapılmıştır. Haftalık 5 iş günü için beklenmekte olan iş yüküne bakıldığında, 5 gün/hafta, 7 saat/gün, 7 saatte 30 hasta ve her hasta için izomerkezde soğrulan doz değeri 3 Gy'den olmak üzere haftalık 5 gün için iş yükü;

$$W = (30 \text{ hasta/gün} \times 3 \text{ Gy/hasta} \times 5 \text{gün/hafta}) = 450 \text{ Gy/hafta}$$

olarak hesaplanmıştır.

Her bir ölçüm noktasına hergün farklı 3'erli gruplardan oluşan TLD-100 yerleştirilmiştir. Toplamda günlük 6 TLD-100, aynı hafta boyunca her iki ölçüm noktasında sabit bırakılan 2'li grup TLD-100, haftaiçi 5 gün ve 4 hafta ve 5 farklı

merkezden olmak üzere toplamda 680 tane ölçüm alınmıştır. Elde edilen verilerden doza dönüşüm sonrasında ise iş yükü de hesaba alınarak yorumlaması yapılmıştır.



Şekil 3.12. Zırhlı kapı.

Günlük 7 saat ölçüm noktalarında bekletme işlemi tamamlanmış dozimetreler 100 ^{o}C' de 10 dk ön tavlama işleminden geçirildikten sonra TLD okuyucu sistemde 2'şer defa ardı ardına okunmuştur. TLD-100 yapısından dolayı ölçüm öncesinde ve sonrasında taşıma işlemi sırasında hem çevresel hem de kendi yapısal background sebebiyle iki defa okuma işlemi yapılmıştır. Yapılan ilk okuma bize hem ölçüm hem background değerini verirken, ikinci okuma bize yalnızca background ve çevresel olarak topladığı radyasyon doz miktarını vermektedir. TLD-100 ile düşük doz seviyelerini ölçmeye çalıştığımız için asıl ölçüm dozumuzu en doğru şekilde elde edebilmek için background dozunu olan ikinci okuma birinci okumadan çıkartılmış ve bu şekilde gözetimli alandaki ortam dozu ölçülmüştür.

3.3 İstatistiksel Analizler

Çalışmada TLD'ler ile ölçülen nC değerlerinin, günlük ve haftalık dozlara dönüşümü, hasta sayıları ve günlük MU (monitor unit) değerleri ile bu değerlere ait ortalamaların normal dağılıma uygunluğı grafiksel olarak ve Shapiro-Wilk testi ile incelendi. İncelenen değişkenlerin hemen hemen tamamı tüm ölçüm yerlerinde ve ölçüm zamanlarında normal dağılıma uymadığı için tanımlayıcı istatistiklerin gösteriminde ortanca (ÇAG- Çeyreklikler Arası Genişlik) değerleri kullanıldı. nC değerlerinin günlere göre değişimini incelemek için Friedman non-parametrik tekrarlı ölçümlerde varyans analizi uygulandı. Fark bulunduğunda farklı günü belirleyebilmek için Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon eşleştirilmiş örnekler testine başvuruldu.

Çalışmada istatistiksel analiz ve hesaplamalar için MS Excel 2013 ve IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programları kullanıldı. İstatistiksel kararlarda $p<0.05$ anlamlı farklılığın göstergesi olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Termolüminesans Dozimetrelerin nC Cevabı

Termolüminesans dozimetrelerin ışıma eğrisi seçili alan üzerinde TLD' lerin doz cevabı okuma sonrasında nC olarak tespit edilmiştir.

Çalışmada yer alan 5 merkezden, 4 hafta boyunca, her haftada pazartesi–cuma günleri arasında kalan 5 gün boyunca, zırhlı kapı ve konsol duvarı ölçüm noktalarından 3'er adet olmak üzere günlük toplam 6 TLD-100 ile ölçüm alınmıştır. Ölçüm alınan ortamın (zırhlı kapı ve konsol birlikte değerlendirildi) 4 haftalık nC ölçümlerinin ortalaması alınarak ölçüm noktalarına ait günlük (her haftanın ilgili gününe ait) nC ortalamaları elde edilmiştir. Elde edilen nC ortalamaları normal dağılıma uymadığı için ölçüm merkezleri, ölçüm günlerine ilişkin nC değerleri ortanca (ÇAG) ile Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. incelendiğinde; Merkez A'da pazartesi günleri en düşük nC değeri 4.30 iken en yüksek nC değeri olarak 6.67 görülmüştür. Pazartesi günleri için ortanca nC değeri 4.68 (ÇAG=1.66) olarak hesaplanmıştır. Haftanın tüm günleri için bakıldığında; en düşük nC değeri cuma günü (3.30 nC), en yüksek nC değeri ise perşembe günü (8.00 nC) olarak belirlenmiştir. Haftalık nC ortancası Merkez A için 4.98 (ÇAG=1.50) olarak hesaplanmıştır.

Merkez A'da günler arasında nC değerlerinin farklılığı araştırıldığında; en az bir günün nC ortancasının diğerlerinden farklı olduğu görüldü (χ^2=10.300; p=0.038). Farklı günü bulmak için yapılan post-hoc ikili karşılaştırmalar sonrasında; salı–cuma günü ölçümleri arasındaki farklılığın anlamlı olduğu (*Z*=2.846; p=0.044), diğer günler arasında ise nC değerleri ortancalarının benzer olduğu (p>0.05) belirlendi. Salı günü Cuma gününden anlamlı miktarda yüksekti.Merkez A dışında kalan merkezlerde ölçüm günleri açısından nC değer ortancaları arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (p>0.05) (Tablo 4.1.).

Merkezler arasında ölçüm günlerinde nC ortancalarının farklı olup olmadığı incelendiğinde; tüm ölçüm günlerinde merkezler arasında anlamlı farklılık olduğu görüldü (p<0.05).

Pazartesi günü merkezler arasında nC ortancaları farklıdır (χ^2=22.221; p<0.001). Farklılığın hangi merkezden kaynaklandığı araştırıldığında merkezler A-D arasında (Z=4.307; p<0.001), A-C arasında (Z=3.346; p=0.008) ve A-B arasında (Z=3.263; p=0.011) fark olduğu, diğer merkezler arasında ise farklılık olmadığı görüldü. Merkez A'nın farklı olduğu diğer 3 merkezden daha yüksek nC ortancasına sahip olduğu belirlendi (Tablo 4.1.).

Salı günü de merkezler arasında nC ortancaları farklıydı (χ^2=21.986; p<0.001). Farklılığın hangi merkezden kaynaklandığı araştırıldığında merkezler A-B arasında (Z=4.042; p=0.001) ve A-C arasında (Z=3.916; p=0.001) fark olduğu, diğer merkezler arasında ise salı günü ölçümleri arasında fark olmadığı saptandı. Merkez A'nın farklı olduğu diğer 2 merkezden daha yüksek salı günü nC ortancasına sahip olduğu belirlendi (Tablo 4.1.).

Tablo 4.1. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında nC ortancaları.

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Günler Arası Farklılık
Merkez **A**	Pazartesi	4.30	6.67	4.68 (1.66)	χ^2=10.300; p=**0.036** (Salı-Cuma farklıdır)
	Salı	4.29	7.95	5.11 (2.60)	
	Çarşamba	4.05	5.56	4.63 (1.15)	
	Perşembe	3.85	8.00	5.43 (3.25)	
	Cuma	3.30	6.25	4.15 (0.77)	
	Ortalama	**4.39**	**6.52**	**4.98 (1.50)**	
Merkez **B**	Pazartesi	2.84	3.68	3.39 (0.45)	χ^2=1.900; p=0.754
	Salı	2.81	3.63	3.20 (0.37)	
	Çarşamba	2.62	3.94	3.07 (0.42)	
	Perşembe	2.85	3.53	3.39 (0.56)	
	Cuma	2.78	3.84	3.19 (0.90)	
	Ortalama	**3.04**	**3.87**	**3.29 (0.40)**	
Merkez **C**	Pazartesi	2.89	3.63	3.39 (0.56)	χ^2=9.100; p=0.059
	Salı	2.91	3.73	3.15 (0.47)	
	Çarşamba	2.83	3.86	3.05 (0.55)	
	Perşembe	3.11	3.79	3.33 (0.53)	
	Cuma	2.80	3.51	3.34 (0.50)	
	Ortalama	**2.88**	**3.67**	**3.23 (0.41)**	

Tablo 4.1. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında nC ortancaları (Devam).

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Günler Arası Farklılık
Merkez D	Pazartesi	2.67	3.51	3.23 (0.56)	χ^2=3.600; p=0.463
	Salı	2.96	3.83	3.39 (0.42)	
	Çarşamba	2.94	3.63	3.22 (0.49)	
	Perşembe	2.87	3.56	3.07 (0.44)	
	Cuma	2.88	3.28	3.13 (0.21)	
	Ortalama	**3.04**	**3.47**	**3.18 (0.17)**	
Merkez E	Pazartesi	3.27	4.36	3.76 (0.84)	χ^2=8.200; p=0.085
	Salı	3.25	4.14	3.78 (0.70)	
	Çarşamba	3.32	3.91	3.49 (0.50)	
	Perşembe	3.09	3.45	3.28 (0.30)	
	Cuma	3.19	3.94	3.66 (0.65)	
	Ortalama	**3.34**	**3.96**	**3.53 (0.48)**	

Çarşamba gününde de merkezler arasında nC ortancalarının farklı olduğu belirlendi (χ^2=20.555; p<0.001). Farkın kaynağı araştırıldığında; A-B merkezleri arasında (Z=3.892; p=0.001), A-C merkezleri arasında (Z=3.766; p=0.002) ve merkez A-D arasında da farklılık olduğu (Z=3.006; p=0.026) bulundu. Diğer merkezler arasında ise çarşamba günü ölçümleri açısından farklılık bulunmadığı (p>0.05) görüldü. Merkez A'nın farklı olduğu diğer merkezlerden daha yüksek çarşamba günü nC ortancasına sahip olduğu saptandı (Tablo 4.1.).

Perşembe günü nC ortancalarının merkezler arasında farklı olduğu tespit edildi (χ^2=19.179; p=0.001). Farkın hangi merkezlerden kaynaklandığına bakıldığında; Merkez A ile diğer tüm merkezler arasında fark olduğu (p<0.05), merkez A dışındaki merkezler arasında ise perşembe günü ölçümleri açısından farklılık olmadığı (p>0.05) saptandı. Merkez A'nın diğer merkezlerin hepsinden daha yüksek perşembe günü nC ortancasına sahip olduğu görüldü (Tablo 4.1.).

Cuma günü nC ortancalarının merkezler arasında farklı olduğu tespit edildi (χ^2=16.894; p=0.002). Farkın hangi merkezlerden kaynaklandığı incelendiğinde; A-B (Z=3.049; p=0.023), A-C (Z=2.954; p=0.031) ve A-D (Z=3.571; p=0.004) arasındaki farkların anlamlı olduğu, diğer merkezler arasındaki farklılıkların ise istatistiksel olarak önemli olmadığı (p>0.05) belirlendi. Cuma günü ölçümleri için Merkez A'nın

farklı olduğu B, C ve D merkezlerinden daha yüksek nC ortancasına sahip olduğu hesaplandı (Tablo 4.1.).

4.2. Termolüminesans Dozimetrelerin μGy Cevabı

Ölçüm merkezlerinden günlük 7 saat boyunca toplanan verilerden elde edilen nC değerlerini, TLD'lerle merkezlerde yapılan ölçüm işlemine başlamadan önce yapılan kalibrasyon işlemi sırasında elde eldilen doz dönüşüm faktörü kullanılarak doza dönüşümü yapıldı ve doz miktarları hesaplandı.

Merkez A'da en düşük alınan doz cuma günü (131.09 μGy) iken, en yüksek alınan doz perşembe günü (317.72 μGy) olarak görüldü. Merkez A'da alınan ortalama doz 197.88 μGy olarak hesaplandı. Tüm merkezler arasında en düşük alınan doz 103.97 μGy ile Merkez B'de iken en yüksek alınan doz 317.72 μGy ile Merkez A'da görüldü. Alınan doz ortalaması en düşük olan çalışma birimi Merkez D iken (126.27 μGy), en yüksek doz ortalamasının Merkez A'da (197.88 μGy) olduğu saptandı (Tablo 4.2.).

Alınan doz değerleri nC değerlerinden hesaplanarak μGy mertebesinden doz sonuçları elde edildiğinden, ayrıca günlere ve merkezlere göre alınan doz karşılaştırması yapılmamıştır.

Tablo 4.2. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında okunan doz (μGy) ortancaları.

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Günler Arası Farklılık
Merkez **A**	Pazartesi	170.66	264.93	186.07 (66.02)	χ^2=10.300; p=**0.036** (Salı-Cuma farklıdır)
	Salı	170.58	316.03	203.17 (103.50)	
	Çarşamba	162.79	247.28	192.92 (50.04)	
	Perşembe	152.94	317.72	215.75 (128.95)	
	Cuma	131.09	248.48	164.76 (30.61)	
	Ortalama	**174.33**	**258.94**	**197.88 (59.68)**	
Merkez **B**	Pazartesi	112.98	146.09	134.57 (18.05)	χ^2=1.900; p=0.754
	Salı	111.66	144.11	126.95 (14.65)	
	Çarşamba	103.97	156.69	121.99 (16.51)	
	Perşembe	113.11	140.26	134.50 (22.32)	
	Cuma	110.46	152.71	126.75 (35.83)	
	Ortalama	**120.82**	**153.81**	**130.79 (16.09)**	

Tablo 4.2. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında okunan doz (μGy) ortancaları (Devam).

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Günler Arası Farklılık
Merkez C	Pazartesi	114.97	144.11	134.57 (22.19)	χ^2=9.100; p=0.059
	Salı	115.76	148.21	125.10 (18.77)	
	Çarşamba	112.45	153.24	120.99 (22.02)	
	Perşembe	123.58	150.60	132.32 (21.19)	
	Cuma	111.13	139.47	132.78 (19.70)	
	Ortalama	**114.60**	**145.99**	**128.48 (16.44)**	
Merkez D	Pazartesi	106.09	139.60	128.48 (22.42)	χ^2=3.600; p=0.463
	Salı	117.62	152.19	134.50 (16.69)	
	Çarşamba	116.95	144.37	127.95 (19.37)	
	Perşembe	114.04	141.46	121.99 (17.48)	
	Cuma	114.57	130.33	124.50 (8.21)	
	Ortalama	**120.70**	**137.72**	**126.27 (6.92)**	
Merkez E	Pazartesi	129.80	173.24	149.27 (33.31)	χ^2=8.200; p=0.085
	Salı	129.27	164.64	150.13 (27.88)	
	Çarşamba	131.79	155.23	138.54 (19.77)	
	Perşembe	122.65	137.22	130.13 (11.95)	
	Cuma	126.75	156.36	145.36 (25.68)	
	Ortalama	**132.77**	**157.34**	**140.33 (19.10)**	

Araştırmanın yapıldığı zaman aralığında bazı günlerde, Merkez D'de LİNAK cihazındaki server arızası nedeni ile Merkez B'de ise 18 MV için planlı hasta olmaması sebesi ile ışınlama işlemi yapılmamışır.

Merkez E'de ise konsol ölçümlerinin alındığı TLD-100 serisinin arızalı olması nedeni ile alınan ölçümleri güvenli olmadığı belirlendiği için Merkez E'ye ait konsol ölçüm değerleri çalışmada kullanılamamıştır. Tablo 4.1, 4,2 ve 4.3'te tüm merkezler için hem konsol hem zırhlı kapı ölçümlerini beraber değerlendirilmiş haliyle verilmişken, verilen Merkez E için verilen veriler, tüm merkezlerden farklı olarak yalnız zırhlı kapı ölçümlerini kapsamaktadır.

Merkezlerde günlük olarak ortalama 6 MV için 26.1, 18 MV için ise 3.9 hastaya ışınlama yapılmıştır. Merkezlerde günlere göre hasta sayıları Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm günlerindeki hasta sayıları**.**

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	6 MV			18 MV		
		Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)
Merkez **A**	Pazartesi	21	28	25.5 (5.5)	4	2	9.0 (5.5)
	Salı	21	27	23.0 (5.0)	8	1	11.0 (8.5)
	Çarşamba	24	27	25.0 (2.3)	3	1	7.0 (4.5)
	Perşembe	20	27	25.5 (6.0)	5	3	11.0 (6.5)
	Cuma	24	29	26.5 (4.0)	3	1	5.0 (4.0)
	Ortalama	**23**	**28**	**24.5 (3.5)**	**5**	**3**	**6.8 (3.4)**
Merkez **B**	Pazartesi	24	27	26.0 (2.3)	4	3	6.0 (2.3)
	Salı	25	28	26.0 (2.8)	4	2	4.0 (1.5)
	Çarşamba	24	30	28.5 (4.8)	4	2	5.0 (3.0)
	Perşembe	24	28	26.5 (3.3)	3	2	6.0 (3.0)
	Cuma	27	28	27.0 (0.8)	3	2	5.0 (2.5)
	Ortalama	**26**	**28**	**26.6 (1.6)**	**4**	**3**	**4.5 (1.3)**
Merkez **C**	Pazartesi	24	26	25.0 (2.0)	5	3	6.0 (2.8)
	Salı	24	29	27.0 (3.8)	3	3	7.0 (4.0)
	Çarşamba	23	28	27.5 (4.0)	2	1	8.0 (5.3)
	Perşembe	24	28	27.0 (3.0)	3	2	7.0 (3.8)
	Cuma	27	28	27.0 (0.8)	3	1	3.0 (2.0)
	Ortalama	**24**	**27**	**27.0 (2.1)**	**3**	**2**	**6.2 (3.1)**
Merkez **D**	Pazartesi	25	28	27.0 (2.8)	4	2	4.0 (2.0)
	Salı	23	26	25.0 (3.0)	6	5	7.0 (2.0)
	Çarşamba	23	26	24.0 (3.0)	5	3	7.0 (4.0)
	Perşembe	26	28	26.0 (2.0)	4	1	5.0 (4.0)
	Cuma	24	29	25.5 (4.5)	4	1	5.0 (3.3)
	Ortalama	**25**	**28**	**25.9 (2.4)**	**4**	**3**	**5.8 (2.9)**
Merkez **E**	Pazartesi	23	28	26.0 (4.3)	4	3	8.0 (4.0)
	Salı	26	28	26.0 (1.5)	4	2	4.0 (1.8)
	Çarşamba	26	29	27.5 (2.5)	3	2	4.0 (0.0)
	Perşembe	27	31	27.5 (3.3)	2	2	3.0 (0.0)
	Cuma	24	29	27.5 (4.0)	3	2	6.0 (3.3)
	Ortalama	**26**	**28**	**27.2 (1.9)**	**3**	**3**	**4.0 (1.3)**

Çalışmanın yürütüldüğü merkezlerdeki Varian Eclipse planlama sisteminden MU değerleri toplanmıştır. Alınan MU değerleri merkezlere ve günlere göre Tablo 4.4'de özetlenmiştir.

Tablo 4.4 incelendiğinde; Merkez A'da en düşük MU değeri cuma günü (15330 birim) elde edilirken, en yüksek MU değeri ise salı günü (19860 birim) olarak belirlenmiştir. Merkez A için MU ortancaları en az bir günde diğer günlerden anlamlı olarak farklılık göstermektedir (χ^2=19.600; p=0.001). Farklılığın hangi gün/günlerden kaynaklandığı araştırıldığında; çarşamba ile perşembe (Z=3.162; p=0.016) ve perşembe ile cuma (Z=4.111; p<0.001) günleri arasında farklılık olduğu, diğer günler arasında ise farklılık olmadığı (p>0.05) belirlendi. Farklılık gösteren günlerden perşembe gününün MU ortancası çarşamba ve cuma günü MU ortancasından anlamlı miktarda daha yüksek bulunmuştur (Tablo 4.4).

Merkez D'de de günlerden en az birinin diğer günlerden farklı MU ortancasına sahip olduğu saptandı (χ^2=10.133; p=0.038). Farklılığın kaynağı araştırıldığında; salı ile cuma günleri arasındaki MU ortancasının farklı olduğu (Z=2.921; p=0.035) görüldü. Salı günkü MU ortancası cuma günü MU ortancasından daha yüksekti. Diğer günler arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı (p>0.05) (Tablo 4.4).

Araştırma merkezlerinden B, C ve E'de ise günlere göre MU ortancaları istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (p>0.05) (Tablo 4.4).

Merkezlere göre MU ortancaları arasında farklılık olup olmadığı incelendiğinde; Pazartesi günü için merkezlerden en az birinin diğer merkezlerden daha farklı MU ortancasına sahip olduğu görüldü (χ^2=25.647; p<0.001). Merkez C'nin Merkez A'dan (Z=3.991; p=0.001) ve Merkez D'den (Z=4.133; p<0.001) daha yüksek MU ortancası olduğu bulundu.

Salı günlerinde merkezler arasında MU ortancalarının anlamlı olacak kadar farklı olmadığı saptandı (χ^2=7.254; p=0.123) (Tablo 4.4).

Çarşamba gününde merkezler arasında MU ortancalarının farklı olduğu belirlendi (χ^2=13.223; p=0.010). Merkez C'nin MU ortancasının Merkez A'nın MU ortancasından daha yüksek olduğu saptandı (Z=3.068; p=0.022). Diğer merkezler arasında MU ortancaları farksızdı (p<0.05) (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Ölçüm merkezlerinde, ölçüm zamanlarında planlanan MU ortancaları.

Ölçüm Merkezi	Ölçüm Günü	Min	Maks	Ortanca (ÇAG)	Günler Arası Farklılık
Merkez **A**	Pazartesi	16360.0	18530.0	17485.0 (2130.0)	χ^2=19.600; p=**0.001** (Çarşamba-Perşembe ve Perşembe–Cuma farklıdır)
	Salı	15850.0	25470.0	19860.0 (7315.0)	
	Çarşamba	15420.0	17890.0	16790.0 (1857.5)	
	Perşembe	17890.0	24510.0	19610.0 (5720.0)	
	Cuma	15330.0	18180.0	16030.0 (2182.5)	
	Ortalama	**16600.0**	**19608.0**	**18394.0 (2373.0)**	
Merkez **B**	Pazartesi	19140.0	24500.0	19985.0 (4137.5)	χ^2=2.000; p=0.736
	Salı	15980.0	23710.0	18325.0 (5815.0)	
	Çarşamba	15420.0	28650.0	15860.0 (10107.5)	
	Perşembe	15130.0	22680.0	19760.0 (5987.5)	
	Cuma	15020.0	26530.0	20165.0 (8755.0)	
	Ortalama	**16750.0**	**22420.0**	**19910.0 (4581.5)**	
Merkez **C**	Pazartesi	21820.0	27650.0	27060.0 (4412.5)	χ^2=5.200; p=0.267
	Salı	18350.0	28010.0	23000.0 (7450.0)	
	Çarşamba	19860.0	29990.0	20740.0 (7742.5)	
	Perşembe	21300.0	29150.0	22650.0 (5907.5)	
	Cuma	19280.0	27460.0	22795.0 (6492.5)	
	Ortalama	**21808.0**	**27528.0**	**22868.0 (4377.0)**	
Merkez **D**	Pazartesi	15010.0	19640.0	17120.0 (4630.0)	χ^2=10.133; p=**0.038** (Salı – Cuma farklıdır)
	Salı	20310.0	27460.0	20740.0 (7150.0)	
	Çarşamba	15290.0	21010.0	19720.0 (5720.0)	
	Perşembe	15700.0	20850.0	18850.0 (5150.0)	
	Cuma	15170.0	16680.0	16450.0 (1510.0)	
	Ortalama	**17478.0**	**20366.0**	**18156.0 (2888.0)**	
Merkez **E**	Pazartesi	18410.0	29840.0	24600.0 (9077.5)	χ^2=5.823; p= N/A
	Salı	18250.0	28990.0	24975.0 (8802.5)	
	Çarşamba	18900.0	27610.0	21050.0 (7177.5)	
	Perşembe	17210.0	20490.0	18975.0 (2497.5)	
	Cuma	17990.0	27980.0	23465.0 (8715.0)	
	Ortalama	**19536.0**	**26982.0**	**21921.0 (581.5)**	

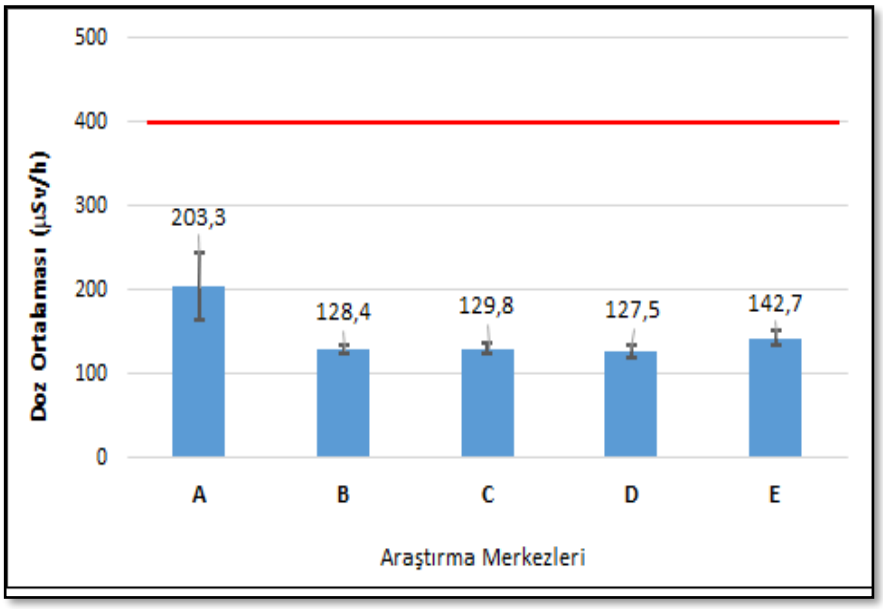
N/A: p değeri hesaplanamamıştır.

Perşembe gününde de merkezler arasında MU ortancalarının farklı olduğu saptandı (χ^2=13.096; p=0.011). Merkez C'nin MU ortancasının Merkez D'nin MU ortancasından anlamlı miktarda yüksek olduğu görüldü (Z=3.134; p=0.017). Diğer merkezler arasında ise MU ortancalarının farksız olduğu bulundu (p>0.05) (Tablo 4.4).

Cuma günlerinde çalışmanın yapıldığı merkezler arasında MU ortancalarının istatistiksel olarak farklı olduğu görüldü (χ^2=18.678; p=0.001). Merkez C MU ortancasının Merkez A ve Merkez D MU ortancasından daha yüksekti (sırasıyla Z=3.183; p=0.015 ve Z=3.420; p=0.006). Cuma gününde diğer merkezler arasında MU ortancaları açısından fark bulunamadı (p>0.05) (Tablo 4.4).

Çalışmanın yürütüldüğü 4 hafta boyunca ölçüm alınan 5 günün ortalaması alındığında, ortalama MU ortancalarının merkezler arasında anlamlı miktarda farklı olduğu saptandı (χ^2=21.892; p<0.001). Ortalama MU ortancasının Merkez C'de Merkez A ve Merkez D^den daha yüksek oldukları hesaplandı (sırasıyla Z=3.658; p=0.003 ve Z=4.038; p=0.001). Diğer merkezler arasında ortalama MU ortancaları farksızdı (p>0.05) (Tablo 4.4).

Tablo 4.5. Merkezlerde alınan ölçümlerin hesaplanan ortalama doz sınırına göre gösterimi.



Ölçüm alınan merkezlerde elde edilen dozların, NCRP-151 numaralı raporuna göre yapılan teorik hesaplama sonucunda beklenen doz sınırına göre değerlendirilmesi yapıldı ve bu merkezlerde ölçülen gözetimli alan dozlarının yasal sınırın altında olduğu görüldü. Bu merkezlerde bulunan radyasyonlu alan çalışanlarının çalışma şartlarının emniyetli sınırlar içerisinde olduğu tespit edildi.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında iki ölçüm grubu oluşturulmuştur. 1. Grup gözetimli alanda Linak odasının zırhlı kapısından elde edilen dozlar, 2. Grup yine gözetimli alan konsol odası duvarından elde edilen doz değerleri kullanılmıştır. Tez çalışması tamamen gözetimli alanlardaki ortam dozuna yönelik yapılmıştır.

İyonize radyasyonun olumsuz etkilerinin ciddi seviyelerde ve geri dönüşümsüz olduğu bilinmektedir ve literatür incelendiğinde, ALARA prensibine göre lineer hızlandırıcı cihazların bulunduğu oda zırhlamalarının uygunluğu konusunda yapılan çalışmaların oldukça az olduğu görülmektedir. İyonize radyasyondan korunmak için en önemli önlemlerin başında da zırhlama gelmektedir. Bu sebeple iyonize radyasyonun kullanıldığı alanlarda (hastane, endüstri ve nükleer santraller) güvenlik ve radyasyondan korunma önlemleri en hassas şekilde yapılmaktadır. Korunmanın en üst seviyede olmasını sağlamak için sağlık fiziği uzmanları veya radyasyondan korunmadan sorumlu danışmanlar istihdam edilmektedir.

Ortam ve çevre radyasyon dozlarına bakıldığı zaman zırhlama planı ve hesaplama aşamalarında birçok etken göz önünde bulundurularak detaylı işlemler sonucunda yapılır. Burada dikkat edilen unsurlar arasında; cihaz kafasının baktığı duvarın arkasının kullanım amacından (dinlenme odası, doktor odası, otopark vb.) cihazın tipi, enerjisi, bulunduğu kat ve zırhlamada kullanılacak malzemenin cinsi (normal beton, ağır beton, kurşun, parafin vb.) gibi pek çok etken vardır.

Radyoterapi alanında cihaz odalarına uygulanan zırhlamanın asıl amacı, çalışanların ve halkın maruz kaldığı radyasyonu mümkün olan en düşük seviyede tutmaktır. NCRP-151 no'lu rapor dikkate alınarak yorumlanan ölçümler farklı 5 merkezdeki cihaz odaları ve konsolların beton ve kurşun malzemeleri ile gerçekleştirilen bir zırhlama çalışmasının ardından 18 MV'lik ve 6 MV'lik X-ışınları için ölçüm yapılarak ortam dozu incelenmiştir ve hem zırhlama hem de doz miktarına etkileyen faktörlere bakılmıştır.

NCRP-151 no'lu rapora göre merkezlerdeki Varian marka DHX, TrueBeam Vital Beam modellerindeki cihaz odalarında beton, parafin ve kurşun malzemeleri ile gerçekleştirilen zırhlamaların 18 MV'lik ve 6 MV'lik X-ışınları için cihaz odalarının zırhlaması incelenmiştir. Çalışmada, 18 MV X-ışınları için iş yükü belirlenmiştir. Hesaplamalar sonucunda TLD-100 dozimetreler ile alınan ölçümler değerlendirildiğinde, cihaz odalarının zırhlamasının uygunluğunun yeterli seviyede olduğu görülmüştür.

Merkezlerde hem konsol hem zırhlı kapılarda alınan ölçümlere bakıldığında kapı ve konsol ölçümleri arasında anlamlı bir fark görülmediği için her merkez içerisinde iki ölçüm noktası birlikte değerlendirilmiştir.

Merkezler arasında nC olarak elde edilen ölçümlerin MU ile ilişkilerine bakıldığında, merkez C'de en yüksek MU'nun olduğu gün için nC ölçüm değerinin de diğer doğru orantılı olarak yüksek okunması beklenmesinin aksine düşük bulunmuştur, nedeni araştırıldığında ise 6MV ile tedavi olan hasta sayısının 18MV ile tedavi olan hasta sayısından daha yüksek olduğu görülmüştür.

Hesaplamalar ve ölçümler karşılaştırılığında, NCRP-151 ve IAEA-SRS 47' e göre merkezlerde yapılan zırhlamaların yeterli olduğu ve sızıntı olasılığının çok düşük seviyelerde olduğunu görülmüştür. Yapılan hesaplamalar sonucunda radyasyon seviyesi Uluslararası Atom Enerjisi Kurumunun belirlediği doz sınır değerlerinden (halk için 1 mSv, radyasyon personeli için 20 mSv) daha düşük bulunmuştur. TLD-100 ile gözetimli alanda okunan iyonize radyasyon değerleri de bunu teyit etmiştir.

Araştırmanın kısıtlılıkları olarak, ölçüm verilerinin toplandığı zaman aralığında bazı günlerde, Merkez D'de Linak cihazındaki server arızası nedeni ile Merkez B'de ise 18 MV için planlı hasta olmaması sebebi ile ışınlama işlemi yapılmamışır. Merkez E'de ise konsol ölçümlerinin alındığı TLD serisinin arızalı olması nedeni ile alınan konsol ölçümlerinin güvenli olmadığı belirlendiği için Merkez E'ye ait konsol ölçüm değerleri çalışmada kullanılamamıştır, sadece zırhlı kapı ölçümleri veri olarak alınmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışması sonucunda veri toplanan radyoterapi merkezlerindeki gözetimli alanların bulunduğu yerlerde yapılan ölçümler sonrasında NCRP-151 ve IAEA-47 numaralı raporlara göre hesaplamalar yapılmış ve elde edilen sonuçların, Uluslararası standartlarda belirtilen doz değerlerinin altında olduğu görülmüştür. Ölçümler sonucunda merkezlerin belirtilen yasal doz sınırının altında yani güven aralığında olduğu görülmüştür. Linak odalarına yapılan zırhlamaların yeterli düzeyde olması, hem gözetimli alanlarda emniyetli limitler içersinde çalışılmasına hem de sızıntı olasılığının minimum olmasını sağlamaktadır. Çalışanlar ve halk için korunmanın mümkün olan en yüksek düzeyde sağlanabilmesi açısından yüksek enerjinin kullanıldığı radyoterapi alanındaki tüm cihaz odalarında NCRP-151, IAEA-47 no'lu raporların dikkate alınması önerilir. Bu alanda yapılan çalışmaların literatüre bakıldığında az olduğu görüldüğünden, detay ve kapsam açısından yapılan çalışmanın başlangıç çalışmalarından birisi olarak düşünülüp, ilerleyen zamanlarda mümkün olan en fazla sayıda merkezi de dahil ederek çalışmanın kapsamının artırılması gerekmektedir. Benzer çalışmaların sadece tedavi ünitelerinde değil, teşhis/tanı için kullanılan hastane bölümlerinde de gerçekleştirilerek diğer alanlarda da bu tür çalışmaların yapılmasının arttırılması önerilir.

Anlık ve sürekli ölçüm yapabilen, çalışma aralığının geniş olduğu sistemlerin geliştirilmesi ve ilerleyen yıllarda bu sistemler doğrultusunda ulusal tek bir kontrol merkezi oluşturulup, bu merkez tarafından ortam dozlarının anlık denetimi yapılmak üzere değerlendirilmesi radyasyonlu alan çalışanlarının daha da güvenli aralıklarda çalışmasını sağlayacağı için bu alanda yapılan çalışmaların artırılması ve yardımcı sistemlerin geliştirilmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Çatak MN. Doğrusal İvmelendirici Cihazlarının NCRP-151 Raporuna Göre Zırhlanması, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi Ankara: Ankara Üniversitesi, 2012.

2. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*, 5th ed. Minnesota, 2014: 97-129, 348-369.

3. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK). Dozimetrik Niceliklere İlişkin Kılavuz. RSGD-KLV-001.

4. Gürlek AK. LiF: Mg, Ti (TLD-100) Termolüminesans Dozimetresinin ve XR-Qa2 radyokromik Film Dozimetresinin Dozimetrik Özellikleri, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi Adana: Çukurova Üniversitesi, 2012.

5. Tipler PA, Llewellyn RA. *Modern Physics,* 5th ed. New York, 2002: 147-169.

6. Michette AG, Buckley CJ. *X-ray science and technology*. 1st ed. London, 1993: 56-160.

7. Aitken MJ. *An Introduction to Optical Dating, 1st ed.* London, 1998: 37-50, 61-69, 87-102.

8. Chen R, Mckeever SWS. *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena.* 1st ed. Singapore, 1997: 120-265.

9. Yüksel, M. Doğal ve Katkılanmış Bor Minerallerinin Dozimetre Geliştirmek Amacıyla Termolüminesans (TL) Yöntemi Kullanılarak Çalışılması, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Doktora tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2013.

10. Bos AJJ. *High Sensivity Thermolüminescent Dosimetry Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B,* 2001: 3-28.

11. NCRP REPORT No. 151 ISBN-13: 978-0-929600-87-1 ISBN-10: 0-929600-87-8.

12. Radiation Safety of Radiation Workers, University of Wisconsin, ISBN: 0-9670043-0-6.

13. National Council On Radiation Protection And Measurements, Neutron contamination from medical electron accelerators, Rep. 79, Washington, DC (1984).

14. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. Safety Reports Series No.47 Vienna,2006.

15. Furetta I. *Operational Thermolüminescence Dosimetry*, 1st ed. Singapore, 1998: 149-166.

16. Ghiasi H, Mesbahi A, *Gantry Orientation Effect on the Neutron and Capture Gamma Ray Dose Equivalent at the Maze Entrance Door in Radiation Therapy*. Nuclear Technology & Radiation Protection. 2012: 70-74.

17. IAEA, 2004. *Radiation People and the Environment* (IEAE), IAEA/PI/A.75/04-00391, Handbook, 2004.

18. WU RK, McGINLEY PH, *Neutron and Capture Gama Along The Mazes of Linear Accelerator Vaults*. J. Appl. Clin. Med. Phys. 4th ed. 2003:162–171.

19. Beiser A. 1995. *Modern Fiziğin Kavramları.* Mc Graw-Hill, Inc. Çeviri: Gülsen Önengüt. Aralık 1997, İstanbul- Ayhan Matbaası.

20. Krane K.S 2001. Nükleer Fizik 1, Çeviri Editörü: Başar Şarer, Palme Yayıncılık, Ankara, 2001.

21. TAEK, 2009. Radyasyon İnsan ve Çevre, Radiation People and the Environment (IEAE) kitabından çeviri, 2009.

22. Holmes-Siedle, A., Adams, L., 2000. Handbook of RAdiation Effects, Second Edition, Oxford University Press, 2000.

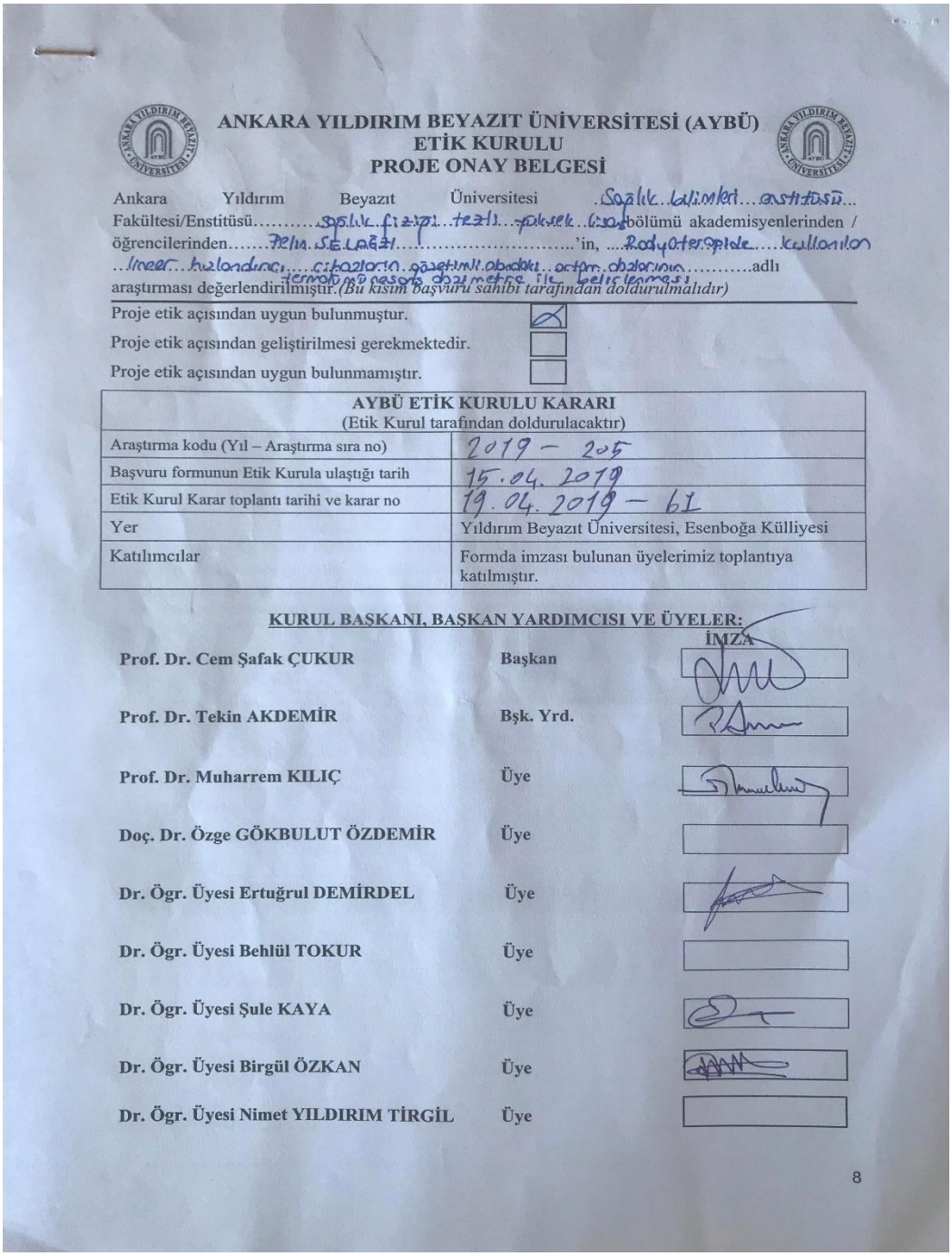
23. Kersey RW, *Estimation of neutron and gamma radiation doses in the entrance maze of SL 75-20 linear accelerator treatment rooms*. 1979: 151– 155.

24. Kavas Y. Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Cranio Caudal Çekim protokolüne Göre Konvansiyonel ve Dijital Mamografide Yüzey Dozunun Karşılaştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi Ankara: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, 2016.

25. Topçu G. Mamografi Çekimi Yapılan Hastalarda Mediolateral Oblik Çekim Protokolünde Çekimi Yapılan Memenin Yanında Radyasyona Maruz Kalan Lenf Nodüllerinin Yüzey Dozunun Dozimetrik Yöntem Kullanılarak Belirlenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji Anabilim Dalı, Yüksek Lisans tezi Ankara: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, 2017.

8. EKLER

EK-1. Etik Kurul Raporu



ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ (AYBÜ)
ETİK KURULU
PROJE ONAY BELGESİ

Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fakültesi/Enstitüsü Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans bölümü akademisyenlerinden / öğrencilerinden Fehim SELÇUK'in, Radyoterapide kullanılan Linear hızlandırıcı cihazların gözetimli olmadaki ortam dozlarının termoluminesans dozimetre ile belirlenmesi adlı araştırması değerlendirilmiştir. *(Bu kısım başvuru sahibi tarafından doldurulmalıdır)*

Proje etik açısından uygun bulunmuştur.	☑
Proje etik açısından geliştirilmesi gerekmektedir.	☐
Proje etik açısından uygun bulunmamıştır.	☐

AYBÜ ETİK KURULU KARARI (Etik Kurul tarafından doldurulacaktır)	
Araştırma kodu (Yıl – Araştırma sıra no)	2019 – 205
Başvuru formunun Etik Kurula ulaştığı tarih	15.04.2019
Etik Kurul Karar toplantı tarihi ve karar no	19.04.2019 – 61
Yer	Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Esenboğa Külliyesi
Katılımcılar	Formda imzası bulunan üyelerimiz toplantıya katılmıştır.

KURUL BAŞKANI, BAŞKAN YARDIMCISI VE ÜYELER:

		İMZA
Prof. Dr. Cem Şafak ÇUKUR	**Başkan**	
Prof. Dr. Tekin AKDEMİR	**Bşk. Yrd.**	
Prof. Dr. Muharrem KILIÇ	**Üye**	
Doç. Dr. Özge GÖKBULUT ÖZDEMİR	**Üye**	
Dr. Ögr. Üyesi Ertuğrul DEMİRDEL	**Üye**	
Dr. Ögr. Üyesi Behlül TOKUR	**Üye**	
Dr. Ögr. Üyesi Şule KAYA	**Üye**	
Dr. Ögr. Üyesi Birgül ÖZKAN	**Üye**	
Dr. Ögr. Üyesi Nimet YILDIRIM TİRGİL	**Üye**	

8

EK-2. Özgeçmiş

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	: Pelin SELAĞZI
Doğum tarihi	: 12.09.1989
Doğum yeri	: MERSİN
Medeni hali	: Bekar
Uyruğu	: T.C.
Adres	: Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara
Tel	: +90 5350301943
Faks	: -
E-mail	: selagzipelin@gmail.com
EĞİTİM	
Lise	: Tevfik Sırrı Gür YDA Lisesi
Lisans	: Gazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi
YABANCI DİL BİLGİSİ	
İngilizce	
ÜYE OLUNAN MESLEKİ KURULUŞLAR	
Medikal Fizik Derneği Türk Fizik Derneği	