

**T.C.
KIRKLARELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA TERMOLÜMİNESANS
DOZİMETRELER İLE DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Zeynep Açelya KURT

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Serpil AKÖZCAN

Anabilim Dalı : Herhangi Mühendislik, Bilim

Programı : Herhangi Program

TEMMUZ 2016

**T.C.
KIRKLARELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA TERMOLÜMİNESANS
DOZİMETRELER İLE DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Zeynep Açelya KURT
1128201001**

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı: Doç. Dr.Serpil AKÖZCAN

**Anabilim Dalı : Herhangi Mühendislik, Bilim
Programı : Herhangi Program**

01 Temmuz 2016

Kırklareli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün **1128201001** numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Zeynep Açelya KURT**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “ **RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA TERMOLÜMİNESANS DOZİMETRELER İLE DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr.Serpil AKÖZCAN**

Kırklareli Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Yrd. Doç. Dr. Burhan COŞKUN**

Kırklareli Üniversitesi

Doç. Dr. Arzu EGE

Celal Bayar Üniversitesi

Teslim Tarihi : 01 Temmuz 2016
Savunma Tarihi : 25 Temmuz 2016





Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde bizzat elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada özgün olmayan tüm kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ediyorum.

İmza

Zeynep Açelya KURT

.../.../2016



ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca, engin bilgi ve deneyimlerinden koşulsuz faydalandığım, tez çalışmamın her sürecinde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, her durumda sabırla ve güler yüzüyle yanımda olan, kendisini tanıdığım ve öğrencisi olmaktan her zaman minnettar olacağım değerli hocam Kırklareli Üniversitesi Sağlık Yüksek Okulu Müdürü Sayın Doç. Dr. Serpil AKÖZCAN' a, bu tezin hazırlanmasında yol gösteren, ölçümler alınırken her türlü imkanlarından faydalanmamızı sağlayan değerli hocalarım Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Alparslan MAYADAĞLI ve Sayın Uzm. Ali Hikmet ERİŞ' e, Tez çalışmamın başlangıcında TLD kalibrasyonunun yapılabilmesi için bana zamanını ayırıp benimle bilgi ve tecrübesini paylaşan ve çalışmam boyunca karşılaştığım problemlerin çözümü için tavsiye ve yönlendirmelerini eksik etmeyen değerli hocam Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nden Sayın Doç. Dr. Elçin EKDAL KARALI' ya, TLD kalibrasyon süreci boyunca yardımlarını esirgemeyen Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü Sayın Öğr. Gör. Şule PARLAR'a, Aldığım tüm kararlarda sabır ve sevgileri ile yanımda olup beni destekleyen sevgili annem Zeynep Suna DALCALI, babam Şadan DALCALI ve canım eşim Emrah KURT' a, en derin duygularıyla teşekkür ederim.

Temmuz 2016

Zeynep Açelya KURT
(Fizikçi)



İÇİNDEKİLER

Sayfa

BEYAN.....	v
ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR.....	xii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xviii
SUMMARY.....	xix
1.GİRİŞ.....	1
2.1. Radyasyon ve Radyasyon Türleri	3
2.2. Radyasyon Dozu	5
2.3. Radyasyon Dozimetreleri	5
2.4. Radyasyon Birimleri	5
2.4.1. Aktivite birimi	5
2.4.2. Işınlama doz birimi.....	5
2.4.3. Soğurulma doz birimi.....	6
2.4.4. Eşdeğer doz birimi	6
2.5. İyonlaştırıcı Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	6
2.5.1. Genetik etkiler	7
2.5.2. Somatik etkiler	7
2.5.2.1. Somatik kesin etkiler	8
2.5.2.2. Somatik stokastik (kesin olmayan) etkiler	8
2.6. Radyoterapi	8
2.7. Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)	9
2.9. Lüminesans Nedir?.....	11
2.9.1. Lüminesans çeşitleri.....	12
2.9.1.1. Yayınlanma ömürlerine göre lüminesans.....	12
2.9.1.2. Uyarılma türlerine göre lüminesans	13
2.9.2 Termolüminesans (TL).....	13
3. MATERYAL VE METOT.....	15
3.1. Kobalt – 60 Teleterapi Cihazı	16
3.2.TLD Okuyucu	18
3.3.Bolus Materyali	18
3.4.Rando Fantom Materyali.....	19
3.5.TLD Fırını	20
3.6. Termolüminesans Dozimetri (TLD) Kalibrasyonu.....	21
3.7. TLD-100 Dozimetrelerin Konumlandırılması	28
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	29
KAYNAKLAR.....	37
ÖZGEÇMİŞ.....	41



KISALTMALAR

BT	: Bilgisayarlı tomografi
cGy	: Santi gray
Co	: Kobalt
E	: Enerji seviyesi
ECC	: Element calibration coefficient (Element kalibrasyon katsayısı)
Gy	: Gray
IAEA	: International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu)
ICRP	: International Commission on Radiological Protection (Uluslar Arası Radyasyon Korunma Ajansı)
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements (Uluslar arası Birimler ve Ölçümler Komisyonu)
LET	: Lineer Enerji Transferi
LiF	: Lityum florür
LiF:Mg,Ti	: Mangnezyum ve titanyum katkılı lityum florür
LiF:Mg,Cu,P	: Magnezyum bakır ve fosfor katkılı lityum florür
LINAC	: Lineer hızlandırıcı (linear accelerator)
Nc	: Nano coulomb
Ni	: Nikel
RCF	: Reader calibration factor (Okuyucu kalibrasyon faktörü)
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)
TL	: Termo lüminesans
TLD	: Termolüminesans dozimetre
WinREMS	: Windows radiation evaluation and management system
YART	: Yoğunluk ayarlı radyoterapi
β	: Beta
γ	: Gama



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1. Lüminesans ve uyarılma türleri.....	13
Çizelge 4.1. 36 ayrı noktaya yerleştirilen TLD-100 'lerin ölçüm sonuçları.....	32
Çizelge 4.2. 36 ayrı noktaya yerleştirilen TLD-100 'lerin hesaplama sonuçları.....	33





ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2. 1: İyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonların enerji spektrumları..	3
Şekil 2. 2: Radyasyon türleri (Bor, 2015).....	4
Şekil 2. 3: DNA’da meydana gelen direkt ve endirekt etki (Eker, 2013).....	7
Şekil 2. 4: Bir lineer hızlandırıcıya ait blok şema (Çakır ve Bilge, 2012).	10
Şekil 2. 5: Lüminesans mekanizmasının enerji diyagramı (Doğan, 2010).....	11
Şekil 2. 6: Bir UV veya görünür bölge fotonu absorplayabilen bir moleküle ait enerji düzeyi diyagramı (balıkesir.edu)	12
Şekil 2. 7: Kusursuz kristal bant yapısı.	13
Şekil 2. 8: Termolüminesans mekanizması (Çivicioğlu, 2010).....	14
Şekil 3. 1: Çalışmada kullanılan TLD-100 dozimetreler.....	16
Şekil 3. 2: Co-60’ ın bozunma şeması.....	17
Şekil 3. 3: Co-60 Teleterapi Cihazı.	17
Şekil 3. 4: Çalışmada kullanılan tld reader.....	18
Şekil 3. 5: İnsan dokusu eşdeğerine sahip bolus.....	19
Şekil 3. 6: Çalışmada kullanılan kadın fantom.....	20
Şekil 3. 7: Çalışmada kullanılan TLD fırını.	21
Şekil 3. 8: Tavlanan TLD’ ler için saklama kabı (Göksoy, 2013).....	22
Şekil 3. 9: Lineer hızlandırıcı Kobalt 60 cihazı (Cyrus Marka).	22
Şekil 3. 10: İnsan dokusu eşdeğerine sahip bolus ile hazırlanan ışınlama düzeneği..	23
Şekil 3. 11: TLD’ lerin ışınlanma düzeninin şematik gösterimi.....	23
Şekil 3. 12: TLD’ lerin okuma mekanizması.....	24
Şekil 3. 13: WinRems yazılımında ECC hesaplama ekranı.	25
Şekil 3. 14: Işınlama işlemi.	26
Şekil 3. 15: Işınlama işleminde kullanılan rando fantom üzerine	27
Şekil 3. 16: Kumanda odasına yerleştirilen TLD-100 dozimetreler.....	27
Şekil 3. 17: Ölçüm set-up düzeneği.....	28
Şekil 3. 18: Işınlama odası panoramik görünüm.	28
Şekil 4. 1: TLD doz ölçüm sonuçlarının üç ölçüm için karşılaştırılması.....	29
Şekil 4. 2: En yüksek doz değerine sahip doz integrasyon eğrisi.....	34
Şekil 4. 3: En düşük doz değerine sahip doz integrasyon eğrisi.....	35



RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA TERMOLÜMINESANS DOZİMETRELER İLE DOZ DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ

ÖZET

İyonlaştırıcı radyasyon çok uzun zamandan beri kanser tedavisinde kullanılmaktadır. Radyoterapi , radyasyon tedavisi , radyasyon onkolojisi veya terapötik radyoloji olarak ifade edilen kanser tedavisinde kullanılan üç temel yöntemden biridir. Termolüminesans dozimetreler (TLD) küçük boyutları ve yüksek hassasiyetleri sebebiyle radyoterapi kaynaklarının çevresindeki doz ölçümlerinde rutin olarak kullanılırlar. Bu çalışmada Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan Lineer hızlandırıcı ve ⁶⁰Co kaynağı kullanılarak alınan radyasyon dozunun TLD (termolüminesans dozimetre TLD-100) kullanılarak belirlenmesi hedeflenmiştir. Çalışmada 3.2 x 3.2 x 0.89 mm boyutlarında LiF : Mg , Ti (TLD - 100) çip dozimetreler, 2 Gy'lik ışınlama dozu için Harshaw TLD 3500 okuyucu sistemi ile değerlendirilmiştir. Doz dağılımlarının incelenmesinde kullanılan LiF:Mg,Ti (TLD- 100) dozimetreler kalibre edilmesinin ardından, lineer hızlandırıcı kullanılarak doz ve enerji cevabı gibi dozimetrik özellikleri belirlenmiştir. Dozimetreler kullanılmadan önce 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saat olacak şekilde tavlannmıştır. Harshaw 3500 TLD okuyucu sisteminde 10°C/s ısıtma hızı kullanılarak 50 – 300 °C arasında dozimetrelerin termolüminesans ışınma eğrileri kaydedilerek radyasyon dozları belirlenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlardan en yüksek radyasyon dozlarının hasta yattığı altı ve gözlere ait olduğu tespit edilmiştir. Fantomda sağ gözün doz miktarı 0.278 Gy ve sol gözün doz miktarı 0.30 Gy olarak hesaplanmıştır.

Anahtar sözcükler: TLD, Dozimetri, Doz, Lineer Hızlandırıcı, ⁶⁰Co



RESEARCH OF DOSE DISTRIBUTION BY THERMOLUMINESCENCE DOSIMETRIES IN RADIOTHERAPY APPLICATIONS

ABSTRACT

Ionizing radiation has been used for therapy of cancer for a long time. Radiotherapy referred to as radiation therapy, radiation oncology or therapeutic radiology, is one of the three principal modalities used in the treatment of cancer. Thermoluminescent dosimeters (TLDs) are routinely used to measure the dose around radiotherapy sources due to their small size and high precision.

In this study, we aimed to determine the radiation doses received from Bezmiâlem University Faculty of Medical Hospital Clinic of Radiation Oncology linear accelerator and ^{60}Co Source using TLD (thermoluminescent dosimeter-TLD100). In the present work the precision of LiF:Mg,Ti (TLD-100) chip dosimeters with dimensions of 3.2 x 3.2 x 0.89 mm was evaluated in Harshaw TLD 3500 reader, for 2 Gy irradiation dose. LiF:Mg,Ti (TLD-100) dosimeters firstly were calibrated and the calibration studies were analyzed with the dose and the energy responses because of purpose of identifying dosimetric properties. Dosimeters were annealed for 1 hour at 400 °C and 2 hours at 100°C before use. TL glow curves of the dosimeters were registered from 50 to 300 ° C with a heating rate of 2°C/s in Harshaw TLD 3500 reader, and the radiation doses were calculated. The results which obtained from the current study were showed that the highest radiation doses were received by patient pillow down and her eyes. The doses received by the right and left eyes of the phantom were assessed to be 0.278 Gy and 0.30 Gy, respectively.

Key words: TLD, Dosimetry, Dose, linear accelerator, ^{60}Co



1.GİRİŞ

Günlük hayatımızda radyasyon kaynakları ile çalışan görevliler diğer kişilere göre daha fazla radyasyon dozuna maruz kaldıkları için radyasyon doz limitleri belirlenmiştir. Çalışma alanlarında radyasyondan korunma tedbirleri sağlandığı zaman hekim ve diğer tıbbi personelin alacakları radyasyon dozlarının müsaade edilen limitler aralığında olması gerekmektedir. Belirtilen bu tür limit değerlerin tespitinde, radyasyon dozlarında mümkün olabilecek risk olasılıklarının, radyasyonun kullanılmadığı çalışma alanlarındaki personelin maruz kalabilecekleri risk olasılıkları ile mukayese edilebilir düzeylerde olmaları dikkate alınmaktadır (Bor, 2015). Bunun için de gerekli dozimetrik ölçümlerin radyasyonla çalışan kişilerde ve çalıştıkları alanlarda rutin olarak yapılması gerekmektedir.

Nükleer tıp ve radyoloji alanında görevlerini yerine getiren personeller ve tedavi gören kanser hastaları iyonlaştırıcı radyasyona yüksek ölçüde maruz kalmaktadır. Bu çalışmanın amacı iyonlaştırıcı radyasyon ve etkilerine karşı çalışanların, hastaların ve çevrenin üzerinde belirlenen bir süre içinde, maruz kalınan radyasyon dozlarının ölçümünün yapılmasıdır. Bu amaçla Bezmîâlem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde lineer hızlandırıcı cihazı odasında ve dışında bir dozimetre yerleşim planı oluşturulmuştur.

Bu çalışma gerçekleştirilirken doz ölçümü için medikal alanda sıklıkla kullanımı tercih edilen bir yöntem olan termolüminesans dozimetri yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada TLD-100 dozimetreleri kullanılmış ve fantom dahil farklı yerlere dozimetreler yerleştirilerek alınan dozlar TLD kullanılarak hesaplanmıştır.

Radyoterapinin amacı, hedef tümör kitlesine, sağlıklı dokulara olabildiğince az zarar vermeyi hedef alarak hesaplanmış ideal tedavi dozunu vermek ve hastanın yaşam kalitesini arttırmaktır (Perez ve diğ. 1997).

Çalışmada kullanılan termolüminesans dozimetrenin (TLD) klinik uygulamalarda tercih edilmesinin en önemli sebebi insan doku eşdeğeri özelliğinin olmasıdır. Bunun yanında aynı anda birkaç noktadan ölçüm alınabilmesi ve küçük hacmi de tercih sebeplerindedir.

Bu çalışmada doz ölçümü ile ilgili bozunma eğrileri çizilmiş ve doz-cevap eğrileri elde edilmiştir.

Verilen ve ölçülen doz tespitine yönelik elde edilen sonuçlar radyoterapi tedavilerinde uygulanan günlük tedavi dozları sonrası ortaya çıkan doz değerleri ile uygun bulunmuştur.

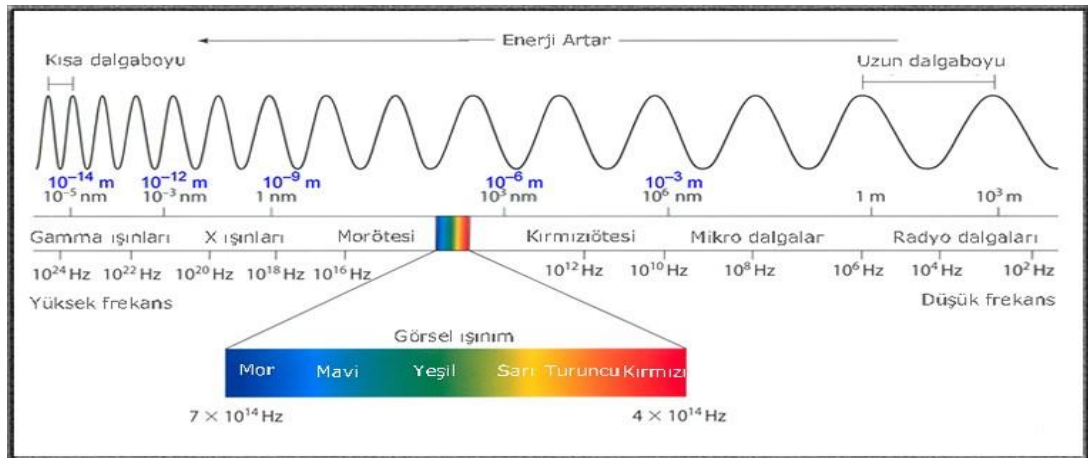


2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon ve Radyasyon Türleri

1895 yılında Wilhelm Röntgen'in X-ışınlarını keşfi ile radyasyon terimi kullanılmaya başlanmıştır. 1896 yılında Henry Becquerel'in uranyum tuzlarının gözle görülemeyen ışınlar yaydığını öne sürmesiyle ve ardından Marie ve Pierre Curie'nin başka radyoaktif elementleri keşfetmesiyle radyasyon hayatımıza girmiştir.

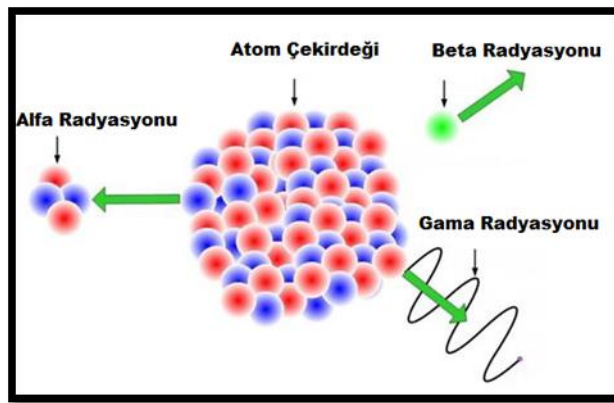
Radyasyon, dalga, parçacık veya foton şeklinde yayılan bir enerji türüdür ve hayatımızda daima var olan ve birlikte yaşadığımız bir olgudur. Radyasyon, şekil 2.1'de gösterildiği gibi "İyonlaştırıcı Radyasyon" ve "İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon" olmak üzere ikiye ayrılır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon türleri arasında görünür ışık, radyo ve mikro dalgalar sayılabilir. Bu tür radyasyon grubunun enerjilerinin çok düşük olması sebebiyle madde ya da canlı içerisine giremeyip maddenin atomları arasında titreşime sebep olabilirler. Enerjileri iyonlaştırıcı olmayan radyasyondan çok daha fazla olan iyonlaştırıcı radyasyon grubu ise madde içerisine kolaylıkla nüfuz ederek atomların elektronlarını koparabilirler ve bu özellikleri ile insan sağlığı üzerinde etkilemeleri söz konusu olmaktadır (Bor, 2015).



Şekil 2. 1: İyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonların enerji spektrumları

İyonlaştırıcı radyasyon tanecik ve dalga şeklinde olmak üzere kendi içinde ikiye ayrılır. Gama ve X-ışınları (fotonlar) dalga türü, alfa, beta parçacıkları ve nötronlar ise parçacık türü iyonlaştırıcı radyasyon grubuna girmektedirler. Görünür ışık ile aynı özellikte olup fakat enerjileri çok daha yüksek olan bir diğer iyonlaştırıcı radyasyon grubu gama ışınlarıdır. Alfa parçacıklarının kütlesi beta parçacıklarından yaklaşık 7000 kat daha fazladır. Beta parçacıkları serbest elektronlar olarak bilinmektedir. Bir diğer iyonlaştırıcı radyasyon olan nötronlar ise nükleer reaktörlerde de olduğu gibi bazı radyoaktif maddelerin bölünmesi sırasında salınırlar. Radyasyon giricilikleri çok yüksek olup direkt olarak bir etki yaratmazken etkileştikleri bazı maddelerden foton ve alfa radyasyonlarının salınmasına neden olurlar (Bor, 2015).

Kararsız haldeki ağır elementler, kararlı hale gelmek için daha küçük atomlara dönüşürken parçalanma sırasında, çekirdekte parçacık ve enerji dalgaları ortaya çıkar. Bu yolla enerji veren elementlere radyoaktif elementler adı verilir. Radyoaktif elementler Şekil 2. 2’de gösterildiği gibi temel olarak Alfa (α), Beta (β) ve Gama (γ) olmak üzere 3 ana tür enerji salınımında bulunurlar. Alfa radyasyonu, (+) yüklü helyum parçacıklarından oluşur ve bir kağıt parçası tarafından durdurulabilir. Beta radyasyonu, elektronlardan oluşur ve ince bir alüminyum levha bu elektronları durdurmak için yeterlidir. Gama radyasyonu ise ışık hızında hareket eden enerji dalgalarından oluşmaktadır ve gamaları durdurmak için kurşun ve beton bloklar gibi yoğun malzemeler zırh olarak kullanılır (<http://www.taek.gov.tr/ogrenci/sf2.html>).



Şekil 2. 2: Radyasyon türleri (Bor, 2015).

Kaynağı atom çekirdeği değil elektron yörüngeleri olan X-ışınları, yüksüz olmaları ve yüksek enerjili olmaları gibi özellikleri açısından gama radyasyonu ile aynı

özelliğindedir. Farklı şiddet ve enerjilerde X-ışınları elde edilip, radyolojik incelemelerde bu ışınlar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Katıhal fiziği ve radyobiyojijiyi de kapsayan disiplinler arası bir dal olan radyasyon fiziği, yüksek enerjili parçacıkları ve foton-madde etkileşimlerini incelemektedir (Uzun, 2008).

2.2. Radyasyon Dozu

Radyasyon dozu, herhangi bir radyasyon ile ışınlanan madde içinde ya da canlı vücudunda bu ışınlama sonucunda ne kadar radyasyon enerjisi soğurulduğunun bir ölçüsüdür.

2.3. Radyasyon Dozimetreleri

Radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarını belirlenmesi için kullanılan cihazlara dozimetri denir. Kullanım amaçlarına göre çeşitli radyasyon dozimetreleri bulunmaktadır. Bunlar: Kişisel, çevresel, medikal, geriye dönük dozimetre olarak sınıflandırılabilir (Çelebi, 1989).

2.4. Radyasyon Birimleri

2.4.1. Aktivite birimi

Aktivite birimi Curie olup, saniyede 3.7×10^{10} bozunma meydana getiren radyoaktif madde miktarı olarak tanımlanır.

Uluslararası birim sisteminde (SI) aktivite birimi olarak Becquerel (Bq) kullanılmakta olup, saniyede bir bozunma meydana getiren radyoaktif madde miktarı olarak tanımlanır. Becquerel ve Curie arasındaki bağıntı şöyledir:

$$1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci} = 27 \text{ pCi}$$

2.4.2. Işınlama doz birimi

Işınlama dozu, X ve gama ışınlarının havayı iyonlaştırmalarının bir ölçüsü olarak tanımlanır ve birimi Röntgen'dir. Röntgen, normal hava şartlarında (0 °C ve 760 mm Hg basınçta) havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ C'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar meydana getiren X ya da Gama ışını miktarıdır.

Uluslararası birim sisteminde (SI) ışınlama doz birimi olarak Coulomb/kg kullanılmaktadır ve Coulomb/kg, normal hava şartlarında (0 °C ve 760 Hg basıncı) havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarı olarak tanımlanmaktadır.

2.4.3. Soğurulma doz birimi

Soğurulma dozu, radyasyona maruz kalan bir maddenin birim kütlesine aktarılan enerji olarak tanımlanır. Soğurulma doz birimi olan Rad, ışınlanan herhangi bir maddenin kg'ı başına 10^{-2} joule'lük enerji soğurulması yaratan radyasyon miktarıdır.

Uluslararası birim sisteminde (SI) soğurulma doz birimi olarak Gray (Gy) kullanılmaktadır ve 1 Gy, ışınlanan maddenin kg'ı başına 1 joule'lük enerji soğurulması yaratan radyasyon miktarı olarak tanımlanır.

2.4.4. Eşdeğer doz birimi

Eşdeğer doz, belirli bir radyasyonun bir biyolojik sistem üzerinde oluşturduğu etkilerin bir ölçüsüdür. Eşdeğer doz birimi Rem'dir.

Uluslararası birim sisteminde (SI) eşdeğer doz birimi olarak Sievert (Sv) kullanılmaktadır ve birim dönüşümü aşağıdaki şekilde tanımlanır:

$$1\text{Sv} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$$

$$1\text{Sv} = 100 \text{ rem}$$

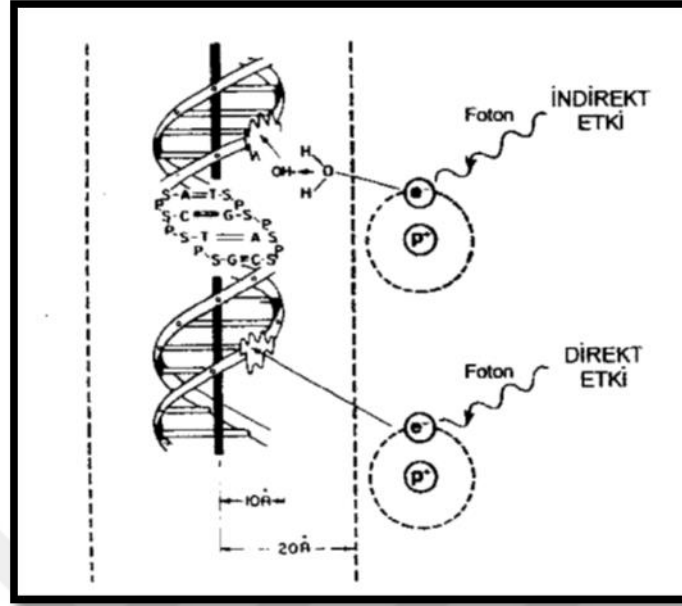
2.5. İyonlaştırıcı Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonlaştırıcı radyasyonun DNA, hücre ve hücre dışı etkileri, radyasyonun tipi, dokularda içe hapsedilen toplam doz miktarı, radyasyonun enerjisi ve doku özellikleri gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişmektedir (Yeyin, 2015).

Radyasyonun temel hedefi hücre içerisindeki DNA'dır ve radyasyonun DNA üzerine etkisi, doğrudan ve dolaylı etki olmak üzere iki şekilde gerçekleşmektedir.

Doğrudan etki, iyonlaştırıcı radyasyonun bir atom ya da moleküle çarparak atomdan elektron koparmasıdır. Özellikle Alfa, Beta ve yüksek doz Gama ışınlarının, hem düşük hem de yüksek mesafede lineer enerji transferi (LET), radyasyonun çarpma noktasında bir molekülün iyonlaşmasına neden olmaktadır. Özellikle Nükleer Tıp ve Radyasyon Onkolojisi kliniklerinde radyasyonun DNA üzerinde oluşturacağı

kırıklardan yararlanılarak, kanser hücrelerinin yok edilmesi yöntemi kanser hastalarının tedavisinde yoğun olarak kullanılan bir yöntemdir (Yeyin, 2015).



Şekil 2. 3: DNA’da meydana gelen doğrudan ve dolaylı etki

(Eker, 2013).

Dolaylı etki ise, radyasyonun DNA’ya direkt etki etmeden, vücut içerisinde moleküllerle etkileşerek bu molekülleri iyonlaştırması ve serbest radikaller oluşturmasıdır.

Radyasyonun biyolojik etkileri “Genetik Etkiler” ve “Somatik Etkiler” olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.

2.5.1. Genetik etkiler

Radyasyona maruz kalan bir canlının üreme hücrelerinin ışınlanması sonucunda üreme hücrelerinde ortaya çıkan hasarın sonucu olarak, gelecek nesillerde de görülen etkilerdir.

Radyasyon dozlarının düşük şiddetleri bile üreme hücresi yapılarında bozukluklara (mutasyon) neden olabilmekte ve bu bozukluklar bir kaç nesil sonrasında bile gözlenebilmektedir. İnsanlardaki genetik etkiler için riskler somatik etkiler için olan risklerden daha küçük olduğu yapılan birçok çalışma sonucunda görülmüştür.

2.5.2. Somatik etkiler

Radyasyonun somatik etkileri iki başlık altında incelenir.

- a) Somatik deterministik (kesin) etkiler
- b) Somatik stokastik (kesin olmayan) etkiler

2.5.2.1. Somatik kesin etkiler

Geniş vücut bölgelerinin belli bir eşik değerin üstünde bir dozda radyasyona maruz kalması sonucu görülen etkilerdir. Radyasyona maruz kalan kişide ortaya çıkan somatik etkiler dozun alınma hızına bağlı olarak hızlı ve gecikmiş somatik etkiler olmak üzere iki gruba ayrılır.

Hızlı somatik etkiler akut bir dozdan kısa bir süre sonra, gecikmiş somatik etkiler ise radyasyon dozlarının alınmasından yıllar sonra bile ortaya çıkabilir.

2.5.2.2. Somatik stokastik (kesin olmayan) etkiler

Işınlanan kişilerde ortaya çıkış insidansı kesinlik göstermeyebilir ve yüksek radyasyon dozlarında oluşabilecek risk faktörleri için belirli hesap ve ölçümlere dayalı olarak tahminler yapılır.

2.6. Radyoterapi

Radyoterapi, iyonlaştırıcı ışınlar kullanılarak kanserli veya seçilmiş doku hücrelerini öldürmeye yönelik olarak uygulanan bir tedavi yöntemidir. Radyoterapi, temelde kanserli dokuyu tedavi etmek ya da tedavinin mümkün olmadığı durumlarda hastanın yaşam kalitesini artırmak, ağrısını azaltmak veya yaşam süresini uzatmak için kullanılan bir tedavi çeşitidir (Dilek, 2012).

Radyoterapide yönteminde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar yapılarına göre;

- i) Dalga şeklindeki radyasyonlar (X-ışınları, γ -ışınları)
- ii) Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar) olmak üzere ikiye ayrılır (Güleç, 2014).

Uygulama şekline göre radyoterapi, iç radyasyon tedavisi, dış demet radyasyon tedavisi ve brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi) olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır;

1. İç radyasyon tedavisinde sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda enjekte edilir. Bu tedavi tekniğinde β parçacıkları ve γ -ışınları yayan açık kaynaklar kullanılır.

2. Dış demet radyasyon tedavisi uzak mesafeden yapılan bir tedavi tekniğidir. Kaynak ile hasta cildi arasında belli bir mesafe bulunmaktadır. X-ışınları, ^{60}Co kaynağından elde edilen γ -ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.

3. Brakiterapi tekniği ise radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ya da vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılan bir tedavi şeklidir. Tedavide γ -ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılır (Güleç, 2014).

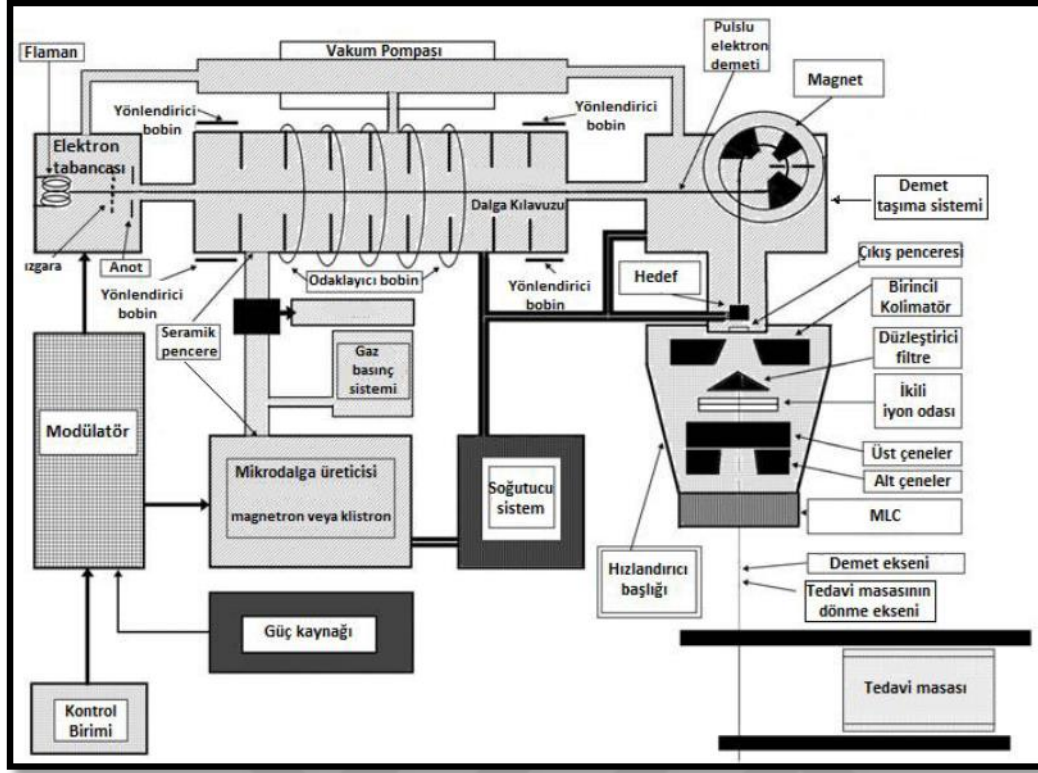
2.7. Pozitron Emisyon Tomografi / Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) onkolojik hastalıkların tanısı, evrelemesi, izlenmesi ve tedavi yanıtının değerlendirilmesinde kullanılan, vücudun yapısal ve metabolik durumu hakkında bilgi veren PET ve BT cihazlarının birleşmesi ile oluşan hibrid bir görüntüleme yöntemidir. PET, vücuda radyofarmosötik verilerek hücrelerin yapı ve işlevi hakkında bilgilendirirken, BT vücuttaki normal ve patolojik dokular hakkında anatomik olarak ayrıntılı ve kesin bilgiler sağlar. Aynı zamanda PET/BT cihazı tüm vücudu tarayabilme fonksiyonuna sahiptir ve böylece hastalıklı bölgeyi tespit ederek tedavisinde avantaj sağlamaktadır. (Göksoy, 2013).

2.8. Lineer Hızlandırıcı

Yüksek enerjili foton ışınlarına sahip olan lineer hızlandırıcılar medikal alanda özellikle radyasyon onkolojisinde yaygın olarak kullanılan cihazlardır.

Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceğinin anlaşılması üzerine, yüklü parçacıklar hızlandırabilen başka sistemler üzerinde araştırmalar yapılmaya başlanmıştır ve bu amaçla 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından ilk lineer hızlandırıcı yapılmıştır. Bunu takiben değişik enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren ve mikrodalga frekansında duran ya da ilerleyen elektromanyetik dalgalarla çalışan cihazlar yapılmıştır. Böylece 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da günümüzde de kullanılan medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, kurulmuştur (Çakır ve Bilge, 2012). Şekil 2.4'de bir lineer hızlandırıcıya ait blok şema gösterilmiştir.



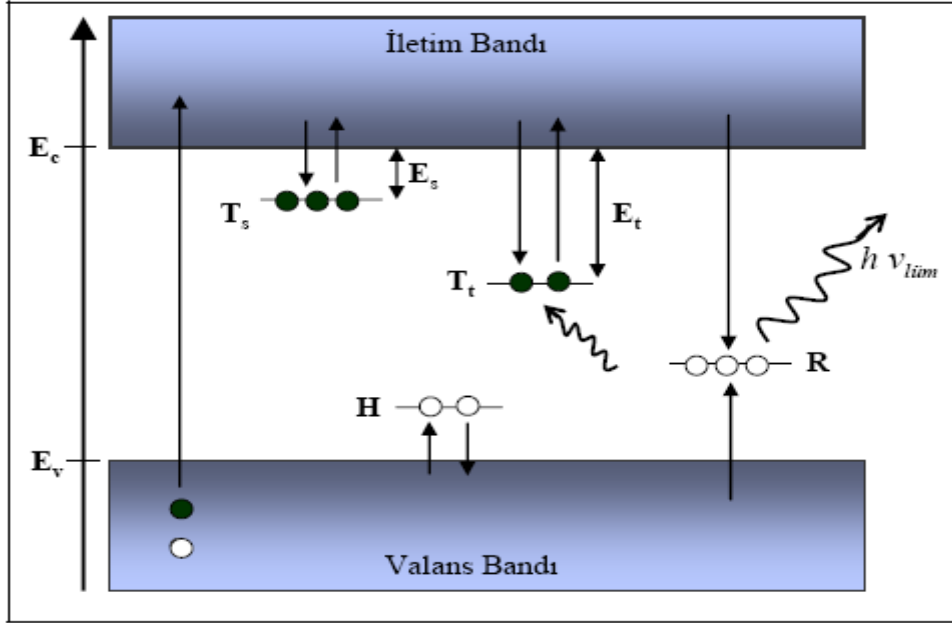
Şekil 2. 4: Bir lineer hızlandırıcıya ait blok şema (Çakır ve Bilge, 2012).

Merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapıda ve pulslu akım veren modülator güç kaynağı tarafından beslenerek yüksek voltaj sinyalleri meydana getirir. Modülator tarafından üretilen yüksek voltaj sinyalleri elektron tabancasına ulaştırılır. Magnetron, frekansı yaklaşık 3000 MHz olan elektromanyetik dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren özel tüplerdir. Bu tüplerde oluşturulan elektromanyetik dalgalar, farklı fiziksel özelliklerde bakır disklerle ayrılmış bakır silindirik hazneden oluşan hızlandırıcıya gönderilir. Elektron tabancasından elde edilen 50 keV'lik enerjiye ulaşan elektronlar hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystron tarafından ortaya çıkan elektromanyetik özellikli dalgalar birbirleri üstüne binerek hızlanırlar. Böylece elektronlar yüksek hızlara ulaştırılır. 6 MeV'ye kadar olan düşük enerjili lineer hızlandırıcılardaki hızlandırıcı tüp, diğerlerine göre kısa, daha yüksek enerjiye sahip lineer hızlandırıcılarda ise daha uzundur. Lineer hızlandırıcılarda radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkün olmaktadır. Bu şekilde lineer hızlandırıcılardan elde edilmiş elektronlardan yararlanılarak medikal alanda yüzeysel tümörlerin tedavisi yapılmaktadır (Gülmen, 2011; Çakır ve Bilge, 2012).

2.9. Lüminesans Nedir?

Lüminesans veya diğer bir adıyla ışıltama, herhangi bir şekilde radyasyona maruz kalan bir maddenin gelen enerjinin bir miktarını soğurması ve daha uzun dalga boyuna sahip ışık şeklinde geri yayımlanması olayıdır. Bu olay Stoke Kanunu ile açıklanır. Yayımlanan ışığın dalga boyu, lüminesans malzemelerin özellikleri arasında bulunmaktadır (Çivicioğlu, 2010; Gülmen, 2011).

Lüminesans olayında gelen radyasyon, Şekil 2. 5' de gösterildiği üzere; madde içerisindeki atomların valans elektronlarına enerji kazandırarak bir başka deyişle elektronları uyararak buldukları seviyeden bir üst seviyeye yani iletkenlik bandına çıkmaya zorlar. Bu olay sonunda atom kararsız hale geçer ve uyarılan elektron yeni yörüngesinde dolanırken enerji kaybederek tekrar kararlı duruma tekrar dönebilmek için iki yörünge arasındaki enerji farkına eşit değerinde bir foton yayımlar (Çivicioğlu, 2010).



Şekil 2. 5: Lüminesans mekanizmasının enerji band modeline göre şematik gösterimi (Doğan, 2010).

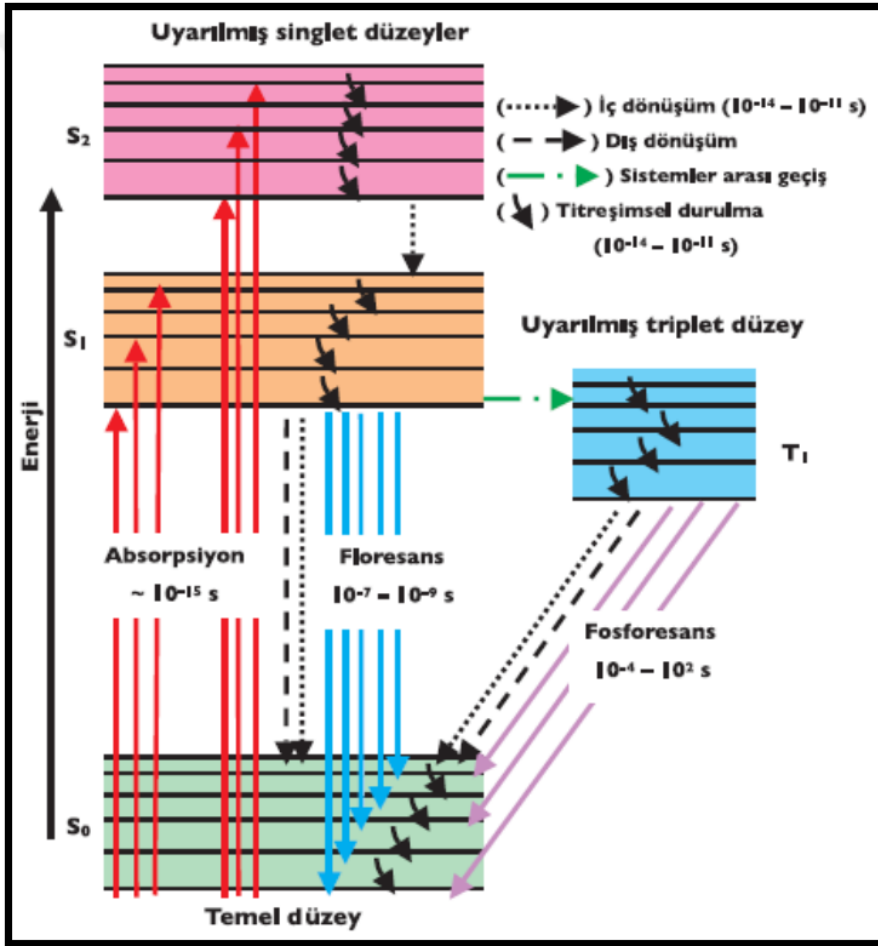
2.9.1. Lüminesans çeşitleri

Lüminesans, “Yayımlanma Ömürlerine Göre” ve “Uyarılma Türlerine Göre” olmak üzere ikiye ayrılır.

2.9.1.1. Yayımlanma ömürlerine göre lüminesans

Yayımlanma ömürlerine göre lüminesans “floresans” ve “fosforesans” olmak üzere ikiye ayrılır.

Floresans’da foton yayılımı uyarılmış bir seviyeden taban duruma olan direkt bir geçişten olur ve bu 10^{-8} s ya da daha kısa sürer. Bir UV veya görünür bölge fotonu absorplayabilen bir moleküle ait enerji düzeyi diyagramı Şekil 2. 6’ da verilmiştir.



Şekil 2. 6: Bir UV veya görünür bölge fotonu absorplayabilen bir moleküle ait enerji düzeyi diyagramı (www.balikesir.edu.tr).

Fosforesans olayını floresanstan farklı kılan nokta, ışık yayımınının, maddeyi uyarıcı kaynağın ortadan kaldırılmasından sonra bile devam ediyor olmasıdır yani lüminesans ışığı yaklaşık 10^{-8} s den başlayıp dakikalar hatta saatlerce sürebilir.

2.9.1.2. Uyarılma türlerine göre lüminesans

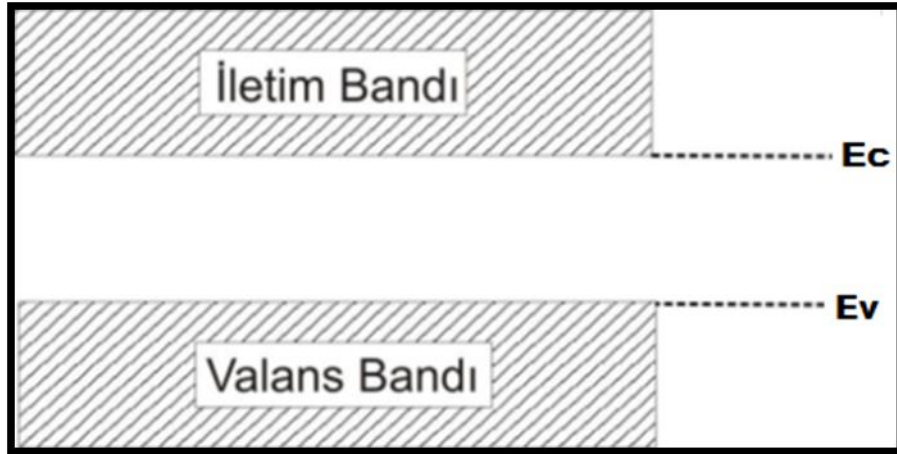
Lüminesans, lüminesansta kullanılan uyartım kaynağına göre de farklı çeşitlere ayrılır. Bu lüminesans çeşitleri ve uyartım türleri aşağıdaki Çizelge 2.1 de sunulmuştur.

Çizelge 2.1. Lüminesans ve uyarılma türleri (Gülmen, 2011).

Lüminesans Türü	Uyarılma Türü
Biyolüminesans	Biokimyasal reaksiyon enerjisi
Katodalüminesans	Katot ışınları
Kimyasal lüminesans	Kimyasal etkileşim kaynaklı enerji
Elektrolüminesans	Elektriksel alan
Fotolüminesans	U.V., görünür ve kızıl ötesi ışık
Piezolüminesans	Basınç
Tribolüminesans	Sürtünme
Radyolüminesans	İyonlaştırıcı radyasyon
Sonolüminesans	Ses dalgaları
Floresans, Fosforesans ve Termolüminesans	İyonlaştırıcı radyasyon, U.V. ve görünür ışık
Optiksel Olarak Uyarılmış Lüminesans (OSL)	İyonlaştırıcı radyasyon, U.V.

2.9.2 Termolüminesans (TL)

Termolüminesans, iyonize radyasyona maruz bırakılmış malzemenin ısıtılarak ışık yaymaması olayıdır.



Şekil 2. 7: Kusursuz kristal bant yapısı.

Bir kristalde valans elektronlarından oluşmuş bant valans bandı, valans elektronlarının uyarılma düzeylerinden oluşan bant ise iletim bandı olarak

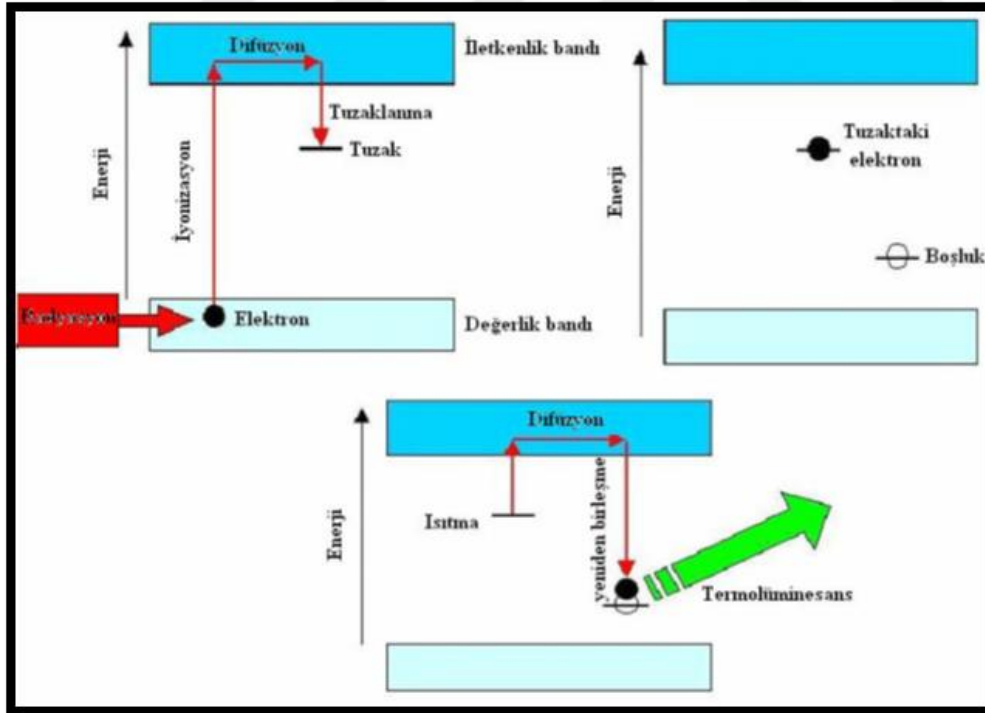
adlandırılır. İletim ve valans bantları Şekil 2.7.'de verildiği gibi birbirinden yasak bant ile ayrılmaktadır.

Kusursuz ve katkısız bir kristalde atomlar kristal örgü noktalarında bulunurlar, ancak gerçekte kristallerde elektronların enerji düzeylerini etkileyen ve yasak bant bölgesinde yük taşıyıcı tuzakları (charge carrier traps) olarak isimlendirilen yeni enerji seviyelerinin ortaya çıkmasına neden olan örgü kusurları yer almaktadır (Uzun, 2008).

Bant modeline göre, radyasyonun soğurulması, elektron-deşik çift oluşumu anlamına gelir ve enerji depolanması özelliği safsızlıklar veya boşluklar gibi kristal kusurlarının varlığından kaynaklanır (Çivicioğlu, 2010).

Kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması "termolüminesans" olarak tanımlanır (Aksözen ve diğ., 2012).

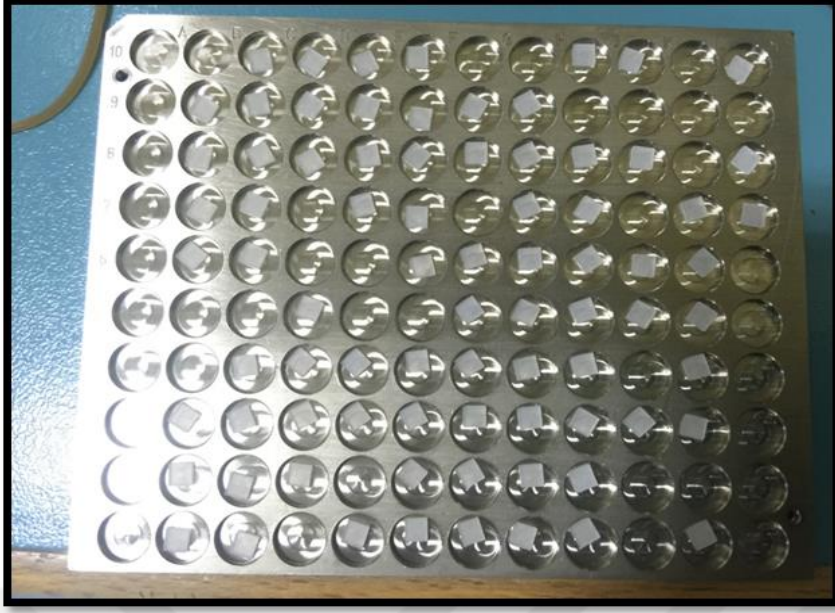
Bilindiği gibi doğadaki bütün cisimler, sıcaklıklarına bağlı olarak, elektromanyetik ışımaya yaparlar. TL olayında ise yalnızca iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan cisim TL ışımaya yapabilir ve bu süreç sonunda cismin yeniden termolüminesans ışımaya yapabilmesi için tekrar ışınlanması gerekmektedir.



Şekil 2. 8: Termolüminesans mekanizması (Çivicioğlu, 2010)

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında iyonlaştırıcı radyasyon dozunun ticari olarak üretilen ve kimyasal yapısı mangan (Mg) ve titanyum (Ti) katkılı lityum florür (LiF) olan TLD-100 dozimetreler kullanılarak belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde, PET/BT odasında insan benzeri fantom kullanılarak, hem fantomun üzerine hem de odada cihazdan belirli mesafede bulunan yerlere ve kumanda odasına TLD-100 dozimetreler yerleştirilmiş ve PET/BT'den kaynaklanan saçılan radyasyon dozu tespit edilmiştir. Bu işlem için 104 adet TLD-100 dozimetre kullanılmıştır (Şekil 3.1.). Her bir TLD-100 dozimetre 3.2mm x 3.2 mm, kalınlığı 0.89 mm boyutlarında ve LiF:Mg,Ti içeriğinde olup insan dokusu eşdeğerine yakın olmasından dolayı çalışma için seçilmiştir. Ayrıca, TLD-100, 10µGy (1mrad)-10Gy (1000rad) aralığındaki dozlarda kullanılmaktadır. Ölçülebilen radyasyon enerji aralığı ise foton enerjileri için 5 keV'den büyüktür. Doz kaybı ise, 200 °C'de yılda %5 civarındadır. Kullanılan TLD-100 dozimetre yoğunluğu 2.64 gr/cm³ olup Li, F, Mg atomlarından oluşmaktadır. Normal çevre sıcaklığında dozimetri pikinin doz kaybı 3-12 ayda % 5-10' dur. Mikro çubuk, teflon kaplı pul, kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk ve toz biçimlerinde olmak üzere farklı fiziksel çeşitleri vardır. Kimyasal kararlı yapıya sahip TLD'ler için uygun soğurulan doz aralığı 1 Gy'den 10 Gy'e kadardır. Bu çalışmada 0.89x3.2x3.2 mm boyutlarında 104 adet TLD-100 dozimetresi, üzerlerinde karışmamaları için farklı şekilde kodlara sahip TLD taşıyıcı diskleri içerisine yerleştirilmiştir.



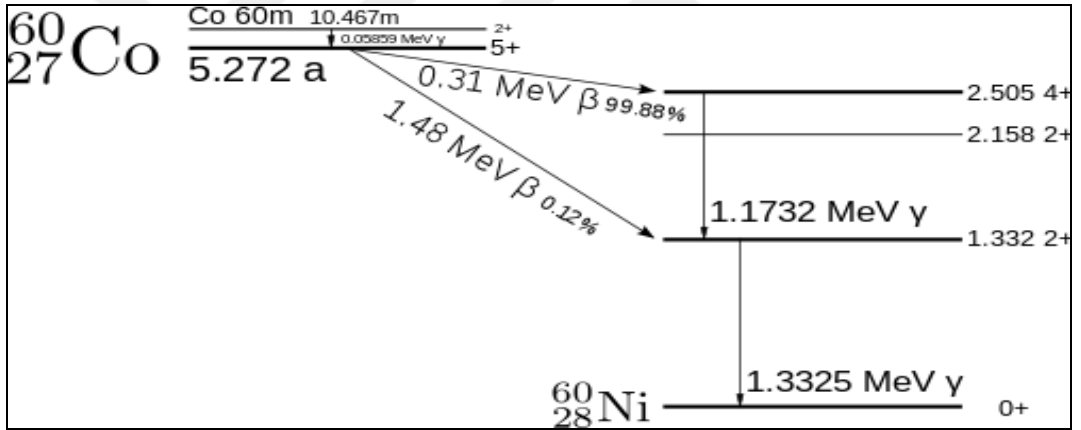
Şekil 3. 1: Çalışmada kullanılan TLD-100 dozimetreler.

3.1. Kobalt – 60 Teleterapi Cihazı

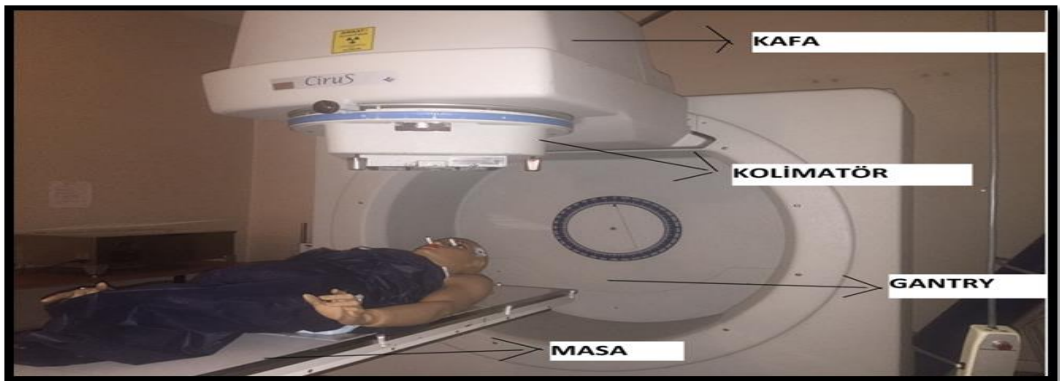
1735' te İsveçli bilim adamı George Brandt, renkli camlardaki mavi rengin kobalt adlı yeni bir elementten kaynaklandığını gösterdi. Kobalt; 27 proton, 32 nötron, 27 elektrondan oluşmuş doğada kararlı halde bulunan sert, kırılğan hafif mavimsi renge sahip gri renkli bir metaldir. Kobaltın erime noktası 1495 °C, kaynama noktası 2870 °C, yoğunluğu ise 8.9gr/cm³'tür. Kobalt elementinin en çok bilinen izotopu radyoaktif haldeki Co-60'dır. ⁶⁰Co radyoizotopu ilk olarak 1930'da California Berkeley Üniversitesinden Gleen T. Seaborg ve John Livingood tarafından bulunmuştur. ⁶⁰Co, doğada doğal halde bulunan Co-59' un nükleer reaktörlerde nötron ile bombardıman edilmesi sonucunda elde edilir. ⁶⁰Co, β bozunumu sonucunda ^{60*}Ni atomuna dönüşür. Bu dönüşümde maksimum enerjisi 0.32 MeV olan β ışınması yapar. Fakat ^{60*}Ni uyarılmış halde olduğu için çekirdek, enerjileri 1.17MeV ve 1.33MeV olan iki gama ışınması daha yaparak ⁶⁰Ni'a dönüşür (Şekil 3.2) Tedavi aygıtları aracılığıyla vücut dışından hedef hacme radyasyonun gönderilmesi amacıyla kullanılan cihazlara teleterapi cihazı denir. 1940 yıllarında nükleer reaktörlerin geliştirilmesi ile yüksek enerjili gama ışınları yayan yapay radyoaktif maddeler elde edilmiş ve ilk radyoaktif kobalt (Co-60) kaynağı 1951 yılında Kanada'da teleterapi ünitesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. ⁶⁰Co teleterapi cihazları radyasyon kaynağı olarak ⁶⁰Co kullanan makinelerdir (Mayles P. ve ark., 2007). ⁶⁰Co teleterapi cihazı kaynağın bulunduğu

kafa, ışının hastaya gönderildiği kolimatör, kafanın 80 ya da 100 cm'lik izomerkez etrafında dönmesini sağlayan gantry, hastanın tedavi edildiği masa ve cihazın uzaktan kontrolünü sağlayan konsoldan oluşmaktadır (Khan, 2003).

Çalışmamızda TLD'lerin kalibrasyonu için Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Birimi'ne ait Kobalt-60 (^{60}Co) teleterapi cihazı (CIS-B10, CYRUS, 1996) kullanılmıştır (Şekil 3.3). Cihazda kullanılan ^{60}Co radyoaktif kaynak 2 cm çapındadır. ^{60}Co 1.17 ve 1.33 MeV enerjilerinde olan iki gamma fotonu yayarak ^{59}Co 'a dönüşür. Yarı ömrü 5.27 yıldır. Terapi kafası kurşun kılıf içine yerleştirilmiş ^{60}Co kaynak içermekte olup $\pm 180^\circ$ 'lik açı ile hareket etme yeteneğine sahiptir (Şekil 3.4). Kaynak-aks mesafesi (SAD) 80 cm olup cihazda birbirinden bağımsız hareket eden iki kolimatör sistemi bulunur. Kolimatör alan boyutları 3.5x3.5 cm'den 32x32 cm'ye kadar açılabilir. ^{60}Co fotonları için Dmax derinliği su ve yumusak dokular için 0.5 cm'dir.



Şekil 3. 2: Co-60' ın bozunma şeması.



Şekil 3. 3: Co-60 Teleterapi Cihazı.

3.2.TLD Okuyucu

Doz değerlerinin belirlenmesinde Harshaw (Thermo Electron Corporation, 3500, USA) marka Şekil 3.5' de resmi bulunan TLD Okuyucu kullanılmıştır. TLD okuyucu, özel hazırlanmış bir program olan, WinREMS' in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır. Okuyucunun temel çalışması, termolüminesans olayıyla meydana gelen TL fotonlarının fotoçoğaltıcı tüp ile dedekte edilmesi ve bu dedekte edilen foton sinyallerinin elektronik sinyale dönüştürülerek i ollmesi prensibine dayanır. Termolüminesans ışımanın oluşturduğu akımın şiddeti okunarak, ışıma eğrisi çizilir.



Şekil 3. 4: Çalışmada kullanılan TLD okuyucu.

3.3.Bolus Materyali

ICRU Report 24'te bolus materyali "radyasyonla ışınlanan bir bölgenin üzerine yerleştirilen, ışında azalma veya maksimum doz ya da fazladan saçılma sağlayan "doku eşdeğeri materyal" olarak tanımlanmıştır. Şekil 3.6' daki görünüme sahip bolusun doku eşdeğeri olmasının yanında, ışınlanacak olan sahanın ayarlanmasını kolaylaştırmak için şeffaf özellikte olması da avantajları arasındadır. Ayrıca yüzey konturlarına kolayca uyabilmesi için yeterince elastik olması ve şekil

verilebilmesi, yüksek doz düzeylerinden etkilenmemesi, dayanıklı olması, toksik olmaması, yanmaz olması, bakteri ve mantar üremesine izin vermemesi ve ekonomik olması kullanım açısından tercih edilme sebeplerindedir (Robert F.Moyer, 1983).

Bolus materyali, jel bolus ve şekil verilebilen bolus olarak ikiye ayrılır. Jel boluslar önceden hazırlanmış jel tabakalar olarak ışınlama sahasının üzerine örtülebilirler. Süperflab, süper fleks, elastometrik polimer, elastojel v.b. çeşitlere sahiptir. Şekil verilebilen boluslar ışınlama sahasında şekillenip katılaşabilen boluslardır. Süperstaf, akuaplast v.b. türleri mevcuttur. Ayrıca bolus materyalleri yerine balmumu da kullanılmaktadır. Bugün kliniklerde en yaygın kullanılan bolus türü diğerlerine göre daha saydam ve stabil özellik gösteren süperflab boluslardır. Süperflab bolus belirli kalınlıklarda jel tabakalardan oluşmakta ve yarı saydam özelliği ile tedavi alanının görülebilmesine imkan sağlamaktadır (Kirkpatrick J. B. e ark,2006).



Şekil 3. 5: İnsan dokusu eşdeğerine sahip bolus.

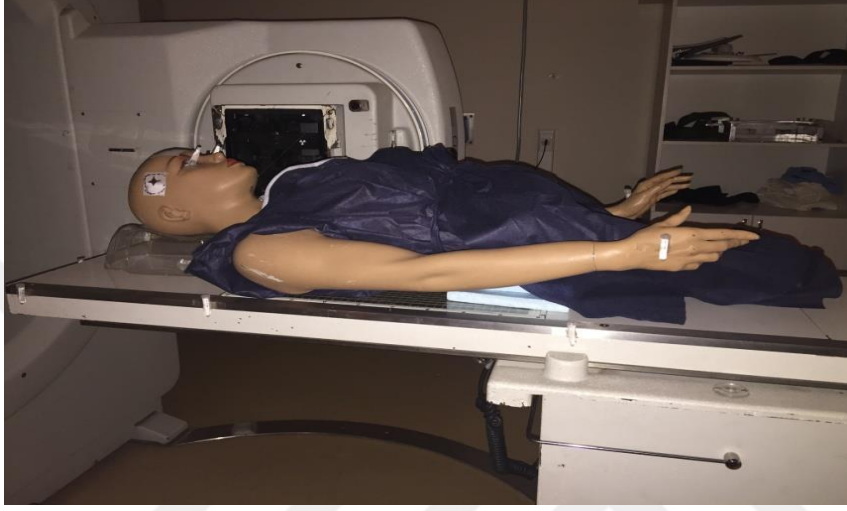
3.4.Rando Fantom Materyali

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır.

Rando materyalleri radyasyon emilimi açısından, foton ve elektronlar için insan dokularına eşdeğeridir. Bu eşdeğerlilik, en düşükten en yüksek enerji düzeylerine

kadar bütün aralığı içermektedir. Dokular, ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastikle oluşturulmuştur.

Rando plastiği, radyasyon ve fiziksel değişimlere karşı çok duyarlıdır. Çalışmamızda, Şekil 3.7' deki radyoterapi merkezlerinde doz ölçümleri için kullanılmak üzere üretilen 100 cm uzunluğunda ve 50 kg ağırlığındaki kadın fantom kullanılmıştır.



Şekil 3. 6: Çalışmada kullanılan kadın fantom.

3.5.Yüksek Sıcaklık Fırını

Yüksek sıcaklık fırını TLD yongalarını tavlama için kullanılır. Çalışmamızda kullanılan fırın Şekil 3. 7' de gösterilmiş, PROTHERM PLF 120/7 marka olup, 7.3 litre hacme sahiptir ve maksimum 1200°C'ye kadar ısıtılabilme özelliğine sahiptir. TLD100 malzemesinin tavlama prosedürü fırın, oda sıcaklığından başlanarak 400°C'e kadar ısıtılma, 400°C'de 60 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma programlaması ile yapılmıştır.



Şekil 3. 7: Çalışmada kullanılan yüksek sıcaklık fırını.

3.6. Termoluminesans Dozimetrelerin (TLD) Kalibrasyonu

TLD'lerin kalibrasyon işlemi çiplerin duyarlılığını gösteren ECC (Element Correction Coefficient=element düzeltme katsayısı) ve fototüp akımını soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı RCF'nin (Reader Calibration Factor=okuyucu kalibrasyon faktörü) bulunmasıdır. Tüm TLD çipleri aynı duyarlılıkta üretilmediği için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışımaya yaparlar. Bu farklılığı gidermek için her bir çipe bir ağırlık faktörü (ECC) verilir. Okuyucunun, ışık şiddetini soğurulan radyasyon miktarı cinsinden verilmesi için RCF'nin bilinmesi gerekir. RCF katsayısının bulunması için öncelikle RCF'nin bulunmasında kullanılacak olan TLD-100 dozimetrelerin ECC katsayılarının bulunması gereklidir.

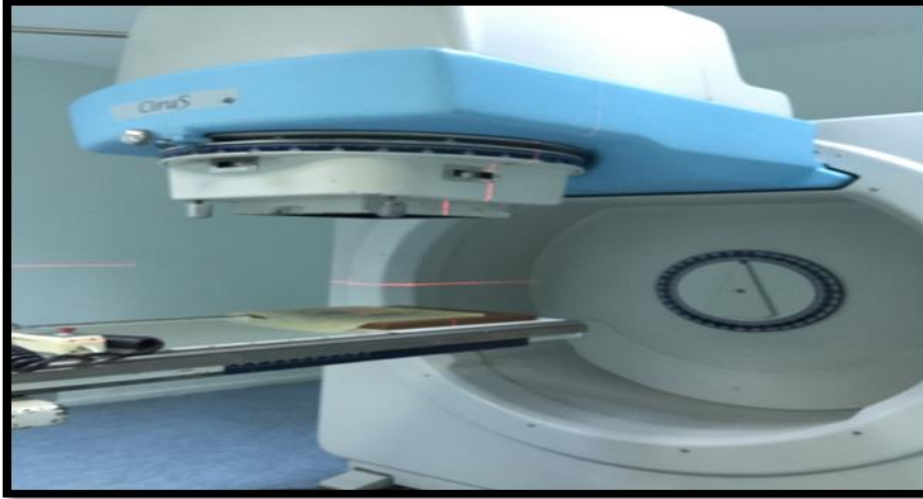
Araştırmalarımıza başlarken ilk olarak deneylerimiz için hiç kullanılmamış 104 adet TLD-100 dozimetrenin kalibrasyonları yapılmıştır. Kalibrasyon için Kırklareli Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan PROTHERM PLF 120/7 model fırında tavlama prosedürlerine uygun olarak 400 °C de 1 saat, 100 °C de 2 saat süre ile tavlama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Böylece 104 adet TLD-100 dozimetrenin üzerlerinde depo etmiş oldukları enerjiler boşaltılmıştır. Tavlama işlemi sonrası çipler herhangi bir kozmik radyasyona maruz kalmamaları ve ortamdaki ışıktan etkilenmemeleri için taşıyıcı kaplarına koyularak Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'ne götürülmüştür (Şekil 3.9).

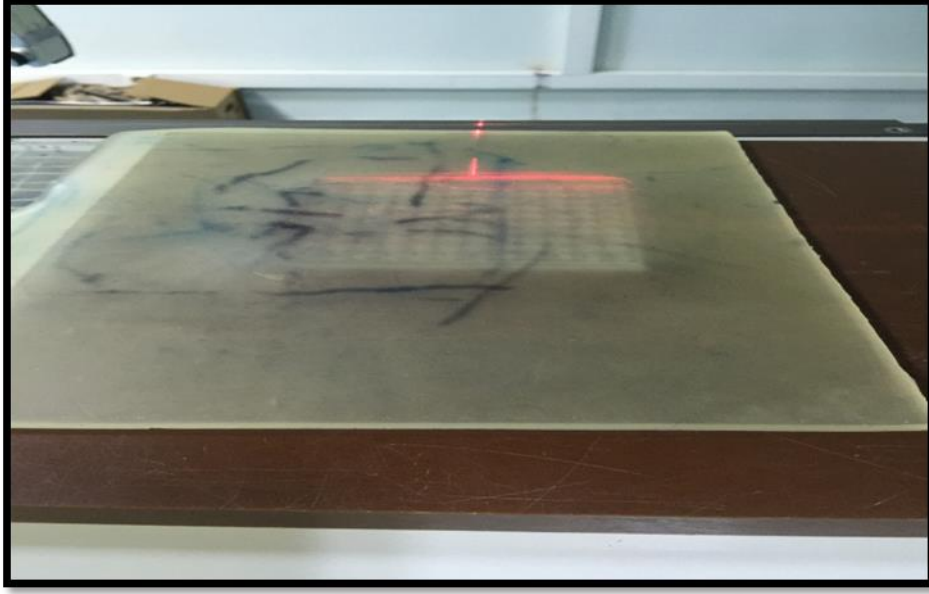


Şekil 3. 8: Tavlanan TLD' ler için kullanılan saklama kabı (Göksoy, 2013).

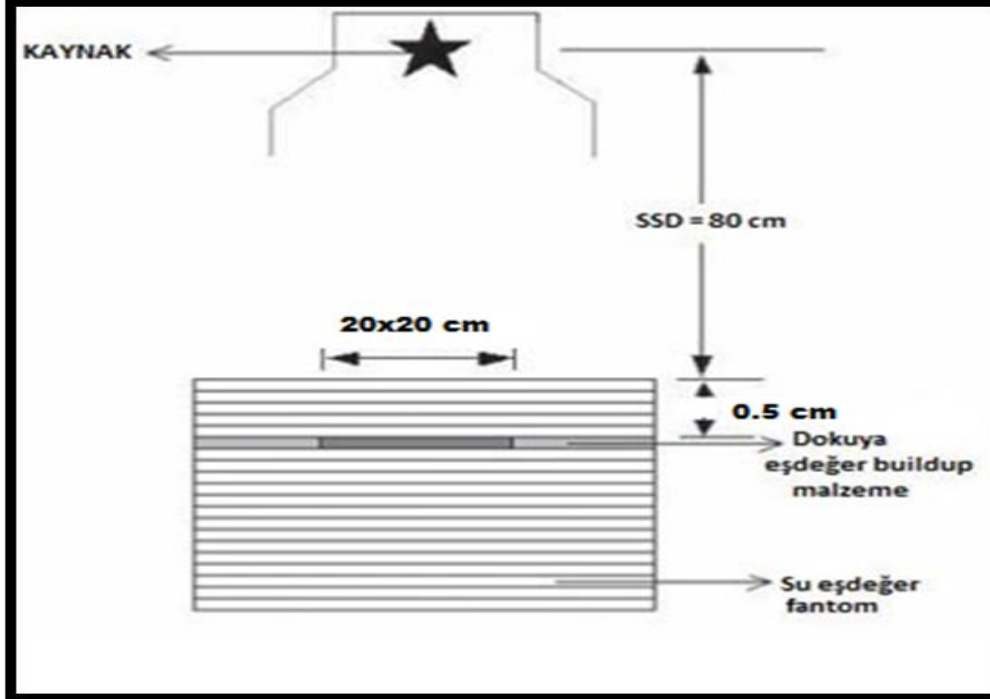
Kalibrasyon işlemi için tüm tuzakları temizlenen 104 adet TLD-100 çip, Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde bulunmakta olan Cyrus marka lineer hızlandırıcı (Şekil 3.10) ve insan dokusu eşdeğerine sahip bolus (Şekil 3.11) kullanılarak 80 cm SSD değerinde, 20 cm x 20 cm matriks alanda, yüzeyden 0.5 cm derinlikte her biri 1 Gy (100cGy) doz alacak şekilde ışınlanmıştır. Şekil 3.12' de de ışınlanma olayını şematik olarak görülmektedir (Göksoy, 2013).



Şekil 3. 9: Lineer hızlandırıcı Kobalt 60 cihazı (Cyrus Marka).



Şekil 3. 8: İnsan dokusu eşdeğerine sahip bolus ile hazırlanan ışınlama düzeneği.



Şekil 3. 9: TLD' lerin ışınlanma düzeninin şematik gösterimi.

1 Gy'lik dozla ışınlanan TLD'ler Kırklareli Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na getirilerek laboratuvarda bulunan etüv yardımı ile ışınlanma sonrası tavlama prosedürlerine uygun olarak 100 °C' de 10 dakika ısıl işleme

maruz bırakılmıştır. Böylelikle elde edilen grafiklerde düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırılarak çipler okumaya hazır hale getirilmiştir (Göksoy, 2013). TLD'lerin her biri laboratuvarımızda bulunan Harshaw 3500 marka TLD okuyucusu yardımı ile ayrı ayrı okunarak her bir TLD'ye ait doz İntegrasyon Alanı grafikleri bulunmuştur. Okumalar sonucu, her TLD'nin absorbe etmiş olduğu doz 100 cGy olması gerekirken, TLD okuyucusuna, TLD'lerin kristal yapısına ve ışınlama sırasında set-up hatalarına bağlı çeşitli nedenlerle 100 cGy'den sapmalar gösterdiği bulunmuştur. WinRems yazılımının yardımıyla Generate Calibration Dosimeters modunda tek tek okuma işlemi yapıldıktan sonra, TLD'lerin duyarlılığını gösteren ECC'ler hesaplanmış, ECC değerleri 95 ile 1.05 ($\pm\%5$) arasında olan, yani birbirine yakın duyarlılıkta olan 79 adet TLD-100 dozimetre TLD okuyucusuna ait RCF katsayısının bulunması için ayrılmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3. 10: TLD'lerin okunma mekanizması.

Results	
Dosimeter ID	ECC
10e	.9924
1f	1.015
2f	.9686
3f	.9453
4f	1.006
5f	.9985
6f	1.034
7f	.9997

Reading Statistics	
Total	50
Accepted	32
Rejected	18
Mean	4900
% Standard Deviation	7,074

PMT Noise Readings	
Total	0
Mean	
% Standard Deviation	

Reference Light Readings	
Total	0
Mean	
% Standard Deviation	

Upper Limit	1,05
Lower Limit	0,95

Buttons: Compute, Accept, Close, Help

Şekil 3. 11: WinRems yazılımında ECC hesaplama ekranı.

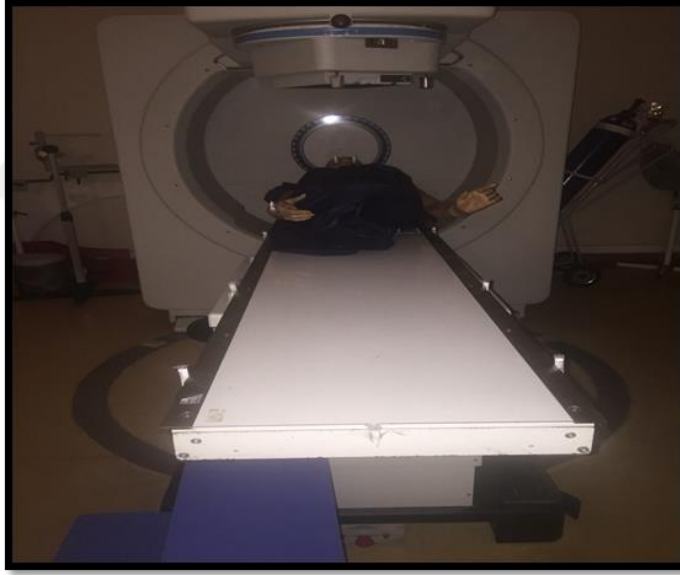
ECC değerleri TLD'lerin karakteristik özellikleridir. Bu yüzden kalibre ve okuma işlemleri esnasında birbirleriyle karıştırılmaması gerekir. Belirlenen duyarlılık limitleri içinde kalan 79 adet TLD sırası bozulmadan taşıyıcı disklere yerleştirilmiş ve RCF katsayısının bulunması için öncelikle alınan radyasyon dozlarının temizlenmesi için tekrar fırında tavlama işlemine tabi tutulmuşlardır. Temizlenen TLD-100 dozimetreler tekrar Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği bölümünde Kobalt-60 cihazı ve fantom kullanılarak, 20x20 cm alanda, 0.5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde tekrar ışınlanmıştır. TLD'ler ışınlanma sonrası tavlama prosedürlerine uygun olarak tekrar 100 °C'de 10 dakika ısıtma işlemine maruz bırakılmış ve birer birer adlandırılarak yapılan okuma sonrasında doz ışınma eğrileri oluşturulmuştur. Oluşturulan eğriler incelenerek soğurulan doz hesaplanmış ve TLD okuyucu için RCF katsayısı belirlenmiştir.

TLD'lerin duyarlılığını gösteren Element Correction Coefficient (ECC) ve okuyucudan alınan nC cinsinden verilen fototüp akımının soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı Reader Calibration Factor'ü (RCF) bulduktan sonra TLD'ler doz ölçümüne hazır hale gelmiştir.

Ölçümlere başlamadan önce TLD'ler tekrar tavlama prosedürlerine uygun olarak 400 °C'de 1saat ve 100 °C'de 2 saat olacak şekilde tavlansın önceki ölçümlere ait tüm bilgileri temizlenmiştir.

Tüm tuzakları temizlenen 79 Adet TLD-100 dozimetre saklama kaplarına konularak Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'ne götürülmüştür. Klinikte PET/BT odasında insan benzeri rando fantom kullanılarak, hem fantomun üzerine hem de odada cihazdan belirli mesafede bulunan yerlere ve kumanda odasına TLD-100 dozimetreler yerleştirilmiştir (Şekil.3.16. - 3.17.- 3.18.). Işınlanma odasına, kumanda odasına ve fantom üzerine yerleştirilen dozimetreler içinde Kobalt-60 ihtiva eden Cyrus marka model Lineer Hızlandırıcı yardımı ile 1Gy' lik dozla total kranium (kafa) ışınlanması yapılmıştır.

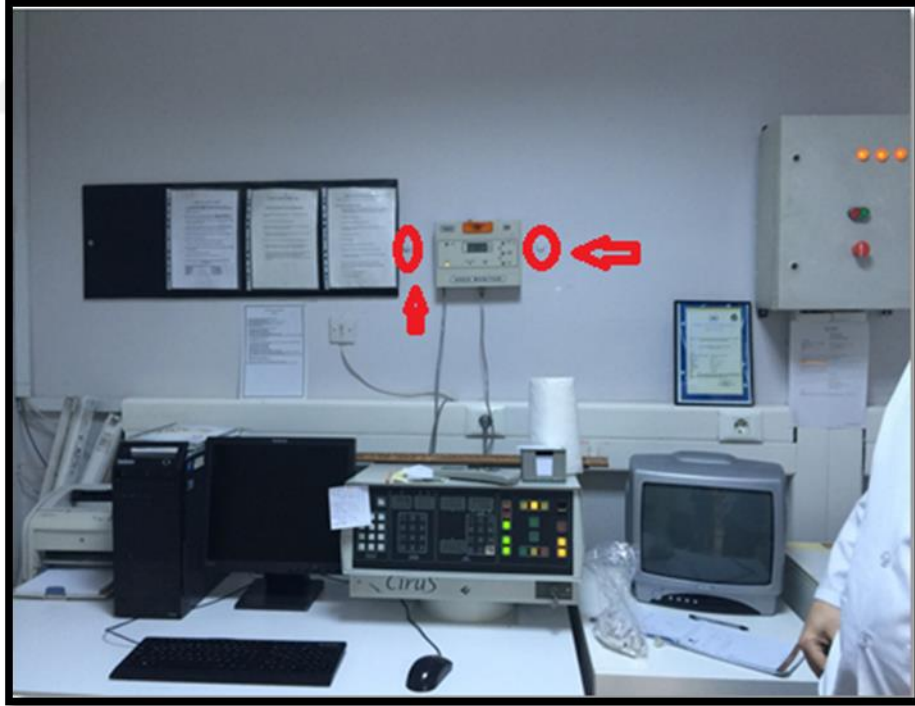
Her ışınlanma sonrası TLD okuyucu yardımıyla ışınma ölçümleri alınmış ve parıldama eğrilerinden (glow curve) yararlanarak TLD' lere ait doz cevap eğrileri elde edilmiştir. Tüm TLD-100 dozimetreler prosedüre uygun olarak tavlansak tekrar ölçüme hazır hale getirilmiştir. Aynı sıralamada ve aynı yerleşimlerle ölçümler 3 (üç) kez tekrar edilmiştir.



Şekil 3. 12: Işınlama işlemi.



Şekil 3. 13: Işınlama işleminde kullanılan rando fantom üzerine yerleştirilen TLD-100'ler.



Şekil 3. 14: Kumanda odasına yerleştirilen TLD-100 dozimetreler.

3.7. TLD-100 Dozimetrelerin Konumlandırılması

Ölçümlerde kullanılan insan eşdeğeri rando fantomunun omuzdan bel bölgesine kadar olan kısmı bu çalışma için kullanılmıştır. Fantomun toplam boy uzunluğu 100 cm'dir. Tedavi masasına yatırılan fantomun baş altına uygun destekleyici yastık, bel bölgesine destekleyici köpük konarak, fantomun ayrılmadan sabit kalması sağlanmıştır (Şekil 3.18).



Şekil 3. 15: Ölçüm set-up düzeneği.

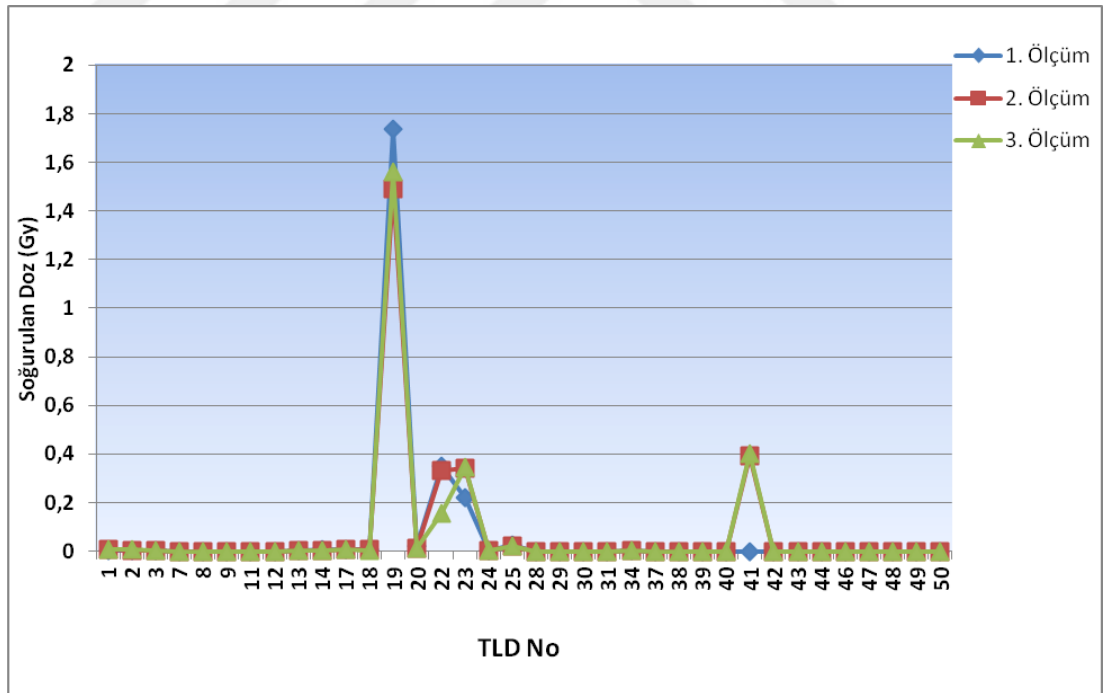


Şekil 3. 16 :Işınlama odası panoramik görünüm.

Her bir set-up kaymasında alınacak ölçümlerde aynı yerde olmak üzere, ölçümlerin daha sağlıklı olması için hasta üzerinde, hastanın yattığı masa etrafında, ışınlama ve görüntüleme odalarında toplamda 36 farklı nokta seçilerek bu noktaların her birine TLD' ler yerleştirilmiş ve aynı ışınlama işlemi 3 kez tekrar edilmiştir (Şekil 3.19).

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, içinde Kobalt-60 kaynağı içeren lineer hızlandırıcı cihazı tarafından tüm vücut ışınlama pozisyonunda 200 cGy şiddetinde ışınlama işlemi gerçekleştirilmiş ve bu işlemin belirli konumlarda yarattığı etkilerin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, ışınlama işlemi doz hesaplaması için rando fantom üzerine, ışınlama ve kumanda odasında referans alınan 36 adet noktaya TLD çipleri yerleştirilerek gerçekleştirilmiştir. Yaptığımız çalışmada, radyasyon doz ölçümü amacıyla yaygın olarak kullanılan Mg ve Ti katkılı LiF dozimetreler (TLD-100) kullanılmıştır. TLD çipleri çalışmamızda kullanılmaya başlamadan tavlama prosedürlerine uygun olarak tavlanaarak kalibre edilmiştir. Kalibre ettiğimiz TLD-100'ler 36 adet ayrı noktaya yerleştirilmiştir. Her bir ışınlama işlemi üç kez tekrar edilmiş ve ölçümlerin ortalaması alınmıştır. Her bir ölçüm için elde edilen TLD-100 sonuçları Şekil 4.1. gösterilmiştir.



Şekil 4. 1: TLD doz ölçüm sonuçlarının üç ölçüm için karşılaştırılması.

TLD'lerin dozimetre aracı olarak kullanılmasının sebebi, absorbe edilen doz ile ışınlama sonrası malzeme tarafından yayılan ışığın yoğunluğu arasındaki ilişkidir. TLD materyalleri doku eşdeğeri özelliğine sahip olmaları sebebiyle klinik

uygulamalarda kullanımı tercih edilmektedir (Özdemir Ö., 2010). TLD'lerin doz ölçümü için tercih edilme sebeplerinden biri de doku içinde yüksek hassasiyet göstermeleridir. TLD materyalinden beklenen diğer bir özellik ise; geniş bir doz aralığında doğrusal bir doz cevap eğrisi göstermesidir (McKeever et al., 1995).

Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) ve Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) işbirliği ile 1969 yılından itibaren özellikle gelişmekte olan ülkelerdeki hastanelerin radyoterapi birimlerinde ve onkoloji merkezlerinde TLD kullanılarak kalibrasyon çalışmaları başlatılmıştır (Izewska ve diğ., 2002). Bu çalışmada dünya genelinde radyoterapide kullanılan cihazların kalibrasyonu gerçekleştirilerek, aynı dozimetre standartlarına ulaşmak ve yanlış hasta tedavisinin önüne geçmek hedeflenmiştir. Bu çalışmalar ışığında dünya çapında 3000' i aşan radyoterapi merkezinde bu dozimetreler kalite kontrol amacı için kullanılmıştır (IAEA 2000, IAEA 2009, ICRU 2000, ICRU Report-33, ICRU 2000).

Low ve arkadaşları (2011), yaptıkları çalışmada TLD'nin aynı anda birkaç noktada ölçüm almak için kullanılabileceğinin uygun olduğunu, ayrıca kullanılan TLD'lerin yapısında doku eşdeğeri olan katkılı LiF olması gerektiğini belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada bu bilgiler hesaba katılarak aynı anda 36 ayrı noktada ölçüm alınmış ve bu amaçla katkılı LiF TLD-100 dozimetreler kullanılmıştır.

Radyoterapide amaç normal dokuları mümkün olduğunca koruyarak hastalıklı hücre ve dokuları yok etmektir. Işınlanan hacmin büyüklüğü radyasyonun hasta üzerindeki erken ve geç etkilerini belirlemektedir. Radyoterapi hastaya uygulanırken, uygulandığı ortamın ve tedaviyi uygulayan personelin de radyasyondan korunması gereklidir. Bu çalışmada fantom kullanılarak hastanın tümörlü dokusunun yanında vücudunun diğer bölgelerinin ne oranda etkilendiği TLD-100 dozimetreler kullanılarak ölçülmüştür. Ayrıca çalışma ortamının da ne derece etkilenebileceği incelenmiştir.

TLD-100 ile elde edilen hesaplamalar incelendiğinde, küçük hacim, aynı anda birden fazla noktada ölçüm alınabilmesinin sağladığı avantajların yanında, kalibrasyon prosedürü ve anında sonuç vermemesinden kaynaklanan dezavantajlar da vardır (Kara Ö., 2013).

Ferguson ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; TLD-100 ile çıkış dozlarının ölçülebilmesi için en uygun şartları incelemiş, TLD-100 ile yapılan ölçümlerde

ortaya çıkan yaklaşık %2 aralığında belirsizlik olduğunu ve bu belirsizliği ortadan kaldırmak için her bir TLD'nin tek tek kalibrasyonunun yapılarak ECC değerlerinin bulunması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda her bir TLD-100 için ayrı ayrı ECC katsayıları hesaplanarak ortalaması alınmış, ortalama ECC bulunmuş ve doz ölçüm hesabında ortalama ECC katsayısı kullanılmıştır. Şekil.4.2. 'de tüm ölçüm sonuçları verilmiştir. Ayrıca TLD ile yapılan çıkış dozu ölçümlerinde, 0.4 – 1.5 Gy arası dozlarda, en az 7x7 cm²' lik alan boyutunda okuma sırasında en fazla 75 saniye ısıtma süresi ile ve TLD'lerin yerleşim bölgelerinin, oblik (sırt bölgesi) bölgeler dışında kalan bölgelerde olması ile maksimum fayda sağlanabileceğini belirtmişlerdir (Ferguson, 1997).



Çizelge 4.1: 36 ayrı noktaya yerleştirilen TLD-100' lerin ölçüm sonuçları.

Dozimetre Yeri	No	ECC	RCF	1.Ölçüm(nC)	2.Ölçüm(nC)	3.Ölçüm(nC)
Masa Başı fantom kafa hizası sağ	1	1,013	0,0102	50,93	66,71	59,89
Masa Başı fantom kol hizası sağ taraf	2	1,013	0,0102	47,16	46,18	55,60
Masa sağ taraf	3	1,013	0,0102	9,828	8,2519	7,979
Masa sağ taraf	7	1,013	0,0102	1,568	2,509	2,546
Masa sağ taraf	8	1,013	0,0102	1,217	2,245	2,433
Masa ucu fantom ayak hizası	9	1,013	0,0102	2,013	3,090	2,419
Masa sol taraf	11	1,013	0,0102	1,315	2,594	2,341
Masa sol taraf	12	1,013	0,0102	1,825	2,706	3,514
Masa sol taraf	13	1,013	0,0102	7,760	7,0689	9,430
Masa Başı fantom kol hizası sol taraf	14	1,013	0,0102	53,80	43,25	39,54
Masa Başı fantom kafa hizası	17	1,013	0,0102	73,88	73,296	71,75
Masa Başı fantom kafa hizası sol taraf	18	1,013	0,0102	71,18	82,646	43,84
Hasta Yastığı	19	1,013	0,0102	17,60mc	15,12mc	15,81mc
Göğüs	20	1,013	0,0102	206	120,7	122,8
Fantom sağ göz	22	1,013	0,0102	3,577mc	3,345mc	1,562mc
Fantom sol göz	23	1,013	0,0102	2,223mc	3,439mc	3,489mc
Fantom sol el	24	1,013	0,0102	12,79	13,03	13,91
Fantom Boyun	25	1,013	0,0102	257,8	214,1	218,2
Kapı girişi sol	28	1,013	0,0102	1,540	2,171	1,183
Sol duvar	29	1,013	0,0102	2,382	2,392	1,911
Fantom karşısı sol	30	1,013	0,0102	4,218	2,225	1,941
Cihazın arkası sağ	31	1,013	0,0102	2,292	1,875	1,194
Fantom sağ el	34	1,013	0,0102	8,323	7,935	6,795
Cihazın arkası sol	37	1,013	0,0102	1,818	2,612	2,091
Fantom karşısı sağ	38	1,013	0,0102	2,852	3,024	2,243
Sağ duvar	39	1,013	0,0102	2,142	1,575	1,332
Cihazın karşısındaki duvar	40	1,013	0,0102	3,272	2,037	1,013
Merkez-Masa altı	41	1,013	0,0102	4,116	3,988mc	4,065mc
Zırhlı Kapı-iç	42	1,013	0,0102	1,548	2,038	1,025
Zırhlı Kapı-van	43	1,013	0,0102	1,832	2,283	1,325
Zırhlı KAPI-dış	44	1,013	0,0102	1,651	2,320	1,495
Koridor- Zırhlı	46	1,013	0,0102	1,458	1,420	1,212
Kumanda odası	47	1,013	0,0102	1,975	1,595	2,399
Kumanda odası	48	1,013	0,0102	1,757	2,125	0,9066
Kumanda odası	49	1,013	0,0102	2,536	1,583	2,685
Koridor(Backgrou	50	1,013	0,0102	3,403	1,909	1,788

Çizelge 4.2: 36 ayrı noktaya yerleştirilen TLD-100' lerin hesaplama sonuçları.

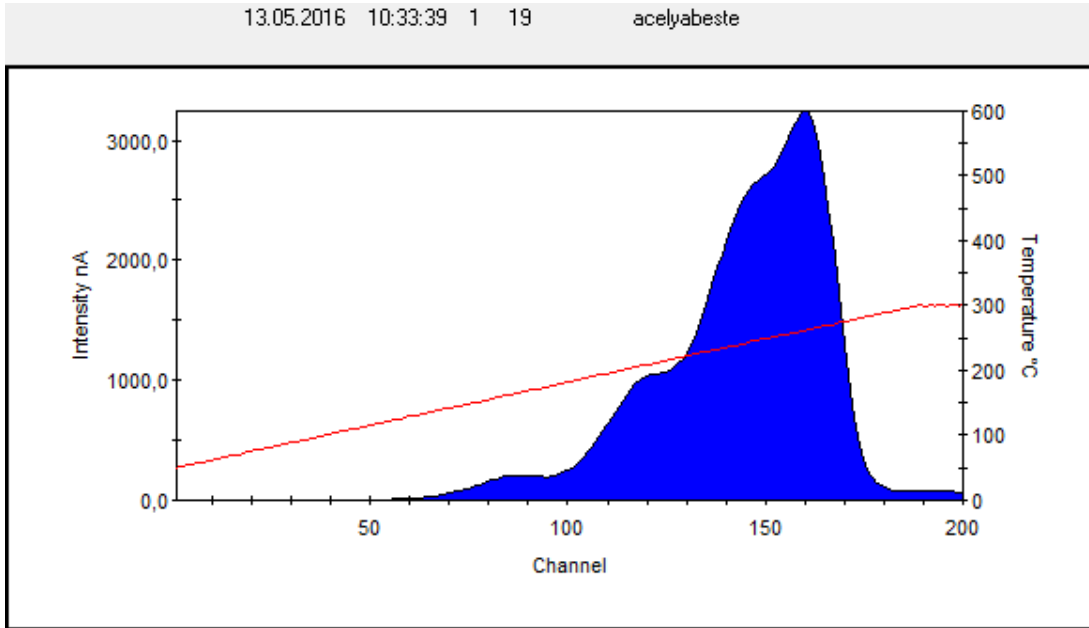
Dozimetre Yeri	No	Hesaplanan Doz 1.ölçüm	Hesaplanan Doz 2.ölçüm	Hesaplanan Doz 3.ölçüm	Hesaplanan Ortalama Doz (Gy)
Masa Başı fantom kafa hizası sağ taraf	1	5021,079	6576,795	5904,426	0,005834
Masa Başı fantom kol hizası sağ taraf	2	4649,403	4552,787	5481,484	0,004895
Masa sağ taraf	3	968,9214	813,5371	786,6324	0,000856
Masa sağ taraf	7	154,5857	247,3569	251,0047	0,000218
Masa sağ taraf	8	119,9814	221,3297	239,8642	0,000194
Masa ucu fantom ayak hizası	9	198,4573	304,6365	238,484	0,000247
Masa sol taraf	11	129,643	255,7369	230,7942	0,000205
Masa sol taraf	12	179,9228	266,7787	346,4377	0,000264
Masa sol taraf	13	765,0417	696,9076	929,6834	0,000797
Masa Başı fantom kol hizası sol taraf	14	5304,026	4263,924	3898,164	0,004489
Masa Başı fantom kafa hizası	17	7283,67	7226,095	7073,678	0,007194
Masa Başı fantom kafa hizası sol taraf	18	7017,483	8147,891	4322,091	0,006496
Hasta Yastığı	19	1735146	1490648	1558674	1,594823
Göğüs	20	20309,1	11899,55	12106,59	0,014772
Fantom sağ göz	22	352648,7	329776,4	153994,2	0,278806
Fantom sol göz	23	219160,8	339043,6	343973	0,300726
Fantom sol el	24	1260,939	1284,6	1371,357	0,001306
Fantom Boyun	25	25415,95	21107,66	21511,87	0,022678
Kapı girişi sol duvar	28	151,8253	214,0342	116,6294	0,000161
Sol duvar	29	234,8363	235,8221	188,4014	0,00022
Fantom karşısı sol	30	415,8435	219,358	191,359	0,000276
Cihazın arkası sağ	31	225,9633	184,8522	117,7139	0,000176
Fantom sağ el	34	820,5467	782,2946	669,9044	0,000758
Cihazın arkası sol	37	179,2327	257,5115	206,1472	0,000214
Fantom karşısı sağ	38	281,1725	298,1297	221,1325	0,000267
Sağ duvar	39	211,1752	155,2759	131,319	0,000166
Cihazın karşısındaki duvar	40	322,5794	200,8234	99,86949	0,000208
Merkez-Masa altı	41	405,7876	393168,3	400759,6	0,264778
Zırhlı Kapı-iç kısım	42	152,614	200,922	101,0525	0,000152
Zırhlı Kapı-yan kısım	43	180,6129	225,0761	130,6289	0,000179
Zırhlı KAPI-dış kısım	44	162,7685	228,7238	147,3888	0,00018
Koridor- Zırhlı Kapı	46	143,7411	139,9947	119,4885	0,000134
Kumanda odası yan	47	194,711	157,2476	236,5122	0,000196
Kumanda odası karşı	48	173,2188	209,4992	89,37974	0,000157
Kumanda odası dolap	49	250,0188	156,0646	264,7084	0,000224
Koridor(Background)	50	335,4944	188,2042	176,2751	0,000233

Bu tez çalışmasında yapmış olduğumuz üç ayrı ölçüm sonucunda elde edilen değerlerimizin ortalaması alındığında TLD-100'lerden hesapladığımız soğurulan doz şiddetlerinin 0.05 ile 1.6 Gy değer aralığında değiştiği görülmüştür. Bu değişim literatürde de belirtildiği gibi dozimetrelerin konumlandırılmasındaki farklılıktan kaynaklanmaktadır. En yüksek doz değeri rando fantomun kafasının altındaki yastık bölgesinde hesaplanmıştır ve üç ölçüm için ortalama 1.59 Gy şiddetindedir. Konumlandırılan TLD-100 dozimetreleri arasında ölçülen en düşük şiddetli TLD-100 dozimetresi zırlı kapı karşısında yer alan koridor duvarı bölgesindedir.

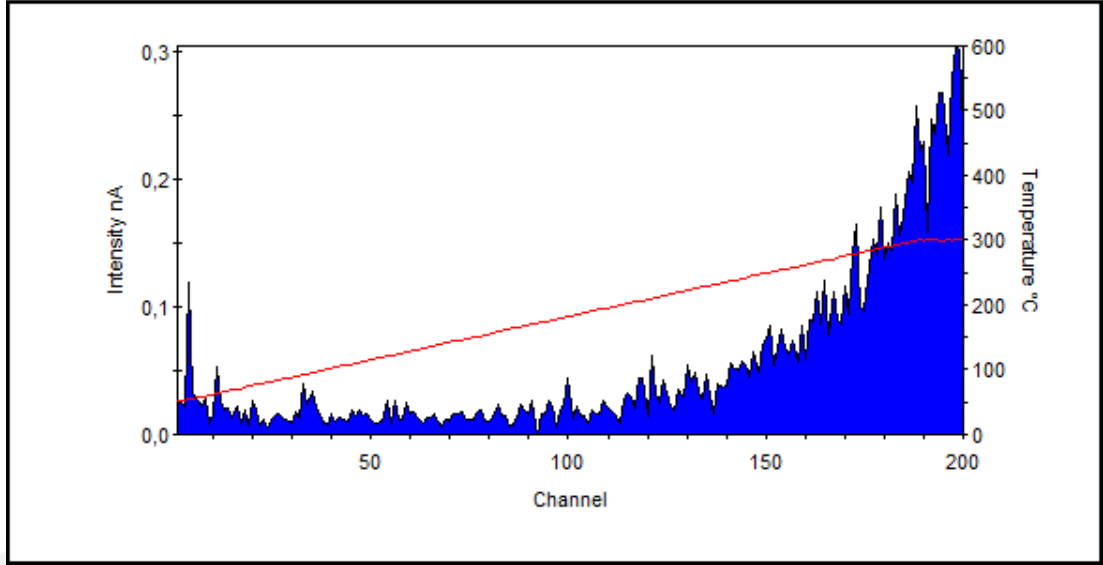
Bu konuda yapılan başka bir çalışmada, hesaplanan ile ölçülen dozlar arasında oluşan farkların nedenlerinden birinin de kalibrasyon ve okuma prosedüründen kaynaklanan hatalardan ve TLD'leri fantoma yerleştirirken yapılan hatalardan kaynaklanmış olabileceği vurgulanmıştır (Han et al.,2008).

Richardson ve arkadaşları (2011) ile Steciw ve arkadaşları (2005), özellikle yüksek doz değişimi olan noktalarda, TLD ile elde edilen hesaplarda doz farklılığı oluştuğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda Rando fantom, ışınlama ve kumanda odasındaki çeşitli konumlara göre yerleştirilen çipler arasında en düşük ve en yüksek doz değerine sahip TLD-100 dozimetrelerin Winrems programı ile okunan doz integrasyon eğrileri Şekil 4.3 ve 4.4' de verilmiştir.



Şekil 4.2: En yüksek doz değerine sahip ışınma eğrisi.



Şekil 4.3: En düşük doz değerine sahip doz ışıma eğrisi.

Çalışmamızda ortaya koyduğumuz tüm parametreler, bu çalışmadaki maksimum verim prensiplerine uygun olarak hesaplanmış ve elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir. Elde ettiğimiz veriler ile daha önce bu konuda yapılmış çalışmalar karşılaştırılmış ve bizim sonuçlarımızla uyumlu oldukları görülmüştür.

Tüm vücut ışınlamasında şartlar farklıdır. Hasta vücudunun tedavi alanı içerisine konumlandırılmasının hatasız olması için hasta tedavisinde birkaç metre uzaklıktaki alanlar kullanılır. Çalışmamızda farklı mesafelere yerleştirilen TLD 100 dozimetrelerinden alınan sonuçlar, hesaplanarak beklediğimiz olması gereken sonuçlarla uyumlu bulunmuştur. Bu tez çalışmasında istenen, vücut hattı boyunca belirli mesafelerdeki dozları karşılaştırmak olduğundan çalışmada farklı organların alacağı dozlar incelenmemiştir. Gerçek tedavi planlaması koşullarında bu ayrıntıların dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada elde edilen verilerin bölümümüz de bu konuda yapılacak çalışmalara ışık tutacağı kanaatindeyiz. Kırklareli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitü bünyesinde sağlık ve nükleer fiziğin bir araya getiren disiplinler arası böyle bir çalışma ilk defa yapılmıştır. Bu çalışmanın bu konuda bir öncü çalışma olduğu ve bundan sonra yapılacak bu tür çalışmalara yol göstererek daha ayrıntılı çalışmaların yapılmasına fırsat sunabileceği kanaatindeyiz.



KAYNAKLAR

- Aksözen M. T., Yaray K., Menteş S., Gündoğ M., Eroğlu C.,** (2012). Calibration of Gamma Rays With LiF Thermoluminescence Dosimeters, *Türk Onkoloji Dergisi* ;27(1):24-28
- Bor, D.,** (2015). “Radyasyon Nedir? Halkımız İçin Bilgilendirme Kılavuzu”, Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği.
- Çakır, A., Bilge, H.,** (2012). “Çok yapraklı lineer hızlandırıcılarda kolimatör tasarımlarının klinik önemi”, *Türk Onkoloji Dergisi*, 27(1):46-54.
- Çelebi, G.,** (1989). “Biyofizik”, Çağlayan Kitabevi, İstanbul, 426.
- Çivicioğlu, Ö.,** (2010). “Minerallerin Termoluminesans Özelliklerinin İncelenmesi”, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Fizik ABD., Y. Lisans Tezi.
- Dilek, R.,** (2013). “Myricetin’in Radyoprotektif Etkisinin Mikronukleus Yöntemiyle İn Vitro Şartlarda İncelenmesi”, Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Ens., Tıbbi Biyoloji ABD., Y. Lisans Tezi.
- Doğan, T.,** (2010). “Optiksel Uyarılmayla Lüminesans (OSL) Tarihlendirme Yöntemini Kullanarak Doğu Anadolu Fay Sisteminin (DAFS) Paleosismolojik Analizi”, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Fizik ABD., Doktora Tezi.
- Eker, D.,** (2013). “Myricetin’in Radyoprotektif Etkisinin Mikronukleus Yöntemiyle İn Vitro Şartlarda İncelenmesi”, Trakya Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Ens., Tıbbi Biyoloji ABD., Y.Lisans Tezi.
- Ferguson H.M, Lambert G.D, Harrison R.M.** (1997). Automated TLD System For Tumor Dose Estimation From Exit Dose Measurements In External Beam Radiotherapy. *International Journal Radiation Oncology Biology Physics*, 38(4):899-905.
- Göksoy D.,** (2013). “PET/BT Merkezinde Radyasyon Düzeylerinin Ölçülmesi ve Personel Güvenliği”, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Y.Lisans Tezi.
- Güleç, Ö.,** (2014). “ Kan Örnekleri Kullanarak Radyasyon Dozunun Doğrudan Tespiti”, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., İleri Teknolojiler ABD., Y.Lisans Tezi.
- Gülmen, M.** (2011). “Medikal Alanda Kullanılan LiF:Mg,Ti (TLD-100)’nin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi”, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Fizik ABD., Y. Lisans Tezi.

- Han, Y., Shin, E.H., Lim, C., Kang, S., Park, S.H.,** (2008). Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program, *Medical Physics*, 35: 2519-2527..
- IAEA (International Atomic Energy Agency),** (2000). Absorbed dose determination in External Beam Radiotherapy: an international code of practice for dosimeter based on standards of absorbed dose to water, Technical Reports Series No: 398,
- IAEA (International Atomic Energy Agency),** (2009), Cyclotron Produced Radionuclides: Physical Characteristics and Production Methods, Vienna, Austria.
- ICRU Report-33 (International Commission on Radiation Units and Measurements),** (1980). Radiation Quantities and Units Pub: International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D.C., USA issued 15 April.
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements),** (2000). ICRP Publication 86: Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy. Pergamon Press, Oxford and New York.
- Izewska, J., Bera, P., Vatnitsky, S.,** (2002). IAEA/WHO TLD Postal dose audit service and high precision measurements for radiotherapy level dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 101(1-4):387-92..
- Kara Ö.,** (2013). “Akciğer Kanserli Hastalarda Set-Up Kaymalarının Çıkış Dozlarıyla İlişisinin Rando Fantom Üzerinde Termoluminesans Dozimetri ile Araştırılması”, Uludağ Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Ens., Tıp-Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı, Y.Lisans Tezi.
- Khan F.M.** (2003). *The Physics of Radiation Therapy*. 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Kirkpatrick J. B. ve ark,** (2006). A Novel Water-Clear ,Low-Modulus Bolus Material, United States Patent Application.
- Low, D.A., Moran, J.M., Dempsey, J.F. et al.,** (2011), Dosimetry tools and techniques for IMRT
- Mayles, W.P.M., Heisig, S., Mayles, H.M.O.,** (2000). Treatment verification and in vivo dosimetry. In: Williams, J.R. and Thwaites, D.I.(Eds.), *Radiotherapy physics: in practice*. Oxford, New York.
- McKeever, S., Moscovitch, M., Townsend, P.,** (1995). *Thermoluminescence Dosimetry Materials, Properties and Uses*, Nuclear Technology Publishing, England.
- Özdemir, Ö.,** (2010). “Tüm Vücut Işınlamalarında Farklı Dozimetrik Teknikler Kullanılarak Orta Hat Dozlarının Belirlenmesi ve Hesaplanan Dozların Doğrulanması”, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Ens., Y. Lisans Tezi.
- Perez, C. A., Brady, L. W. and Roti, J.L.R.,** (1997). “Principles and Practices of Radiation Oncology” , Editor C.A. Perez and L.W. Brady. , 3rd edition.

- Richardson, S., Tome, W., Orton, N., McNutt T., Paliwal, B.,** (2003). IMRT delivery verification using spiral phantom, *Medical Physics*, 30(9):2553-8..
- Moyer R.F., McElroy W.R., O'Brien J.E., Chamberlain C.C.,** (1983). A Surface Bolus Material for High Energy Photon and Electron Therapy, *Radiology*, 146(2):531-2.
- Steciw, S., Warkentin B., Rathee S., Fallone, B., G.,** (2005). Three- dimensional IMRT verification with a flat panel EPID, *Medical Physics*, 32(2):600-12..
- Uzun, E.,** (2008). “Seydişehir Alüminasının Termolüminesans özelliklerinin Karakterizasyonu ve Doz-Cevap Özelliklerinin Araştırılması”, Yıldız Teknik üniversitesi, fen Bilimleri Ens., Fizik ABD., Doktora Tezi.
- Yeyin, N.,** (2015). “Radyasyonun Biyolojik Etkileri”, *Nuclear Medicine Seminars / Nükleer Tıp Seminerleri*, 3:139-43.

Url-1 <<http://w3.balikesir.edu.tr/~hkara/ders%20not/bolum%204.pdf/10.04.2016>>

Url-2 <<http://www.taek.gov.tr/ogrenci/sf2.html/05.05.2016>>



ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad : ZEYNEP AÇELYA KURT

Doğum Yeri ve Tarihi : Kırklareli 28.06.1990

E-Posta : acelyadalcali@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans : 2016-Kırklareli Üniversitesi Lisans Programı
Mühendislik Fakültesi-İnşaat Mühendisliği Bölümü

2008 – 2012 Marmara Üniversitesi
Fen-Edebiyat Fakültesi- Fizik Bölümü
Mezuniyet Derecesi: 3.01/4 - Onur Derecesi

Yükseklisans : 2012-Kırklareli Üniversitesi Yüksek lisans Programı
Fen Bilimleri Enstitüsü-Fizik Ana Bilim Dalı

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

2012/2013

Trakya Kalkınma Ajansı

Kırklareli Eski Şeker Fabrikası Depolarının Kongre Turizmine Açılması
Projesinin Hazırlanması

2014

Kırklareli Valiliği Merkez İlçe Köylere Hizmet Götürme Birliği ‘Daha Temiz
Yarınlara’ adlı IPA Projesinin Yürütülmesi

2015

Kırklareli Valiliği Merkez İlçe Köylere Hizmet Götürme Birliği ‘Kırklareli ve
Mineralni Bani’de Yaşayan Vatandaşların Yaşam Kalitesini Arttırma’ adlı IPA
Projesinin Hazırlanması ve Yürütülmesi

2016

Trakya Kalkınma Ajansı

Küçük Ölçekli Altyapı Mali Destek Programı

Güneşin Suyu Buluşması Projesinin Hazırlanması