

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN KARBON FİBER MASANIN DOZİMETRİK  
ETKİLERİ**

**BURCU GERÇEK**

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

**ANKARA**

**2017**

**Her hakkı saklıdır**

## TEZ ONAYI

Burcu GERÇEK tarafından hazırlanan “**Radyoterapide Kullanılan Karbon Fiber Masanın Dozimetrik Etkileri**” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ

**Eş Danışman:** Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

### Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ  
Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü

Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ  
Ankara Üniversitesi Emekli Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Haluk YÜCEL  
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Bölümü

Prof. Dr. Mustafa Çetin GÜLEÇYÜZ  
Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü

Doç. Dr. Petek ERPOLAT  
Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

**Yukarıdaki sonucu onaylarım**

**Prof.Dr.Niyazi MERİÇ**

**Enstitü Müdürü**

## ÖZET

### Yüksek Lisans Tezi

#### RADYOTERAPİDE KULLANILAN KARBON FİBER MASANIN DOZİMETRİK ETKİLERİ

**Burcu GERÇEK**

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

**Danışman: Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ  
Eş Danışman: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ**

Bu çalışma hastaya uygulanan radyoterapi tedavisi sırasında tedavi masasının hastanın cilt dozuna etkisini dozimetrik olarak ortaya koymak için yapılmıştır. Bu amaçla, hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) simülasyon görüntüleri elde edilirken termolüminesans dozimetre (TLD) lokalizasyonu için referans olacak işaretleyiciler hastanın cildine yerleştirilmiştir. Farklı tümör lokalizasyonu bulunan hastaların bir kısmına yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), bir kısmına ise konformal planlama tekniği uygulanmıştır. YART tekniği 6 MV, konformal planlama tekniği ise 15 MV foton enerjisi kullanılarak uygulanmıştır. Tedavi planları elde edildikten sonra cilt dozunun en yüksek olduğu noktaların referans işaretleyiciye göre konumu belirlenmiştir. Hasta tedaviye alınmadan önce belirlenen koordinatlara önceden kalibre edilmiş TLD'ler yerleştirilmiştir. Her hasta için TLD kullanılarak alınan ölçüm sonucu ile tedavi planlama sistemi (TPS) arasındaki doz farklılıkları incelenmiştir.

Yaptığımız çalışmada, supine (sırt üstü) pozisyonunda 8 prostat, 1 rektum ve 1 kemik metastazı tanısı olan toplam 10 hastaya YART tedavi tekniği uygulanmıştır. Sol ve sağ gluteus (kalça) bölgesine yerleştirilen TLD'ler ile alınan ölçüm değerleri incelenmiştir. Sol gluteus için, TPS'de okunan ortalama cilt dozu  $37,4 \pm 17,2$  cGy iken TLD ile alınan ölçümler sonucu elde edilen ortalama değer  $46,8 \pm 17,4$  cGy olup karbon fiber masanın 1,3 katlık bir artışa, sağ gluteus için ise sırasıyla  $36,8 \pm 18,2$  cGy ve  $49,4 \pm 22,6$  cGy olduğu ve 1,3 katlık bir artışa sebep olduğu belirlenmiştir. Farklı lokalizasyonda tümör yerleşimi olan 6 hastaya ise konformal tedavi tekniği uygulanmış ve TLD'ler tek bir bölgeye yerleştirilmiştir. TPS ve TLD ile alınan ölçüm sonuçlarının ortalamaları sırasıyla  $142,7 \pm 29,3$  cGy ve  $257,6 \pm 80,7$  cGy olup, ölçülen doz değerlerinin arasında 1,8 kat farklılık olduğu belirlenmiştir.

Sonuç olarak, hasta ile radyasyon demeti arasında bulunan tedavi masasının ciltte önemli miktarda doz artışına sebep olduğu görülmüştür. Cilt koruyucu etki, tedavi masası ve alan boyutundan büyük oranda etkilenmektedir. Alan boyutunun artması ve radyasyon demeti ile hasta arasına tedavi masasının girmesi sonucu yüzeyde oluşan sekonder elektronlar, cilt dozunun artmasına sebep olmaktadır.

**2017, 59 sayfa**

**Anahtar kelimeler:** Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Karbon Fiber Masa, Termolüminesans Dozimetre, Cilt Dozu

## **ABSTRACT**

### **Master Thesis**

#### **DOSIMETRIC EFFECTS OF CARBON FIBER COUCH TOP USED IN RADIOTHERAPY**

**Burcu GERÇEK**

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

**Supervisor: Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ  
Co-Supervisor: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ**

This study was conducted to quantify the effect of the treatment couch on the patient's skin dose during radiotherapy treatment applied to the patient. For this purpose, reference markers for thermoluminescence dosimetry (TLD) localization were placed on the patient's skin when obtaining computer tomography (CT) simulated images of the patient. Intensity modulated radiation therapy (IMRT) was applied to a part of patients with different tumour localization, and conformal planning technique was applied to a part of the patients. The IMRT technique was applied using 6 MV and the conformal planning technique using 15 MV photon energy. After the treatment plans were obtained, the positions of the points where the skin dose was highest were determined according to the reference markers. Before the patients were treated, pre-calibrated TLDs were placed at the specified coordinates. Dose differences between the measurement result using the TLD and the treatment planning system (TPS) for each patient were examined.

In our study, a total of ten patients with eight prostates, one rectum, and one bone metastasis in the supine position were treated with the IMRT treatment technique. The measured values obtained with the TLDs located in the left and right gluteus regions were examined. For the left gluteus, the mean skin dose obtained from TPS was  $37,4 \pm 17,2$  cGy, while the measurement value obtained with TLD was  $46,8 \pm 17,4$  cGy, for right gluteus was  $36,8 \pm 18,2$  and  $49,4 \pm 22,6$  cGy respectively. The carbon fiber couch was found to cause an increase of 1,3 times in the left gluteus and 1,3 times in the right gluteus. Conformal treatment technique was used for six palliative patients with different tumour localization and TLDs were placed on the center of the fields. It was determined that the average of the measurement results obtained with TPS and TLD is 1,8 times different between the measured values of  $142,7 \pm 29,3$  cGy and  $257,6 \pm 80,7$  cGy, respectively.

As a result, the treatment couch between the patient and the beam was found to cause a significant dose increase in the skin. Skin protective effect of treatment is influenced to a large extent from the couch and field size. The increase of the area size and the secondary electrons formed on the surface of the treatment couch between the radiation beam and the patient cause the skin dose to increase.

**2017, 59 pages**

**Key words:** Radiotherapy, Intensity Modulated Radiation Therapy, Carbon Fiber Couch, Thermoluminescence Dosimeter, Skin Dose

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşaması ile yakından ilgilenen, bilgisi, disiplini, tecrübesi ve samimiyetiyle bana yol gösteren, üzerimde büyük emeği olan değerli danışman hocalarım Sayın Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ ve Sayın Prof. Dr. Ayşe KAŞKAŞ'a,

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programı'nda yüksek lisans yapma, bu alana yönelik kapsamlı dersleri alma ve bu alanda kendimi geliştirme imkanı sağladığı için Enstitü Müdürümüz Sayın Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e ve tüm hocalarıma,

Sorduğum her soruya sabırla cevap veren, çalışmamın her adımında yanımda olan, yol gösteren, mesleki bilgi ve tecrübelerini sabırla aktaran, her anlamda örnek aldığım çok değerli hocam Sayın Fiz. Yük. Müh. Esil KARA'ya,

Tez çalışmam süresince benden bilgisini, tecrübesini, desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Fiz. Yük. Müh. Aslı YAZICI ve Arş. Gör. Engin AŞLAR'a,

Çalışmam boyunca çok büyük yardımları olan Ankara ONKO Onkoloji Merkezi Teknikerleri Arif KARTAL, Mustafa Ali GÜNAYDIN, Burcu BOYBAŞ'a ve tüm çalışanlara,

Sağlık Fiziği programında yüksek lisans yapmamda büyük rolü olan, her zaman yanımda olan, hayatıma girdiği günden itibaren sevgisi, desteği ve varlığı ile hayatıma anlam katan nişanlım, meslektaşım İsmail Hakkı KALYONCU'ya,

Bu çalışma sırasında ihmal ettiğim, tüm yaşamım boyunca hep yanımda ve attığım her adımda arkamda olan, maddi ve manevi destekleriyle hiçbir zaman beni yalnız bırakmayan sevgili annem Çiçek GERÇEK'e, babam Mümin GERÇEK'e, abim Barış GERÇEK ve yengem Sevcan GERÇEK'e,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

Burcu GERÇEK

Ankara, 2017

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
SİMGELER DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
ÇİZELGELER DİZİSİ.....	viii
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Fotonların Madde ile Etkileşimi .....	3
2.1.1 Koherent saçılma.....	3
2.1.2 Fotoelektrik etki .....	4
2.1.3 Compton saçılması .....	5
2.1.4 Çift oluşumu .....	6
2.2 Medikal Lineer Hızlandırıcı.....	7
2.2.1 Çalışma prensibi.....	7
2.2.2 Lineer hızlandırıcı bileşenleri .....	7
2.3 Eksternal Işınlama Radyoterapi Teknikleri.....	11
2.3.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT).....	11
2.3.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART).....	11
2.4 Radyoterapide Cilt Reaksiyonları .....	12
2.5 Cilt Dozu .....	12
2.6 Maksimum Doz Bölgesi ve Cilt Koruyucu Etki .....	13
2.7 Termolüminesans .....	14
2.8 Termolüminesans Dozimetre (TLD) .....	16
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	18
3.1 Materyal .....	18
3.1.1 Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı Cihazı .....	18
3.1.2 550 TXT Karbon fiber tedavi masası .....	19
3.1.3 Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi cihazı.....	20
3.1.4 Prowess Panther tedavi planlama sistemi.....	21

<b>3.1.5 LiF:Mg,Ti (TLD-100) Termolüminesans dozimetre .....</b>	<b>21</b>
<b>3.1.6 Harshaw 3500 TLD okuyucu .....</b>	<b>22</b>
<b>3.2.1 Termolüminesans dozimetre kalibrasyon işlemi.....</b>	<b>26</b>
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>30</b>
<b>5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....</b>	<b>49</b>
<b>6. KAYNAKLAR .....</b>	<b>55</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>59</b>



## SİMGELER DİZİNİ

<b>μGy</b>	<b>Mikrogray</b>
<b>3BKRT</b>	<b>3 Boyutlu Konformal Radyoterapi</b>
<b>BT</b>	<b>Bilgisayarlı Tomografi</b>
<b>cGy</b>	<b>Centigray</b>
<b>CTV</b>	<b>Klinik Hedef Hacim</b>
<b>D<sub>max</sub></b>	<b>Maksimum Doz</b>
<b>ECC</b>	<b>Element Düzeltme Faktörü</b>
<b>GTV</b>	<b>Görüntülenebilir Tümör Hacmi</b>
<b>Gy</b>	<b>Gray</b>
<b>ICRU</b>	<b>The International Commission on Radiation Units and Measurements</b>
<b>MeV</b>	<b>Milyon Elektron Volt</b>
<b>MLC</b>	<b>Çok Yapraklı Kolimatör</b>
<b>MU</b>	<b>Monitor Unit</b>
<b>MV</b>	<b>Milyon Volt</b>
<b>OAR</b>	<b>Riskli Organlar</b>
<b>PMT</b>	<b>Foto çoğaltıcı tüp</b>
<b>PTV</b>	<b>Planlanan Hedef Hacim</b>
<b>RCF</b>	<b>Okuyucu Düzeltme Faktörü</b>
<b>RT</b>	<b>Radyoterapi</b>
<b>SSD</b>	<b>Kaynak Cilt Mesafesi</b>
<b>TL</b>	<b>Termolüminesans</b>
<b>TLD</b>	<b>Termolüminesans Dozimetre</b>
<b>TPS</b>	<b>Tedavi Planlama Sistemi</b>
<b>YART</b>	<b>Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi</b>



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Koherent saçılma (Khan 2014) .....	3
Şekil 2.2 Fotoelektrik etki (Khan 2014).....	4
Şekil 2.3 Compton saçılması (Khan 2014) .....	5
Şekil 2.4 Çift oluşum (Khan 2014) .....	6
Şekil 2.5 Lineer hızlandırıcının şematik görünüşü (Hernández Masgrau, V. 2013).....	8
Şekil 2.6 a) X-ışını, b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler (Khan 2003) ....	10
Şekil 2.7 Enerji band modeli, (a) elektron ve deşiklerin üretilmesi; (b) elektron ve deşik yakalama; (c) termal uyarıya bağlı elektron salınımı; (d) rekombinasyon (yeniden birleşme merkezi). Siyah daireler elektronlar, beyaz daireler deşiklerdir. Seviye T bir elektron tuzağı, seviyesi R ise bir rekombinasyon merkezi, Ef Fermi enerji seviyesi, Eg yasak enerji aralığı (Bos 2007) .....	15
Şekil 2.8 TLD-100 ışıma eğrisi (Bos 2001).....	17
Şekil 3.1 Lineer hızlandırıcı cihazı .....	18
Şekil 3.2 Lineer hızlandırıcı tedavi masası .....	19
Şekil 3.3 Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi .....	20
Şekil 3.4 Çalışmada kullanılan TLD-100 kristalleri .....	21
Şekil 3. 5 a) Harshaw 3500 model TLD okuyucu b) TLD okuyucusundan elde edilen TLD-100 ışıma eğrisi .....	23
Şekil 3.6 PTW-TLDO TLD firmı (A.Ü. NBE).....	23
Şekil 3.7 BT çekiminde kullanılan radyoopak (marker) madde .....	24
Şekil 3.8 Konformal tedavi tekniği uygulanan hastanın maksimum doz noktasına yerleştirilen TLD yeri.....	25
Şekil 3.9 YART tedavi tekniği uygulanan hastanın maksimum doz noktasına yerleştirilen TLD yeri.....	25
Şekil 3.10 Hastanın cildi üzerine yerleştirilen TLD'ler .....	26

## ÇİZELGELER DİZİSİ

Çizelge 2.6 Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinin build-up noktalarının oluştuğu derinlikler (cm).....	13
Çizelge 3.2.1 TLD'lerin Harshaw 3500 TLD cihazındaki okuma parametreleri.....	28
Çizelge 4.1.1 Hasta 1 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	30
Çizelge 4.1.2 Hasta 1 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	31
Çizelge 4.1.3 Hasta 2 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	32
Çizelge 4.1.4 Hasta 2 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	32
Çizelge 4.1.5 Hasta 3 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	33
Çizelge 4.1.6 Hasta 3 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	33
Çizelge 4.1.7 Hasta 4 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	34
Çizelge 4.1.8 Hasta 4 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	34
Çizelge 4.1.9 Hasta 5 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	35
Çizelge 4.1.10 Hasta 5 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	35
Çizelge 4.1.11 Hasta 6 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	36
Çizelge 4.1.12 Hasta 6 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	36
Çizelge 4.1.13 Hasta 7 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	37
Çizelge 4.1.14 Hasta 7 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	37
Çizelge 4.1.15 Hasta 8 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	38
Çizelge 4.1.16 Hasta 8 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	38
Çizelge 4.1.17 Hasta 9 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	39
Çizelge 4.1.18 Hasta 9 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	39
Çizelge 4.1.19 Hasta 10 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) ....	40
Çizelge 4.1.20 Hasta 10 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	40
Çizelge 4.2.1 Hasta 11 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	41
Çizelge 4.2.2 Hasta 11 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	41
Çizelge 4.2.3 Hasta 12 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	42
Çizelge 4.2.4 Hasta 12 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	42
Çizelge 4.2.5 Hasta 13 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	43
Çizelge 4.2.6 Hasta 13 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	43
Çizelge 4.2.7 Hasta 14 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	44
Çizelge 4.2.8 Hasta 14 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	44
Çizelge 4.2.9 Hasta 15 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) .....	45
Çizelge 4.2.10 Hasta 15 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	45

Çizelge 4.2.11 Hasta 16 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy) ....	46
Çizelge 4.2.12 Hasta 16 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy).....	46
Çizelge 4.3.1 Alan boyutu $\leq 11 \times 11$ cm <sup>2</sup> olan YART tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları.....	47
Çizelge 4.3.2 Alan boyutu $> 11 \times 11$ cm <sup>2</sup> olan YART tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları.....	48
Çizelge 4.3.3 Alan boyutu $> 11 \times 11$ cm <sup>2</sup> olan konformal tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları.....	48



## 1. GİRİŞ

Modern eksternal radyoterapide (RT), tedavi planlamasının dozimetrik ve geometrik olarak doğruluğu ve hastaya reçete edilen dozun doğruluk derecesinin yüksek olması büyük önem taşımaktadır. Yüksek enerjili fotonlar cilt koruyucu etki özelliğine sahiptir (Kim vd. 1998). Çeşitli parametrelere ve foton enerjilerine bağlı olarak bu etki değişebilmektedir. Bu sebeple cilt dozunun bilinmesi uygun tedavi kararının verilmesini etkileyen faktörlerdendir (Klein vd. 2003). Hasta ile radyasyon demeti arasına yerleştirilen herhangi bir materyal (tedavi masası gibi) yüzey dozunu artırabilir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi yeni tekniklerin ortaya çıkmasıyla birlikte tedavi masaları için gereksinimler artmıştır. Tedavi masasında oluşabilecek deformasyonları önleyebilmek uygulanan tedavinin doğruluğunu artırmaktadır. Ayrıca set-up hassasiyetini düşürebilecek herhangi bir görüntü oluşturmamalıdır.

YART tedavi tekniğinde konformal tedavi tekniğine göre daha çok oblik alanlar kullanılabilir. Bu durumda da tedavi masasının cilt koruyucu etkiyi azaltmaması için radyasyon geçirme özelliğinin olması önem taşımaktadır. Radyoterapi cihazlarında, diğer tedavi masalarına göre karbon fiber tedavi masası yüksek radyasyon iletimine sahip olması nedeni ile daha çok tercih edilmektedir (Meara vd. 1998). Karbon fiber masanın özelliklerine rağmen radyasyon zayıflaması önemli olabilir. Artan zayıflama hesaba katılmazsa, cilt dozunda önemli artışlara sebep olabilir. Karbon fiber masa foton ışını zayıflatma özellikleri birkaç araştırmacı tarafından incelenmiştir (Hoppe vd. 2008).

Higgins ve arkadaşları (2001), yüzey dozunda  $10 \times 10 \text{cm}^2$  alan boyutunda 4 kat  $40 \times 40 \text{cm}^2$ 'lik alanda 2 kat artış olduğunu göstermişler ve klinik önemini bilmemekle birlikte yüzey dozunun karbon fiber ile 4 kat artabileceği akılda tutulmalıdır diye yorumlamışlardır (Higgins vd. 2001).

Bunun yanında bazı araştırmacılarda yaptıkları çalışmada sadece  $180^\circ$ 'den radyasyon demeti uyguladıklarında yüksek enerjide karbon fiber masanın yüzey dozundaki etkisinin %1'den daha az olduğunu göstermişlerdir (De Ost vd. 1997).

Bunun yanı sıra 6 MV baş-boyun YART uygulamalarında oblik alanlarda karbon fiber masanın radyasyon geçirgenliğinde %15'lik bir azalma saptandığını bildiren çalışmalarda vardır (Vieira vd. 2003).

McCormack ve arkadaşlarının (2005) yaptıkları çalışmada oblik alanların karbon fiber masanın 70°'de radyasyon geçirgenliğinde %9'a ulaşan azalma saptamışlar. Poppe ve arkadaşları (2007), 6 MV foton enerjisinde 15x15cm<sup>2</sup> alan için 5 cm derinliğe normalize edilen yüzey dozunun gantry 0°'de %59,4 iken gantry 180°'de %108,6'ya yükseldiğini gözlemlemişlerdir. Dolayısıyla yüzey dozunda 1,8 kat artış saptamışlardır (McCormack vd. 2005; Poppe vd. 2007).

Njeh ve arkadaşları (2009) ise, yaptıkları çalışmada karbon fiber masanın en yüksek zayıflama etkisini 6 MV foton enerjisi kullanarak 110°'lik açıda 5x5cm<sup>2</sup> ve 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutları için sırasıyla %6,3 ve %5,6 olarak belirlemişlerdir (Njeh vd. 2009).

Yüksek enerjili foton ışınlarının yüzey doz ölçümlerinde çeşitli araçlar kullanılmaktadır. Bunlar paralel plakalı iyon odası, TLD, MOSFET ve Radyokromik filmler olarak sıralanabilir.

Tedavide kullanılan karbon fiber masaların geçirgenliklerinin belirlenmesi, yüzey dozundaki olası artışların öngörülmesi ve bu masa faktörlerinin TPS'ne tanımlanması ile daha doğru doz hesaplamasının sağlanacağı düşünülmektedir. Ayrıca YART planlamaları yapılırken çok sayıda oblik alan kullanılması farklı açılardan geçirgenlik farklılıklarının dengelenmesini sağlayacağı varsayılmaktadır. Bu varsayımla; çalışmamızda TLD kullanılarak hasta ile radyasyon demeti arasında bulunan karbon fiber tedavi masasının cilt dozuna olan etkisi araştırılmıştır. Özellikle posterior, posterior oblik alanlarda ve çok sayıda radyasyon demeti kullanılarak yapılan tedavilerde tedavi masası, cilt koruyucu etkiyi önemli ölçüde azaltabilmektedir. Bu sebeple direkt TLD kullanılarak cilt dozu ölçümünün yapılması ve TPS ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

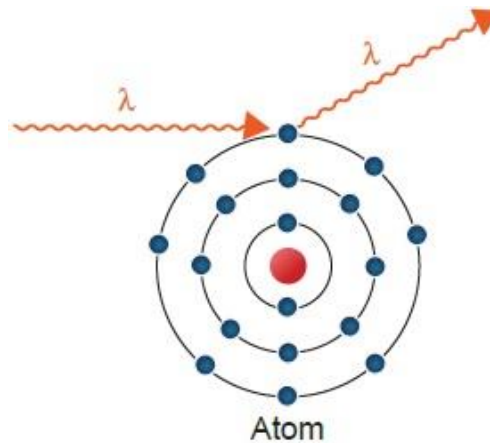
## 2. KURAMSAL TEMELLER

### 2.1 Fotonların Madde ile Etkileşimi

Madde içerisinde geçen fotonlar, maddenin atom çekirdeği ile ya da yörüngedeki elektronlar ile etkileşirler. Fotonlar madde içerisinde geçerken dört önemli etkileşimde bulunabilir. Bunlar; Koherent saçılma, Fotoelektrik etki, Compton saçılması ve Çift oluşum olaylarıdır. Foton, bu olaylar sonucunda soğurular veya enerjisinin bir kısmını harcayarak saçılır ya da enerjisini hiç harcamadan geliş yönünden sapar (Khan 2014).

#### 2.1.1 Koherent saçılma

Rayleigh saçılması olarak da bilinen Koherent saçılmada, gelen elektromanyetik radyasyonun dalga boyunda bir değişiklik olmaz, sadece yönü değişir (Şekil 2.1). Bu etkileşim, foton atomun yanından geçerken elektron ile etkileşerek elektrona kendi frekansında titreşim hareketi yaptırır. Titreşen elektron ivmeli hareket yaparak elektromanyetik dalga ile aynı frekansta enerji yayınlar ve daha sonra atom eski kararlı haline geri döner. Saçılan bu X-ışını ile gelen ışın aynı dalga boyuna sahiptir. Bu etkileşimde iyonizasyon oluşmaz, çünkü bir iyon çiftinin oluşabilmesi için atoma enerji aktarılması gerekir. Koherent saçılmasında sadece gelen radyasyonun yönü değişir, enerji transferi yoktur. Koherent saçılmanın gözlenebilmesi, yüksek atom numaralı maddeler ve düşük enerjili fotonlarla mümkündür (Khan 2014).



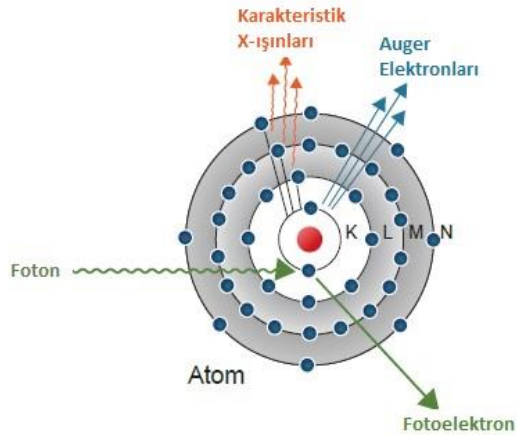
Şekil 2.1 Koherent saçılma (Khan 2014)

### 2.1.2 Fotoelektrik etki

Fotonun madde içerisinde geçerken enerjisini, atomun bir iç yörünge elektronuna aktararak elektronun serbest hale geçmesi olayıdır (Şekil 2.2). Serbest hale geçen bu elektrona fotoelektron adı verilir. Fotoelektrik etkinin gerçekleşebilmesi için gelen fotonun enerjisinin atomun yörüngesine bağlı elektronun bağlanma enerjisinden büyük ya da eşit olması gerekir ( $h\nu \geq E_B$ ). Bu durumda, yörüngesel elektron bir fotoelektron şeklinde Eşitlik 2.1’de belirtilen  $E_K$  kinetik enerjisi ile atomdan ayrılır:

$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.1)$$

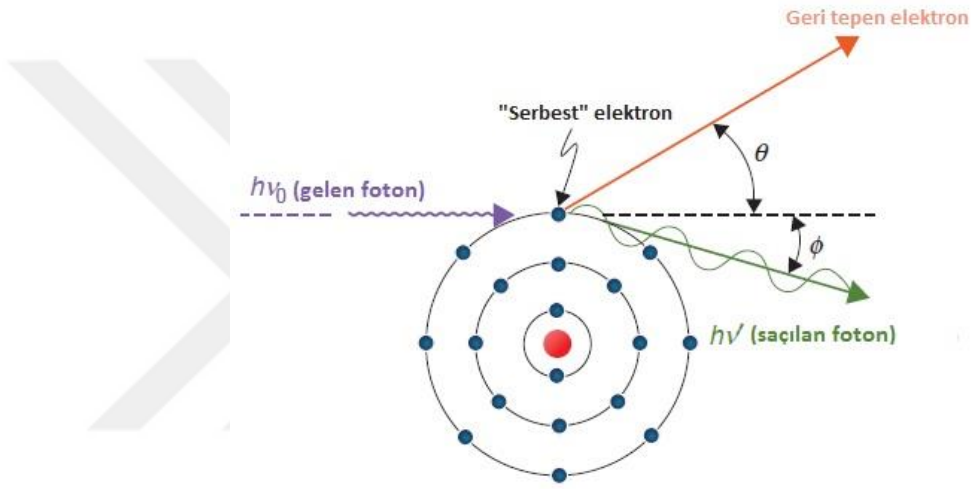
Burada,  $h\nu$  gelen fotonun enerjisi,  $E_B$  ise çıkan fotonun bağlanma enerjisidir. Çıkan elektronlar tarafından oluşan boşluklar üst yörünge elektronları ile doldurulur ve bu sırada karakteristik X-ışını yayınlanır. Aynı zamanda atom tarafından karakteristik X-ışınlarının soğurulması ile de Auger elektronlarının da yayınlanma ihtimali vardır. Oluşan boşlukların üst yörünge elektronları ile doldurulması sırasında ortaya çıkan enerji, bir dış yörüngedeki elektrona sökmek için kullanılırsa, ışınmasız bir geçiş yapar ve fazla enerjisini dışarı atar. Bu olaya Auger olayı, sökülen elektrona da Auger elektronu denir. Yumuşak dokunun K-kabuk bağlanma enerjisi 0,5 keV’dir (Khan 2014). Oluşan bu karakteristik X-ışınları ve Auger elektronlarının ise 0,5 keV’den daha düşük enerjilere sahip oldukları için etkileşim bölgesinde hemen soğuruldıkları düşünülmektedir. Fotoelektrik olayın gerçekleşme olasılığı, gelen fotonun enerjisi ile ters orantılı, hedef maddenin atom numarası ile doğru orantılıdır (Khan 2014, Hende 2016).



Şekil 2.2 Fotoelektrik etki (Khan 2014)

### 2.1.3 Compton saçılması

Compton saçılması, düşük atom numarasına sahip maddeler ve enerjisi 30 keV ve 30 MeV arasında olan fotonlar için önemli bir etkileşim türüdür (Hendee 2016). Fotonun, atomun dış yörüngesinde serbest kabul edilen bir elektron ile etkileşmesi sonucu gerçekleşir (Şekil 2.3). Elektronun bağlanma enerjisi gelen fotonun enerjisinden oldukça küçüktür. Gelen foton, enerjisinin bir kısmı ile elektronu yerinden söker, sökülen elektron  $\theta$  açısı ile yayılır. Foton, kalan enerjisi ile  $\phi$  açısı yaparak yoluna devam eder. Foton ile elektron arasında oluşan açı, gelen fotonun enerjisi ile ilişkilidir (Khan 2014).

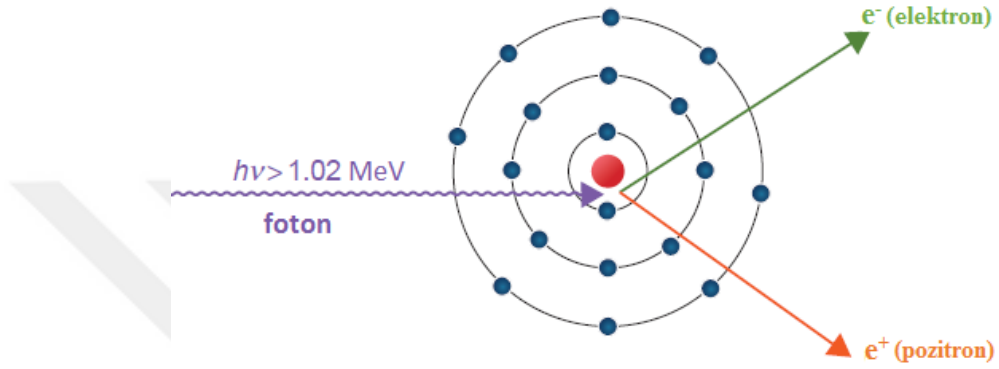


Şekil 2.3 Compton saçılması (Khan 2014)



### 2.1.4 Çift oluşumu

Fotonun enerjisi 1,02 MeV'den büyük ise foton atom çekirdeğinin yakınından geçerken çekirdeğin elektromanyetik alanı ile etkileşerek yok olur ve onun yerine biri negatif yüklü elektron ile diğeri pozitif yüklü olan pozitron oluşur (Şekil 2.4). Bir elektronun veya pozitronun durgun kütle enerjisi  $m_0c^2 = 0.51$  MeV'dir. Bu yüzden çift oluşumu olayının gerçekleşebilmesi için fotonun enerjisi en az 1,02 MeV olmalıdır (Khan 2014).



Şekil 2.4 Çift oluşum (Khan 2014)

## **2.2 Medikal Lineer Hızlandırıcı**

### **2.2.1 Çalışma prensibi**

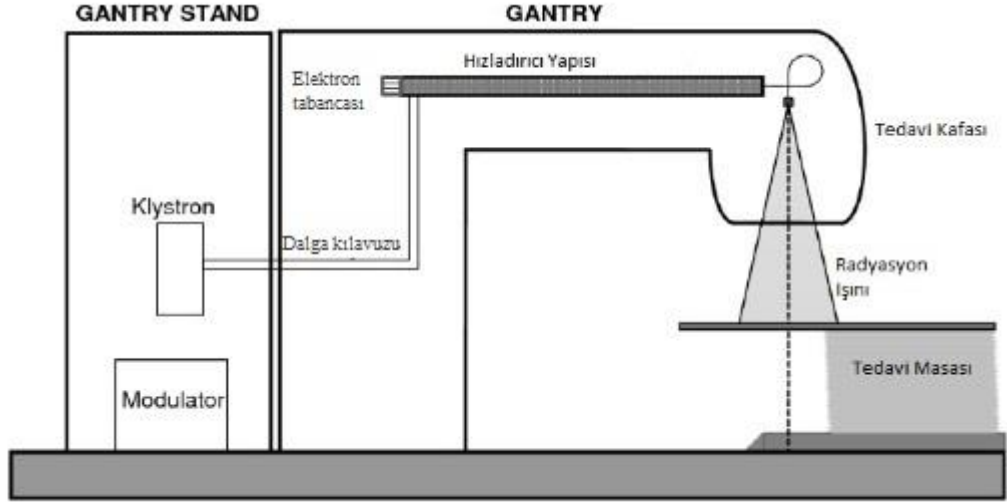
Radyoterapi için tasarlanmış olan doğrusal bir hızlandırıcıda (linak), temel olarak, yüksek gerilim sinyalleri hem elektron tabancasına hem de klystrona gönderilir. Elektron tabancası, yaklaşık 50 keV'lik başlangıç enerjisine sahip olan elektronları lineer hızlandırıcı yapısına enjekte etmek için besler. Klystron tarafından güçlendirilen mikrodalgalar, sabit elektromanyetik dalgalar üreten hızlandırıcı yapısına gönderilir. Daha sonra elektronlar bu dalgaların tepelerine bindirilerek hızlandırılır ve dar bir yüksek enerjili elektron demeti elde edilen çıkış penceresine yönlendirilir. Bu durum, elektron ışını uygulanması için kullanılabilir veya bir X-ışını demeti üretmek için hızlandırılan elektronlar hedefe yönlendirilebilir (Podgorsak 2005, Mayles 2007).

Elde edilen yüksek enerjili elektronlar, tungsten gibi yüksek atom numarasına sahip bir materyal olan hedefe çarptırılarak Bremsstrahlung X-ışınları üretilir. Bu X-ışınları, hedefinin hemen arkasında bulunan birincil kolimatör tarafından şekillendirilir. X-ışını demeti heterojen olduğu için, ışının ikinci bir hareketli kolimatör grubundan geçmeden önce ışının enerji bütünlüğünü sağlamak için bir düzleştirici filtre kullanılır. Birincil kolimatörler hareketsizdir ancak ikincil kolimatörler, kurşun veya tungsten parçacıklarından oluşur ve bu da her bir parçanın ayarlanmasıyla tedavi alanı büyüklüğünün ayarlanmasına olanak sağlar.

### **2.2.2 Lineer hızlandırıcı bileşenleri**

Klinik linakların bileşenleri şu şekildedir:

- Modülatör
- Tedavi masası
- Gantry stand
- Gantry



Şekil 2.5 Lineer hızlandırıcının şematik görünüşü (Hernández Masgrau, V. 2013)

### Modülatör

Tedavi odasının içinde bulunan modülatörün temel amacı, klystrona yüksek voltajlı elektrik sinyalleri sağlamaktır.

### Tedavi masası

Tedavi masası veya hasta destek düzeneği, hastanın tedavi süresince pozisyonlanması için kullanılan sabitleyicidir. Hastaya planlanan tedavinin uygulanması için kullanılır. Tedavi tekrarlanabilirliğini sağlayan sert ve dayanıklı bir malzemedir. Günümüzde masadan kaynaklanan radyasyon zayıflamasını minimuma indirmek için karbon fiber malzemeden yapılmış tedavi masası kullanılmaktadır.

### Gantry stand

Gantry stand, birçok ana bileşeni içermektedir. Şekil 2.5 ele alınacak başlıca bileşenlerin diyagramıdır.

- Klystron, mikrodalga üretmez. Mikrodalga güçlendiricisi olarak görev yapar. Düşük güçteki osilatörler tarafından üretilen mikrodalgalar güçlendirilmek üzere klystrona gönderilir.
- Dalga kılavuzları (waveguide), yüksek enerjili mikrodalgaları bir linak bileşenden diğerine nakletmek için kullanılır (Karzmark 1998). 10cm çapında silindirik bir

tüptür. 0,25 dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyagramdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

## **Gantry**

Gantry; hızlandırıcı yapısını, yönlendirici mıknatısı ve tedavi kafasını barındırmaktadır.

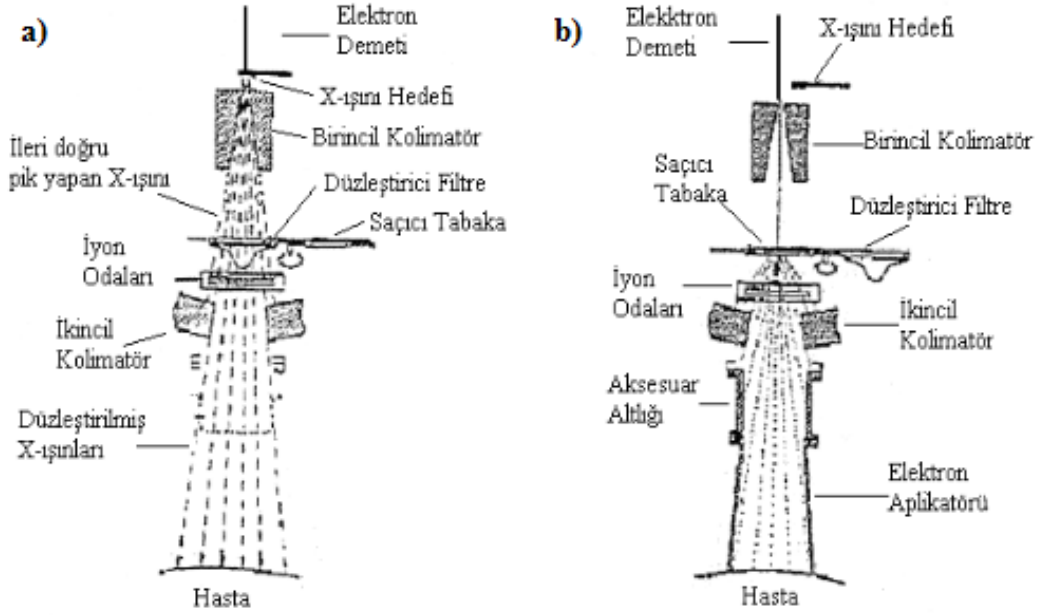
- Elektron tabancası, elektronları dalga kılavuzuna enjekte eder ve neredeyse ışık hızına ulaşıncaya kadar zıt kutupların farkıyla hızlandırılır. Dalga kılavuzunun büyüklüğü üretilen elektronların enerjisini değiştirir (Karzmark 1998).
- Hızlandırıcı yapısı, sabit elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronları MeV enerji seviyelerine yükseltir.
- Tedavi kafası ise, yönlendirici mıknatıs, hedef, birincil kolimatör, düzleştirici filtreler, ikincil kolimatör, çok yapraklı kolimatör, vs. içerir.

## **Tedavi kafası**

Tedavi kafası, ışın üretimi için lokalizasyon ve kolimasyon (düzenleme) gibi çeşitli bileşenler içerir.

Başlıca bileşenler şunlardır:

- Yönlendirici mıknatıs; hızlandırıcı yapısından çıkan elektron demetini yataydan dikey yöne (gantry  $0^\circ$  için) döndürür.
- Hedef; elektron demetini X-ışınına dönüştürmek için tungsten gibi yüksek atom numaralı ( $Z=74$ ) malzeme kullanılır. Hızlandırılmış elektronlar, hedefe çarptırılarak Bremsstrahlung X-ışınları üretilir.
- Birincil kolimatör; tungstenden yapılmış koruyucu bir bloktur. Hedeften hemen sonra bulunan bu kolimatör, ışının maksimum alan boyutunu sınırlar.
- Düzleştirici filtre; hedefte üretilen foton ışınının ileri yönde daha yüksek bir akı yoğunluğu vardır, bu yüzden radyasyon demetine dik olan konik şekilli düzleştirici filtre homojen bir doz dağılımı elde etmek için kullanılır.



Şekil 2.6 a) X-ışını, b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler (Khan 2003)

- Monitör iyon odası; ışın iki bağımsız iyon odasından geçer, ilk iyon odası doğru doza ulaşıldığında dozu keser. İkinci iyon odası da aynı görevlere sahiptir, ancak iyon odasında bir “fail safe” görevi görür.
- İkincil kolimatörler (jaws); radyasyon demeti tedavi alanı boyutunun tanımlandığı ikincil kolimatöre gider. İkincil kolimatörler, birbirinden bağımsız olarak çalışabilen iki kolimatör setinden oluşur. Bu jawslar kare veya dikdörtgen alan boyutlarıyla sınırlıdır.
- Çok yapraklı kolimatör (MLC); uygun radyasyon alanını şekillendirmek için bloklar yerine kullanılır. MLC’ler kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm olduğu durumda 0,5 ve 1 cm genişliğinde karşıt bloklardan oluşmaktadır. Yapraklar birbirinden bağımsız olarak hareket edebilmektedir. MLC’lerin en büyük avantajı, geçici ağır bloklara olan ihtiyacı ortadan kaldırıp, tedavi odasına tekrar girmeye gerek kalmadan birden çok alanın uygulanmasını mümkün kılmasıdır.

## **2.3 Eksternal Işınlama Radyoterapi Teknikleri**

### **2.3.1 Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)**

Tedavi pozisyonunda elde edilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerine dayalı 3 boyutlu (3B) tedavi planlaması radyoterapide büyük bir gelişme oluşturmuştur. Tedavi amaçlı anatomik bölgelerin BT görüntüleri sağlıklı doku ve hedef hacmin daha iyi tanımlanması ve doku heterojenliğinin belirlenmesi için veri sağlamaktadır (Verhey 1999). Hedef tümör hacmi, tedavi uygulanacak toplam hacim ve uygulanacak doz, International Commission on Radiation Units and Measurements tarafından yayınlanan rapor ICRU 50 (1993), ICRU 62 (1999) ve ICRU 83 (2010) ile belirlenmiştir. Tanımlanan hacimler; gross tümör hacim (GTV), klinik hedef hacim (CTV), planlanan hedef hacim (PTV) ve riskli organlar (OAR) olmak üzere 3B tedavi planlamasına ilişkin başlıca hacimler olarak tanımlanmıştır.

GTV, primer lezyon ve bölgesel lenf nodu metastazı olarak sunulan tümörün makroskobik belirtisi için kullanılan terimdir. Klinik deneyime dayanarak, tümörün saptanamayan mikroskobik uzantılarını hesaba katmak için GTV'ye belli bir marj eklenir ve bu hacim CTV olarak tanımlanır. Dahili organ hareketlerini ve günlük set-up hatalarını hesaba katmak için CTV'ye marj eklenir. Hem GTV hem de CTV'yi içeren bu hacme PTV denir. BT görüntülerinde tanımlanan normal yapılar OAR olarak tanımlanır. Bu verilere dayanarak, hedef hacim ve normal dokularda uygun doz dağılımlarını sağlamak için optimal plan yapılabilir. Buna 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) adı verilir. Temel amacı, malign lezyonlara ışınlama yaparken tümör kontrol olasılığını arttırmak ve normal doku komplikasyon olasılığını azaltmaktır (Brady 2006).

### **2.3.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)**

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), 3BKRT'nin geliştirilmiş halidir. Klinik uygulamalar ile risk altındaki organlar olabildiğince korumaya alınmakta dolayısıyla sağlıklı doku toksitesi azaltılmaya çalışılmaktadır. Böylece tümör kontrolü için hedef hacmin radyasyon dozunun yükseltilmesi amaçlanmaktadır. Bu teknik MLC'lerin ışınlama sırasında sürekli olarak hareket halinde olması (dinamik YART) ya da segmentler arasında kademeli MLC hareketleriyle (statik YART) uygulanmaktadır. YART'nin kullanımı, farklı doz ağırlıkların farklı hedef hacimlere eş zamanlı olarak

verilmesinin yolunu açmaktadır. Örneğin; toplam tedavi zamanı için daha kısa sürede sonuçlanan ve aynı zamanda doz artışını kullanarak iki farklı tedaviyi birleştirebilir. YART'nin 3BKRT'ye göre dezavantajı MU değerlerinin daha fazla olmasıdır. Bu durumda cihazdan saçılan ve sızıntı radyasyon nedeni ile hedef hacmin dışındaki bölgeler daha fazla doza maruz kalabilir (Karlsdóttir 2009).

#### **2.4 Radyoterapide Cilt Reaksiyonları**

Radyoterapinin ilk gününden itibaren cilt reaksiyonu için önemli düzeyde veri mevcuttur. Fraksiyon başına 2 Gy'den başlayan değerlerle 25 Gy üzerine kadar çıkabilen cilt dozları, klinik olarak cilt reaksiyonları üretebilir (Archambeau vd. 1995). Cildin kuruluğu ve kızarıklığı (eritema) yaklaşık 30 Gy'lik bir cilt dozu (3-4 hafta tedavi) sonrası yaygındır. Epidermisin yüzeysel katmanının pul pul dökülmesini içeren kuru deskuamasyon cilde yaklaşık 40 Gy verildikten sonra meydana gelebilir. Yüzeysel ve derin epidermal tabakaların kaybını içeren nemli deskuamasyon ciltteki dozlar 50 Gy'i aştığında görülmektedir (Wong Mei Mei 2011). Cildin radyasyon duyarlılığı, eş zamanlı kemoterapi veya cerrahi müdahale yapılan bölgede artmaktadır. Cilt dozlarını arttırabilecek (örneğin; cilt kıvrımları, elektron tedavisi veya bolus gibi) bilinen birçok klinik durum vardır. Bununla birlikte tedavi masasının da etkisinin olduğu bilinmektedir. Kry ve arkadaşları (2012), radyoterapide cilt dozunu etkileyen tüm faktörleri gözden geçirmişlerdir. Birçok yayında da görüldüğü gibi karbon fiber masanın cilt dozu üzerinde artışa sebep olduğu belirlenmiştir. Derin yerleşimli tümörler için megavolt (MV) foton tedavisi kullanıldığından cilt dozunun klinik önemi genellikle göz ardı edilir. Ancak tedavi masasından geçen fotonların enerjilerine bağlı olarak klinik açıdan önemli cilt reaksiyonları belirlenmiştir (Kry vd. 2012).

#### **2.5 Cilt Dozu**

Eksternal radyoterapide MV mertebesinde yapılan tedavilerde, cilt dozu genel olarak, derin dokularda oluşan maksimum doz ile karşılaştırıldığında çok düşüktür (Khan 2014). Buna karşılık, düşük enerjiler kullanıldığında yüzeyde ikincil elektronlar oluşur, enerjileri hemen soğurur. Bu ikincil elektronlar, fotonların hedef ortamdaki geri saçılım, kolimatörler, hava ve X-ışınının yolu üzerindeki diğer herhangi bir malzeme ile etkileşimi sonucu üretilir. Radyasyonun hedef yüzeye ulaşana kadar etkileşim olasılığının

artmasından dolayı cilt dozu, alan boyutu ve kaynak cilt mesafesine bağılı olarak artar (Ravikumar 2000).

## 2.6 Maksimum Doz Bölgesi ve Cilt Koruyucu Etki

Yüksek enerjili fotonlar madde ile etkileştiği zaman yüksek enerjili elektronlar yayınlanır. Yayınlanan bu elektronlar başlangıç noktalarından uzak mesafelerde enerjilerini bırakırlar. Bu etkileşim sonucu oluşan ikincil elektronlar, düşük enerjili fotonların oluşturduğu ikincil elektronlara göre çok daha uzak mesafelere ulaşırlar. Bu sayede birim yüzeyden geçen elektron miktarı ve buna bağılı olarak soğurulan doz maksimum değere ulaşana kadar artar. Dolayısıyla yüksek enerjili radyasyonun maksimum doz derinliği ( $D_{max}$ ) düşük enerjilere göre artış gösterir (Podgorsak 2005). Düşük enerjili fotonlar ikincil elektronları hemen yüzeyde meydana getirirken yüksek enerjili fotonlar dokuya girdikleri zaman yüzeyden ve daha sonraki derinliklerde kopardıkları elektronlar orijinlerinden uzak mesafelerde enerjilerini bırakırlar. Dolayısıyla, enerji arttıkça build-up noktası daha derinlerde oluşur ve bu sayede cilt korunmuş olur. Bu duruma klinik olarak cilt koruyucu etki denir. Düşük enerjili radyasyonun penetrasyon (gircilik) özelliği az olduğundan yüzeyin altında primer radyasyon enerjisini etkileşimlere girerek hızla kaybeder. Bu yüzden maksimum doz cilde çok yakın veya ciltte oluşur. Dolayısıyla düşük enerjili X-ışını kullanıldığında cilt koruyucu etkiden bahsedilemez (Podgorsak 2005). Eğer yüksek enerjili X-ışınları kullanılırsa (MV mertebesinde), doz birikimi derinlik ile artar, bu da cilt dozunun azalmasına ve maksimum dozunda daha derinlerde oluşmasına neden olur. Yüzey ile maksimum (build-up) doz noktası arasındaki bölge maksimum doz bölgesi yani build-up bölgesi olarak bilinir. Build-up noktası, primer radyasyon enerjisine, alan boyutuna ve kaynak cilt mesafesine (SSD) bağılıdır (Ravikumar 2000).

Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinin build-up noktalarının oluştuğu derinlikler Çizelge 2.6'da gösterilmektedir:

**Çizelge 2.6** Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinin build-up noktalarının oluştuğu derinlikler (cm)

	Yüzeysel	Orta Voltaj	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	15-18 MV
$D_{max}$ (cm)	0	0	0,5	1	1,5	2,5	3,5



## 2.7 Termolüminesans

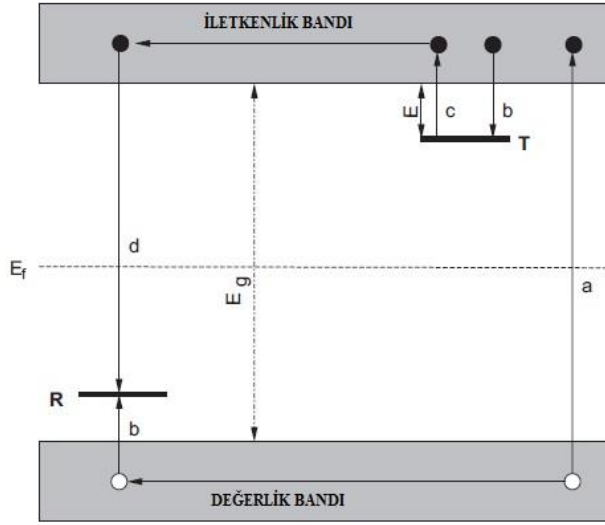
Termolüminesans (TL) olayı, daha önceden iyonize radyasyona maruz bırakılan yalıtkan veya yarı iletken bir malzemenin termal olarak uyarılması sonucunda açığa çıkan lüminesans olgusu olarak tanımlanır (Bos 2007).

Termolüminesans olayının gerçekleşebilmesi için 3 temel unsur gereklidir:

1. Malzeme yalıtkan ya da yarı iletken olmalıdır. Metaller lüminesans özelliklere sahip değildir.
2. Malzeme enerjiyi soğurması için bir süre iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakılmalıdır.
3. Lüminesans olayının gözlemlenmesi için malzemenin ısıtılması gereklidir (McKeever 1985).

TL, bir maddenin akkorlaşmaya kadar ısıtılması sonucu açığa çıkan ışık ile karıştırılmamalıdır. Katı bir malzeme 200 °C'yi aşan sıcaklıklarda kızıl ötesi ışık yayınlar. Bu olay siyah cisim ışıması olarak bilinir. TL ise, iyonize radyasyon ile enerji soğurulması ve ardından termal uyarım ile görünür bölgede ışık yayınlama olayı olduğu için siyah cisim olayından farklıdır. Termolüminesans malzeme soğutulduktan sonra ısıtıldığı zaman tekrar ışık yayamaz. TL olayının tekrar gözlenebilmesi için malzemenin yeniden iyonize radyasyona maruz bırakılması gerekir (Bos 2007).

İdeal bir yarı iletken ve yalıtkan kristalde elektronların çoğu değerlik bandında bulunurken, serbest halde hareket eden elektronlar ise iletkenlik bandında bulunmaktadır. İletkenlik bandı ile değerlik bandı yasak enerji aralığı ile birbirlerinden ayrılmaktadır. İdeal bir kristalde yasak enerji aralığında herhangi bir elektron veya deşik (hol) bulunamaz. Fakat, kristaldeki yapı kusurları ya da kristal örgü içerisine ilave edilen yabancı atomlar (safsızlıklar) sayesinde iki band arasında elektronların ve deşiklerin bulunabileceği yarı kararlı enerji seviyeleri oluşturulabilmektedir. Oluşturulan bu enerji seviyeleri arasındaki geçişler sayesinde lüminesans gözlemlenmektedir. Gözlemlenen TL olayı, katıların enerji band teorisi ile açıklanmaktadır.



**Şekil 2.7** Enerji band modeli, (a) elektron ve deşiklerin üretilmesi; (b) elektron ve deşik yakalama; (c) termal uyarıya bağlı elektron salınımı; (d) rekombinasyon (yeniden birleşme merkezi). Siyah daireler elektronlar, beyaz daireler deşiklerdir. Seviye T bir elektron tuzağı, seviyesi R ise bir rekombinasyon merkezi,  $E_f$  Fermi enerji seviyesi,  $E_g$  yasak enerji aralığı (Bos 2007)

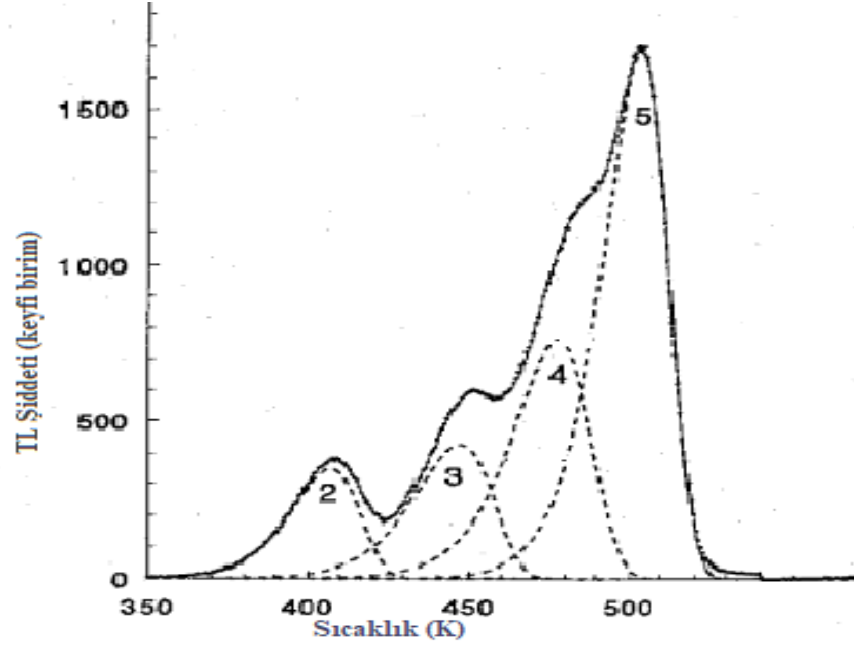
Şekil 2.7’de termolüminesans olayının gerçekleşme mekanizması gösterilmektedir. İlk olarak, yalıtkan veya yarı iletken bir malzeme iyonize radyasyon ile ışınlandığında, soğurulan radyasyon ile enerji kazanan elektronlar değerlik bandından iletkenlik bandına geçerler. Bu durumda değerlik bandında deşikler oluşur. Oluşan deşikler değerlik bandına yakın olan deşik tuzaklarında tuzaklanırlar. İletkenlik bandındaki elektronlar değerlik bandına geri dönerken, iletkenlik bandının hemen altında çeşitli derinliklerdeki elektron tuzaklarına yakalanabilirler. Tuzaklanan elektronlar malzemenin ısıtılması ile tekrar iletim bandına ve buradan da tekrar değerlik bandına geçerler. Bu geçiş sırasında elektronların yeniden birleşme merkezindeki deşikler ile birleşmesi sonucunda lüminesans açığa çıkmaktadır. Salınan ışık miktarı, tuzaklanan elektron sayısı ile tuzaklanan elektron sayısı da soğurulan radyasyon miktarı ile orantılı olduğu için termolüminesans (ışık) şiddeti ölçülerek soğurulan doz miktarı belirlenebilmektedir (Azorín Nieto 2004, Bos 2007).

## 2.8 Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Termolüminesans olayının dozimetrik amaçlar için ilk uygulaması 1953 yılında Daniels vd. tarafından yapılmıştır (Daniels vd. 1953). 1953 yılından bu yana yeni TL malzemeleri geliştirilmesinin yanı sıra materyal karakterizasyonunun gelişmesi ve daha iyi anlaşılması için birçok çalışma yapılmaktadır. Termolüminesans dozimetre (TLD), iyonize radyasyona maruz kalan malzemenin ısıtılması sonucunda ışık yayan düzeneklere denilmektedir (Meriç 1996). TLD'ler bireysel, çevresel ve klinik alanlar olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır (Bos 2001).

Yayınlanan ışık şiddetinin sıcaklığa bağlı değişimi ile oluşturulan grafik ışıma eğrisi olarak adlandırılır. Kristalde bulunan tuzaklardaki elektronlar farklı enerjilerde boşaldığı için ışıma eğrisinde birbirinden farklı pikler oluşur. Kristalin ısıtılması sonucu iletim bandına en yakın olan tuzaktaki elektronların oluşturduğu pikler ışıma eğrisinde daha önce görülürken, sıcaklığın artması ile daha derin tuzaklardaki elektronların vermiş olduğu pikler ışıma eğrisinde daha sonra görülmektedir. Işıma eğrisinde görülen her bir pik en az bir tuzak seviyesine karşı gelmektedir. Işıma eğrisi altında kalan toplam alan kristalin maruz kaldığı radyasyon miktarı ile orantılıdır (Bos 2007).

Şekil 2.8'de 400 °C'de 1 saat tavllanmış ve Co-60 gama ışını ile 60 mGy dozla ışınlanmış LiF:Mg,Ti (TLD-100)'a ait ışıma eğrisi görülmektedir. Burada numaralandırılan pikler birbirinden farklı tuzakları temsil etmektedir. Okuma işleminden sonra TLD, tüm tuzakların boşaltılması ve yeniden kullanılabilmesi için fırınlanır (Bos 2001, McKeever 1985).



Şekil 2.8 TLD-100 ışıma eğrisi (Bos 2001)

TLD-100 ışıma eğrisinde 5 tane karakteristik pik görülür. Piklerin her biri farklı sıcaklıkta olup farklı yarı ömürlere sahiptir. Bu 5 pikin yarı ömürleri sırasıyla, 10 dakika, 10 saat, 6 ay, 7 yıl ve 80 yıldır. Birinci ve ikinci pikin yarı ömürleri çok kısa olduğundan dozimetrik çalışmalar için uygun değildir (Meriç 1996).

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

#### 3.1 Materyal

Bu çalışma Ankara ONKO Onkoloji Merkezi ve Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde yapılmış olup, klinik ve enstitüde bulunan aşağıdaki cihaz ve donanımlar kullanılmıştır.

##### 3.1.1 Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Bu çalışmada, Siemens marka Artiste model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz 6 ve 15 MV enerjili foton demetleri ve 6, 8, 10, 12 ve 15 MeV enerjili elektron üretebilme özelliğine sahiptir. Bunun yanı sıra tedavi kafasında 160 adet MLC bulunmaktadır. Lineer hızlandırıcı cihazının tedavi kafası 360°, kolimatör sistemi 270° ve tedavi masası  $\pm 90^\circ$  dönme (rotasyon) özelliğine sahiptir. Tedavi odasında hasta pozisyonunu sabitlemeye ve izomerkez belirlemeye yarayan iki ayrı doğrultuda (düşey-yatay) ve cihazın eş merkezinde çakışan ortogonal (2 yan, 1 ön) 3 lazer kaynağı ve cihazın kafasında kaynak cilt mesafesini gösteren ışıklı gösterge vardır. Cihaz izomerkezde  $2 \times 2 \text{cm}^2$  ile  $40 \times 40 \text{cm}^2$  aralığında radyasyon alan boyutu ayarlayabilmektedir.



Şekil 3.1 Lineer hızlandırıcı cihazı

### 3.1.2 550 TXT Karbon fiber tedavi masası

245 x 50,1 x 6,7 cm ebatlarında karbon fiber malzemeden yapılmış bir masa düzlemidir. Karbon fiber, ana bileşenleri karbonlaşmış akrilik elyaf (orlon), katran ve naylon olan yüksek teknoloji ürünü bir maddedir. Yüksek dayanıklılık ve radyo geçirgenliğe sahip karbon fiber  $1,8 \text{ g/cm}^3$  yoğunluğa ve geniş hareket kabiliyetine sahiptir. Dikey (vertical), yatay (lateral) ve boylamasına (longitudinal) yönlerinde hareket edebilmektedir. Taşıyabileceği maksimum kütle 250 kg'dır.



**Şekil 3.2** Lineer hızlandırıcı tedavi masası

### 3.1.3 Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi cihazı

Bu çalışmada Siemens marka Somatom Emotion Duo model bilgisayarlı tomografi (BT) simülâtör cihazı kullanılmıştır. 16 dedektöre sahip olan bu cihaz kısa sürede 45 x 153 cm<sup>2</sup> alan boyutuna kadar tarama yapabilmektedir.  $\pm 300^\circ$  gantry dönüşüne sahiptir ve 1 mm'ye kadar ince kesitlerde görüntü alabilmektedir. Hasta konumunu sabitlemek için kullanılan karşılıklı paralel 2 yatay ve 1 sagittal lazer bulunmaktadır. Elde edilen kesit görüntüleri dijital ortamda DICOM aracılığı ile tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılır.



**Şekil 3.3** Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi



### 3.1.4 Prowess Panther tedavi planlama sistemi

Çalışmada kullanılan Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazının planlama sistemi Prowess Panther olup sürümü 5.1'dir. BT simülatörden gelen görüntüler ilk önce Siemens marka Coherence Dosimetris model bilgisayar sisteminde radyasyon onkoloğu tarafından incelenir. Onkolog hedef hacim ve kritik organları bu sistem aracılığı ile belirler ve belirlenen hacimler Prowess planlama sistemine aktarılır. Tedavi planlama sistemine kuruluş aşamasında yüklenen veriler tedavi planlarının yapılmasına olanak sağlar.

### 3.1.5 LiF:Mg,Ti (TLD-100) Termolüminesans dozimetre

LiF:Mg,Ti (TLD-100) materyali, geniş bir aralık boyunca lineer davranışa sahip olması, doku eşdeğeri malzeme kabul edilmesi gibi özellikleri sayesinde medikal alanda (radyoterapi, radyoloji) yaygın olarak kullanılmaktadır (Berni 2002). LiF materyalinin yoğunluğu  $2,62 \text{ g/cm}^3$ 'dür. Etkin atom numarası 8,14 olan LiF, etkin atom numarası 7,42 olan biyolojik dokununkine oldukça yakındır, bu yüzden foton madde etkileşimi her ikisi için neredeyse aynı düzeydedir (Furetta 2003). TLD-100'ün doz cevabı  $10 \mu\text{Gy}$  ile  $10 \text{ Gy}$  arasında lineerdir (Bos 2001). Bu çalışmada,  $3,2 \times 3,2 \times 0,9 \text{ mm}$  boyutlarında disk şeklinde TLD-100 materyalleri kullanılmıştır (Şekil 3.4).



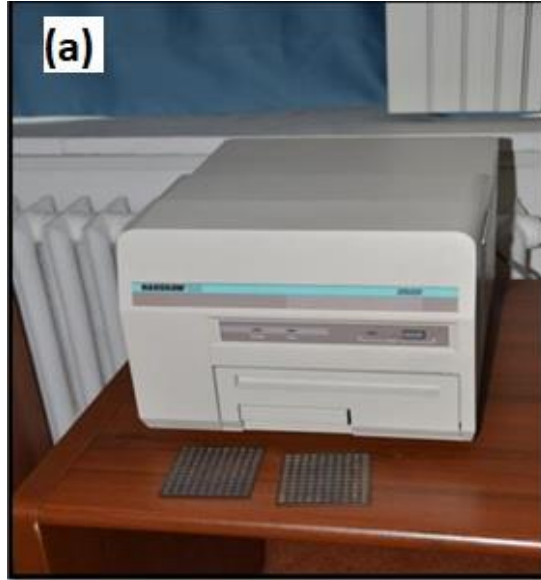
Şekil 3.4 Çalışmada kullanılan TLD-100 kristalleri

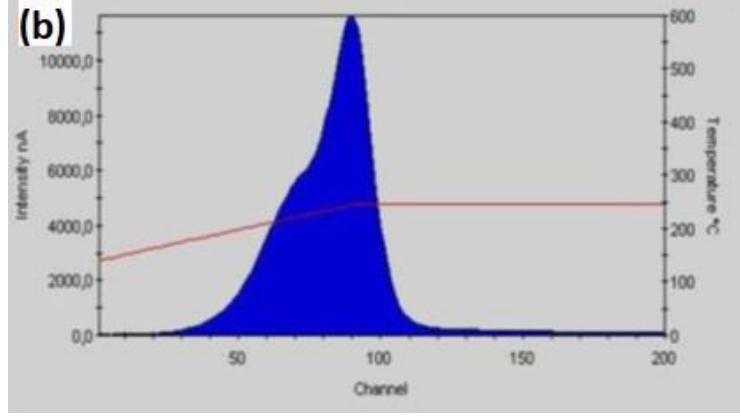


### 3.1.6 Harshaw 3500 TLD okuyucu

TLD'lerin okuma işlemi Harshaw 3500 model TLD okuyucusu ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.5a). Harshaw 3500 TLD okuyucu tek bir TLD elementinin yerleştirildiği bir çekmece, ısıtma sistemi, filtre ve foto çoğaltıcı tüpten (PMT) oluşmaktadır. Cihaz, Windows Radyasyon Değerlendirme ve Yöntem Sistemi (Windows Radiation Evaluation and Management System–WinREMS) programı aracılığı ile kontrol edilmektedir. Kullanıcı programa ön ısıtma sıcaklığı, okuma zamanı, ısıtma hızı, maksimum okuma sıcaklığı gibi parametreleri girerek TLD'leri değerlendirir.

Okuyucunun temel çalışma prensibi, termolüminesans olayı sonucunda ortaya çıkan ışığın dedekte edilmesine dayanır. Örnekten çıkan ışık uygun filtreden geçtikten sonra foto çoğaltıcı tüpe gelir. Gelen ışığın fotokatod yüzeyine çarpması ile oluşturduğu elektronlar foto çoğaltıcı tüp (PMT) içerisindeki dinotlar aracılığı ile çoğaltılıp anoda ulaşması sayesinde salınan ışık şiddeti ile orantılı akım elde edilir. Bu akım ile orantılı olarak elde edilen ışımaya eğrisi, yayınlanan ışık şiddetinin sıcaklık ile değişimini gösterir (Şekil 3.5b) ([www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3](http://www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3)).





**Şekil 3. 5 a)** Harshaw 3500 model TLD okuyucu **b)** TLD okuyucusundan elde edilen TLD-100 ışınma eğrisi

### 3.1.7 PTW–TLDO fırınlama ünitesi

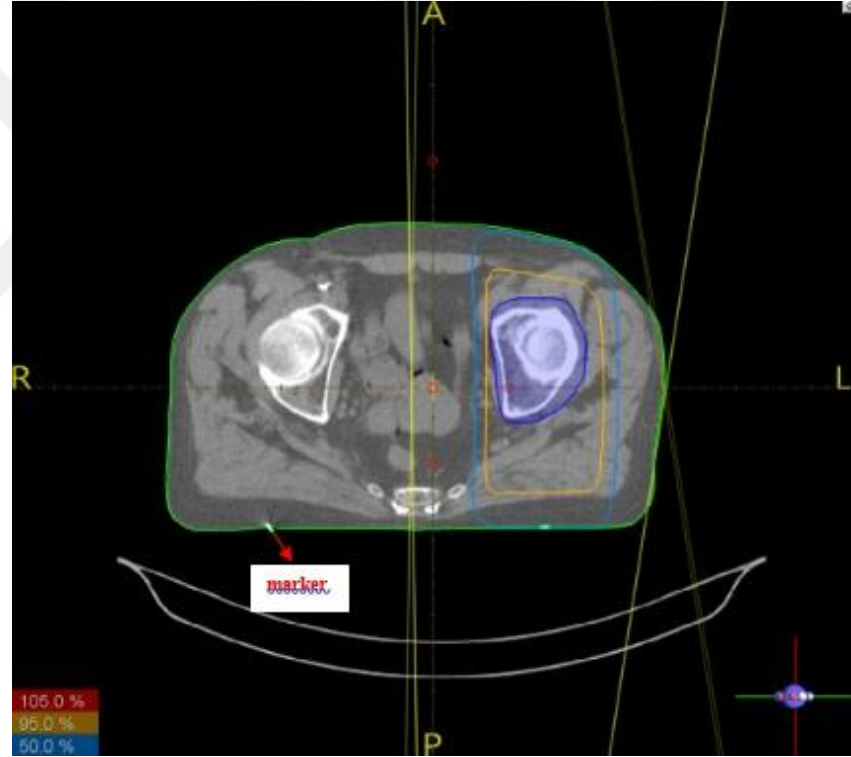
TLD kristallerinin tavlama ve ön ısıtma işlemleri için PTW marka TLDO model TLD fırını kullanılmıştır (Şekil 3.6). Bu cihaz, TLD-100 için ön ısıtma ve tavlama işlemleri için ön panelde iki standart program bulunmaktadır. Bunun haricinde cihaz içerisinde bulunan yazılım aracılığı ile standart programlar dışında sıcaklık ve zaman ayarları isteğe göre ayarlanabilmektedir. Cihazın ulaştığı maksimum sıcaklık değeri 400 °C'dir. Cihazda aynı anda 3 tane TLD tablası yerleştirilip fırınlanaabilmektedir. Fırın sıcaklığı ön panelde bulunan dijital gösterge yardımı ile izlenebilmektedir.



**Şekil 3.6** PTW-TLDO TLD fırını (A.Ü. NBE)

### 3.2 Yöntem

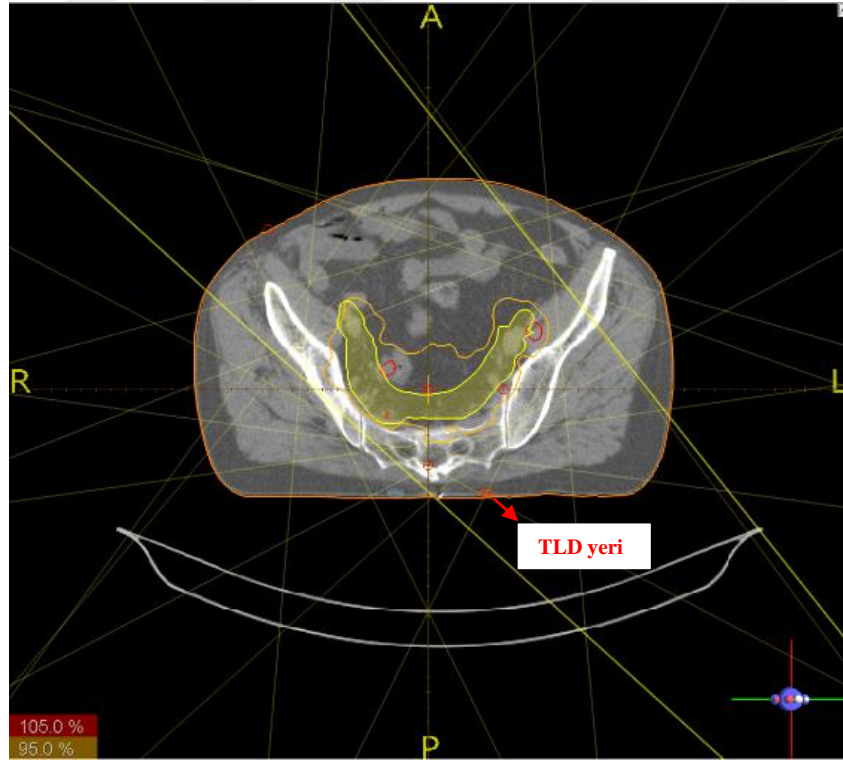
Bu çalışmada, farklı tümör lokalizasyonu bulunan hastalara BT çekim işlem sırasında hekim eşliğinde hastanın cildi üzerine radyopak madde (marker) yerleştirilmiştir. Mevcut BT görüntüleri üzerinde dozimetrik olarak karşılaştırmak amacıyla tedavi planları yapılmıştır. Prowess Panther 5.1 TPS’de pelvis bölgesinde tümör yerleşimi olan 10 hastaya YART planlama tekniği, farklı bölgelerde tümör yerleşimi olan 6 hastaya ise konformal planlama tekniği uygulanmıştır. Yapılan tedavi planlarında her hastanın cildi üzerinde oluşan maksimum doz noktası belirlenmiştir. BT çekiminde kullanılan marker (Şekil 3.7) referans noktası olarak kabul edilmiş, her hastanın maksimum doz noktasının referans noktasına olan uzaklığı (Şekil 3.8) saptanmıştır.



Şekil 3.7 BT çekiminde kullanılan radyopak (marker) madde



**Şekil 3.8** Konformal tedavi tekniği uygulanan hastanın maksimum doz noktasına yerleştirilen TLD yeri



**Şekil 3.9** YART tedavi tekniği uygulanan hastanın maksimum doz noktasına yerleştirilen TLD yeri

Daha sonra hastanın set-up'ında TPS'de belirlenen maksimum doz noktası hastanın cildi üzerinde işaretlenip kalibre edilmiş TLD'ler yerleştirilmiştir (Şekil 3.9).



**Şekil 3.10** Hastanın cildi üzerine yerleştirilen TLD'ler

YART tekniği uygulanan hastalarda sağ ve sol gluteus (kalça) olmak üzere iki ayrı bölgeye üçer adet TLD konulmuş, konformal tekniği ile tedaviye giren hastalarda ise TLD tek bir bölgeye yerleştirilmiştir. Her hasta için 3 gün ölçüm yapılarak TLD'lerden elde edilen 3 günlük ölçüm sonuçlarının ortalama okuma değerleri ile TPS arasında karşılaştırma yapılmıştır. Kullanılan TLD'lerin okuma işlemi Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nün dozimetri laboratuvarında yapılmış, kalibrasyon sırasında belirlenen RCF değeri ile okunan şiddet değeri doza dönüştürülmüştür.

### **3.2.1 Termolüminesans dozimetre kalibrasyon işlemi**

Eşit koşullarda aynı miktarda ışınlanan TLD'lerin soğurdukları enerjinin eşit olması sebebiyle aynı TL şiddetini vermeleri beklenir. Fakat TLD-100'lerin imalatı sırasında her seferinde aynı miktarda katkılandırılmamaları ve kullanım koşullarından kaynaklı sebepler yüzünden aynı dozda ışınlanan TLD'ler farklı şiddet değerleri verebilmektedir. Bu farklılıkları ortadan kaldırmak amacıyla kalibrasyon yapılması gerekmektedir (McKeever 1985).

Işınlama işleminden önce TLD'lerin uygun sıcaklıkta tavlansakları boşaltılması termolüminesans hassasiyetini etkiler. Bu yüzden TLD-100 kristalleri kullanılmadan

önce uygun sıcaklık ve sürede tavlama işlemi yapılarak önceden tuzaklanmış elektronlar varsa bu tuzakların boşaltılması gerekmektedir. TLD-100 için standart tavlama prosedürü 400 °C’de 1 saat ve bunu takiben 100 °C’de 2 saat olarak verilmektedir. TLD’lere her ışınlama işleminden sonra okunma yapmadan önce ön ısıtma işlemi yapılır. Ön ısıtma işlemi 100 °C’de 10 dakikadır.

TLD’lerin kalibrasyon işlemi iki basamakta gerçekleştirilir. İlki TLD’lerin duyarlılığını gösteren element düzeltme faktörü (Element Correction Coefficient-ECC)’nün belirlenmesi; ikincisi ise okuyucu kalibrasyon faktörü (Reading Calibration Factor-RCF)’dir. Tüm TLD’ler aynı hassasiyette olmadığı için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık salarlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her TLD için bir ağırlık faktörü hesaplanır. Bu faktör ECC olarak bilinir (Aksözen vd. 2012). Her dozimetrenin kendine özgü ECC’si vardır ve her bir TLD için belirlenen ECC değeri okunan şiddet değeri ile çarpılarak okuma değeri düzeltilmiş olur. ECC değeri Eşitlik 3.1 aracılığı ile, ışınlanan TLD’lerden elde edilen ortalama şiddet değerinin kullanılan herhangi bir TLD’nin şiddet değerine oranı ile her bir dozimetre için ayrı ayrı belirlenmektedir.

$$ECC_j = \frac{\langle I \rangle}{I_j} \quad (3.1)$$

Burada;  $j = 1,2,\dots,n$  olmak üzere TLD’lerin sayısı,  $I_j$ ,  $j$  inci TLD’nin TL şiddeti ve  $\langle I \rangle$  kullanılan TLD’lerin ortalama şiddet değeri, göstermektedir.

İkinci olarak, okuyucudan alınan sayım değerlerinin (akım boyutunda) soğurulan doz birimine çevirilebilmesi için gerekli katsayı okuyucu kalibrasyon faktörü (Reading Calibration Factor-RCF) olarak tanımlanır. RCF faktörü ışınlanan TLD’lerden elde edilen ortalama şiddet değerinin verilen doz değerine bölünmesi ile bulunur (Eşitlik 3.2’de):

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

Burada,  $\langle I \rangle = \text{TLD}'\text{lerin elde edilen ortalama TL şiddetini ve } D \text{ ise verilen doz miktarını göstermektedir. Belirlenen RCF faktörü tüm TLD'ler için aynı olup; birimi sayım şiddet biriminin verilen doz birimine oranı olarak tanımlanır.}$

Bu çalışmada kullanılacak olan TLD'lerin kalibrasyonu için toplamda 40 adet dozimetre seçilmiştir. İlk önce TLD-100 kristalleri TLD fırınında, 400 °C'de 1 saat ve bunu takiben 100 °C'de 2 saat fırınlanarak tuzaklardaki elektronların boşaltılması sağlanmıştır. Ardından sıfırlanan TLD'ler aynı koşullarda 5 cm yüksekliğinde doku eşdeğeri katı su fantomu kullanılarak Lineer Hızlandırıcı cihazında, 100 cm kaynak cilt mesafesi (SSD), 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutu ve build-up noktası 6 MV enerjisine karşılık gelen 1,5cm derinliğine 49,4 cGy doz verecek şekilde ışınlanmışlardır. Işınlama işleminin ardından TLD'ler kısa yarı ömürlü piklerin silinmesi için 100 °C'de 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılarak Çizelge 3.2.1'de belirtilen okuma parametrelerinde Harshaw TLD okuyucusu ile okunmuştur. Elde edilen ışınma şiddetlerine göre TLD'lerin ortalama şiddet değerinden %2 sapmanın üzerinde olan değerler atılarak bu çalışma boyunca kullanılmak üzere toplam 21 dozimetre seçilmiştir. Seçilen bu 21 dozimetrenin vermiş oldukları TL ışınma şiddetleri birbirine çok yakın olduğu için ECC değerleri ortalama 1 olarak kabul edilip, doz değerlendirme işleminde ECC faktörü kullanılmamıştır.

**Çizelge 3.2.1** Çalışmada kullanılan TLD'lerin Harshaw 3500 TLD cihazındaki okuma parametreleri

Okuma parametreleri	Isıtma hızı	Maksimum sıcaklık	Isıtma zamanı
		10 °C/saniye	300 °C

Kalibrasyon işleminin ikinci kısmında, RCF faktörünü belirlemek için 21 dozimetre ilk kısımda kullanılan parametrelerde 49,4 cGy ışınlanmış ve ardından ön ısıtma yapılarak 21 dozimetre için TL sayım değerleri elde edilmiştir. Elde edilen sayım değerlerinin ortalaması ve verilen dozun Eşitlik 3.2'de yerine yazılması ile RCF faktörü:

Ortalama şiddet değeri  $I = 4,787762 \mu\text{C}$  ve TLD'lere verilen doz değeri  $D = 49,4\text{cGy} = 0,494 \text{ Gy}$  formülde yerine yazılıp,

$$RCF = \frac{4,787762 \mu\text{C}}{0,494 \text{ Gy}}$$

$$RCF = 9,692 \mu\text{C/Gy} \quad (3.3)$$

olarak hesaplanmıştır.

Hasta cildinin aldığı doz hesaplanırken, TLD'lerden alınan sayım değerlerinin Eşitlik 3.3'de verilen RCF faktörüne bölünmesi ile elde edilmiştir. Nihai doz değeri, gerçekleştirilen 3 ölçümün sonucunda elde edilen doz değerlerinin ortalaması alınarak bulunmuştur.



#### 4. BULGULAR

Ölçümleri alınan toplam 16 hastanın sonuçları tablolar halinde gösterilmektedir. Bunlardan 8 prostat, 1 rektum ve 1 kemik metastaz tanılı 10 hastaya (1-10 numaralı) YART tedavi tekniği uygulanmıştır. Pelvik kemik metastaz, kemik tümörü, akciğer ve kemik metastazı tanılı 6 hastaya (11-16 numaralı) ise konformal tedavi tekniği uygulanmıştır.

##### 4.1 YART Tedavi Tekniği Uygulanan Hastaların Tabloları

Çizelge 4.1.1 Hasta 1 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

1. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	65,3	68,0 ± 2,8	71,7	72,7 ± 2,6
	2.TLD	70,9		75,7	
	3.TLD	67,8		70,7	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	68,1	65,1 ± 3,5	72,9	71,1 ± 1,7
	2.TLD	65,9		70,8	
	3.TLD	61,2		69,5	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	67,3	63,5 ± 5,4	68,1	69,4 ± 1,8
	2.TLD	59,7		70,7	

**Çizelge 4.1.2** Hasta 1 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>1. HASTA</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (15x15cm<sup>2</sup>)</b>	65,5 ± 2,3	44,2
<b>Sağ Gluteus (17x17cm<sup>2</sup>)</b>	71,1 ± 1,7	37,1

Hasta 1 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.2'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,5 kat, sağ Gluteusda ise 1,9 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.3** Hasta 2 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

2. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	36,8	37,1 ± 1,1	55,2	59,8 ± 4,0
	2.TLD	38,4		61,6	
	3.TLD	36,2		62,5	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	33,0	33,3 ± 0,4	40,1	37,9 ± 2,2
	2.TLD	33,1		37,8	
	3.TLD	33,7		35,7	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	34,0	44,1 ± 10,2	34,2	29,4 ± 4,6
	2.TLD	43,9		28,9	
	3.TLD	54,4		25,1	

**Çizelge 4.1.4** Hasta 2 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

2. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (11x11cm<sup>2</sup>)</b>	38,2 ± 5,5	26,4
<b>Sağ Gluteus (11x11cm<sup>2</sup>)</b>	42,3 ± 15,7	37,7

Hasta 2 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.4'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,4 kat, sağ Gluteusda ise 1,1 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.5** Hasta 3 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>3. HASTA</b>		<b>SOL GLUTEUS</b>		<b>SAĞ GLUTEUS</b>	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	13,2	14,2 ± 1,1	14,7	14,7 ± 0,4
	2.TLD	13,9		15,1	
	3.TLD	15,4		14,3	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	13,9	14,4 ± 1,0	26,4	25,9 ± 0,6
	2.TLD	13,7		26,0	
	3.TLD	15,6		25,2	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	15,2	20,7 ± 6,4	27,9	27,4 ± 0,8
	2.TLD	19,3		27,7	
	3.TLD	27,7		26,5	

**Çizelge 4.1.6** Hasta 3 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>3. HASTA</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (8x8cm<sup>2</sup>)</b>	16,4 ± 3,7	18,1
<b>Sağ Gluteus (8x8cm<sup>2</sup>)</b>	22,6 ± 6,9	18,2

Hasta 3 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.6'da gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,1 kat azaldığı, sağ Gluteusda ise 1,2 kat arttığı gözlemlenmiştir.

**Çizelge 4.1.7** Hasta 4 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

4. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	48,5	42,0 ± 6,6	51,4	45,7 ± 5,0
	2.TLD	35,4		43,8	
	3.TLD	42,1		42,0	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	44,5	49,0 ± 4,0	26,5	26,0 ± 1,5
	2.TLD	50,3		27,2	
	3.TLD	52,2		24,3	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	56,5	53,3 ± 4,5	29,2	36,5 ± 6,5
	2.TLD	55,3		38,6	
	3.TLD	48,1		41,7	

**Çizelge 4.1.8** Hasta 4 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

4. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (14x14cm<sup>2</sup>)</b>	48,1 ± 5,7	38,8
<b>Sağ Gluteus (14x14cm<sup>2</sup>)</b>	36,1 ± 9,9	15,3

Hasta 4 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.8'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,2 kat, sağ Gluteusda ise 2,4 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.9** Hasta 5 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

5. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	32,5	43,1 ± 9,2	12,1	23,9 ± 13,0
	2.TLD	49,0		21,8	
	3.TLD	47,8		37,8	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	49,0	48,5 ± 2,1		33,8 ± 10,0
	2.TLD	46,2		23,2	
	3.TLD	50,2		44,4	

**Çizelge 4.1.10** Hasta 5 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

5. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (9x9cm<sup>2</sup>)</b>	45,8 ± 3,8	24,9
<b>Sağ Gluteus (9x9cm<sup>2</sup>)</b>	28,9 ± 7,0	27,3

Hasta 5 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.10'da gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,8 kat, sağ Gluteusda ise 1,1 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.11** Hasta 6 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

6. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	35,3	37,8 ± 3,7	47,4	45,9 ± 1,7
	2.TLD	36,0		46,4	
	3.TLD	42,1		44,0	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	34,3	36,7 ± 2,6	48,6	47,0 ± 1,4
	2.TLD	36,4		46,6	
	3.TLD	39,5		45,8	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	36,0	41,4 ± 6,2	49,5	47,9 ± 2,3
	2.TLD	40,1		49,1	
	3.TLD	48,1		45,3	

**Çizelge 4.1.12** Hasta 6 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

6. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (11x11cm<sup>2</sup>)</b>	38,6 ± 2,4	31,4
<b>Sağ Gluteus (10x10cm<sup>2</sup>)</b>	47,0 ± 1,0	30,2

Hasta 6 için prostat tansında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.12'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,2 kat, sağ Gluteusda ise 1,6 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.13** Hasta 7 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

7. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	46,3	46,3 ± 0,3	58,2	55,2 ± 3,4
	2.TLD	46,5		56	
	3.TLD	46,0		51,5	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	52,7	56,3 ± 3,5	63,5	61,8 ± 1,4
	2.TLD	59,6		61,1	
	3.TLD	56,6		60,9	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	43,2	49,7 ± 6,8	58,1	58,4 ± 0,8
	2.TLD	49,1		59,3	
	3.TLD	56,8		57,7	

**Çizelge 4.1.14** Hasta 7 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

7. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (16x16cm<sup>2</sup>)</b>	50,8 ± 5,1	54,5
<b>Sağ Gluteus (15x15cm<sup>2</sup>)</b>	58,5 ± 3,3	52,8

Hasta 7 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.14'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,1 kat azaldığı, sağ Gluteusda ise 1,1 kat arttığı gözlenmiştir.



**Çizelge 4.1.15** Hasta 8 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

8. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	20,3	20,8 ± 0,5	25,6	25,6 ± 0,4
	2.TLD	21,3		25,9	
	3.TLD	20,7		25,2	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	35,0	35,0 ± 0,6	27,1	26,1 ± 1,0
	2.TLD	35,6		25,2	
	3.TLD	34,4		26,1	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	30,2	29,3 ± 1,2	25,8	23,8 ± 2,4
	2.TLD	29,8		24,4	
	3.TLD	28,0		21,2	

**Çizelge 4.1.16** Hasta 8 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

8. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (8x8cm<sup>2</sup>)</b>	28,4 ± 7,2	17,4
<b>Sağ Gluteus (8x8cm<sup>2</sup>)</b>	25,2 ± 1,2	24,0

Hasta 8 için prostat tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.16'da gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,6 kat, sağ Gluteusda ise 1,1 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.17** Hasta 9 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

9. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	49,0	46,9 ± 1,9	83,6	82,5 ± 2,6
	2.TLD	45,7		84,4	
	3.TLD	45,9		79,6	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	78,4	77,9 ± 1,4	93,7	91,9 ± 1,5
	2.TLD	76,4		91,2	
	3.TLD	79,0		90,9	

**Çizelge 4.1.18** Hasta 9 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

9. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus (19x19cm<sup>2</sup>)</b>	62,4 ± 17,1	71,5
<b>Sağ Gluteus (20x20cm<sup>2</sup>)</b>	87,2 ± 6,6	74,8

Hasta 9 için rektum tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.18'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,1 kat azaldığı, sağ Gluteusda ise 1,2 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.1.19** Hasta 10 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

10. HASTA		SOL GLUTEUS		SAĞ GLUTEUS	
		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma	TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
1. ÖLÇÜM	1.TLD	65,5	70,5 ± 7,5	67,2	69,3 ± 2,3
	2.TLD	66,9		69,0	
	3.TLD	79,2		71,8	
2. ÖLÇÜM	1.TLD	78,4	79,5 ± 3,9	82,4	84,4 ± 3,3
	2.TLD	83,8		82,6	
	3.TLD	76,2		88,2	
3. ÖLÇÜM	1.TLD	66,6	70,2 ± 3,4	71,0	70,6 ± 0,8
	2.TLD	73,2		69,6	
	3.TLD	70,9		71,1	

**Çizelge 4.1.20** Hasta 10 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

10. HASTA	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>Sol Gluteus</b> (17x17cm <sup>2</sup> )	73,4 ± 5,2	46,3
<b>Sağ Gluteus</b> (16x16cm <sup>2</sup> )	74,8 ± 8,4	50,6

Hasta 10 için kemik metastaz tanısında YART tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.1.20'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu doz değerlerinin sol Gluteusda 1,6 kat, sağ Gluteusda ise 1,5 kat arttığı gözlenmiştir.

## 4.2 Konformal Tedavi Tekniği Uygulanan Hastaların Tabloları

**Çizelge 4.2.1** Hasta 11 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>11. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	351,8	349,3 ± 2,8
	2.TLD	349,8	
	3.TLD	346,2	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	394,0	381,1 ± 11,5
	2.TLD	377,2	
	3.TLD	372,0	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	363,9	367,8 ± 3,4
	2.TLD	370,2	
	3.TLD	369,3	

**Çizelge 4.2.2** Hasta 11 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>11. HASTA</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
<b>(16x16cm<sup>2</sup>)</b>	366,0 ± 16,0	141,4

Hasta 11 için pelvik kemik metastaz tanısında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.2'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değeri olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 2,6 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.2.3** Hasta 12 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>12. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	179,0	179,9 ± 0,8
	2.TLD	180,6	
	3.TLD	180,1	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	173,4	168,1 ± 6,3
	2.TLD	169,9	
	3.TLD	161,1	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	178,9	176,7 ± 2,4
	2.TLD	174,2	
	3.TLD	177,1	

**Çizelge 4.2.4** Hasta 12 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>12. HASTA (19x19cm<sup>2</sup>)</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
	174,9 ± 6,1	117,0

Hasta 12 için kemik tümörü tanısında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.4'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 1,5 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.2.5** Hasta 13 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>13. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama $\pm$ Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	194,3	194,2 $\pm$ 2,5
	2.TLD	191,6	
	3.TLD	196,6	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	133,0	168,1 $\pm$ 30,4
	2.TLD	185,8	
	3.TLD	185,5	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	182,8	181,8 $\pm$ 4,3
	2.TLD	177,1	
	3.TLD	185,5	

**Çizelge 4.2.6** Hasta 13 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>13. HASTA</b> <b>(15x15cm<sup>2</sup>)</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
	181,4 $\pm$ 13,0	115,2

Hasta 13 için akciğer tamsında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.6'da gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 1,6 kat arttığı gözlenmiştir.

**Çizelge 4.2.7** Hasta 14 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>14. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	283,9	287,9 ± 5,5
	2.TLD	285,7	
	3.TLD	294,2	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	115,0	117,4 ± 3,6
	2.TLD	121,5	
	3.TLD	115,6	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	210,4	243,9 ± 32,9
	2.TLD	245,0	
	3.TLD	276,2	

**Çizelge 4.2.8** Hasta 14 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>14. HASTA (15x15cm<sup>2</sup>)</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
	216,4 ± 88,5	144,4

Hasta 14 için kemik metastaz tanısında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.8'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 1,5 kat arttığı gözlemlenmiştir.

**Çizelge 4.2.9** Hasta 15 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>15. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	331,4	329,9 ± 9,7
	2.TLD	338,8	
	3.TLD	319,6	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	339,9	337,2 ± 2,4
	2.TLD	336,6	
	3.TLD	335,2	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	349,2	344,2 ± 15,3
	2.TLD	356,4	
	3.TLD	327,1	

**Çizelge 4.2.10** Hasta 15 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>15. HASTA (16x16cm<sup>2</sup>)</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
	337,1 ± 7,2	141,8

Hasta 15 için kemik metastaz tanısında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.10'da gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 2,4 kat arttığı gözlenmiştir.



**Çizelge 4.2.11** Hasta 16 için TLD ile yapılan ölçümler sonucu okunan doz değerleri (cGy)

<b>16. HASTA</b>		TLD okuma değerleri (cGy)	Ortalama ± Standart Sapma
<b>1. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	39,8	126,6 ± 109,8
	2.TLD	89,9	
	3.TLD	250,0	
<b>2. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	334,1	327,6 ± 6,1
	2.TLD	326,5	
	3.TLD	322,1	
<b>3. ÖLÇÜM</b>	1.TLD	349,2	356,0 ± 6,1
	2.TLD	357,8	
	3.TLD	361,0	

**Çizelge 4.2.12** Hasta 16 için ölçülen doz değerlerinin ortalama verileri (cGy)

<b>16. HASTA</b> <b>(13x13cm<sup>2</sup>)</b>	TLD'lerin ortalama okuma değeri (cGy)	TPS'de okunan cilt dozu değeri (cGy)
	270,0 ± 125,1	196,3

Hasta 16 için kemik metastaz tanısında konformal tekniği kullanılarak TLD ile yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ile TPS'de okunan cilt dozu değerleri Çizelge 4.2.12'de gösterilmiştir. TPS üzerinde okunan cilt doz değeri referans değer olarak kabul edilirse, TLD ile yapılan ölçüm sonucu cilt doz değerinin 1,4 kat arttığı gözlenmiştir.

### 4.3 Ölçümlerin alan boyutlarına göre değerlendirilmesi

**Çizelge 4.3.1** Alan boyutu  $\leq 11 \times 11$  cm<sup>2</sup> olan YART tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları

<b>Alan Boyutu (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>TPS Değeri (cGy)</b>	<b>TLD Değeri (cGy)</b>	<b>Oran</b>
<b>8x8</b>	17,4	28,4 ± 7,2	1,6
<b>8x8</b>	24,0	25,2 ± 1,2	1,1
<b>8x8</b>	18,1	16,4 ± 3,7	1,1 azalma
<b>8x8</b>	18,2	22,6 ± 6,9	1,2
<b>9x9</b>	24,9	45,8 ± 3,8	1,8
<b>9x9</b>	27,3	28,9 ± 7,0	1,1
<b>10x10</b>	30,2	47,0 ± 1,0	1,6
<b>11x11</b>	31,4	38,6 ± 2,4	1,2
<b>11x11</b>	26,4	38,2 ± 5,5	1,4
<b>11x11</b>	37,7	42,3 ± 15,7	1,1

YART tedavi tekniğinde  $\leq 11 \times 11$  cm<sup>2</sup> alan boyutları için TLD ile alınan ölçüm sonuçları TPS'de okunan değerlere göre ortalama 1,3 kat yani %30 artış göstermektedir.

**Çizelge 4.3.2** Alan boyutu > 11x11 cm<sup>2</sup> olan YART tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları

Alan Boyutu (cm <sup>2</sup> )	TPS Değeri (cGy)	TLD değeri (cGy)	Oran
14x14	38,8	48,1 ± 5,7	1,2
14x14	15,3	36,1 ± 9,9	2,4
15x15	44,2	65,5 ± 2,3	1,5
15x15	52,8	58,5 ± 3,3	1,1
16x16	50,6	74,8 ± 8,4	1,5
16x16	54,5	50,8 ± 5,1	1,1 azalma
17x17	37,1	71,1 ± 1,7	1,9
17x17	46,3	73,4 ± 5,2	1,6
19x19	71,5	62,4 ± 17,1	1,1 azalma
20x20	74,8	87,2 ± 6,6	1,1

YART tedavi tekniğinde > 11x11 cm<sup>2</sup> alan boyutları için TLD ile alınan ölçüm sonuçları TPS’de okunan değerlere göre ortalama 1,3 kat yani %30 artış göstermektedir.

**Çizelge 4.3.3** Alan boyutu > 11x11 cm<sup>2</sup> olan konformal tedavi tekniği uygulanan hastaların ortalama verilerinin oranları

Alan Boyutu (cm <sup>2</sup> )	TPS Değeri (cGy)	TLD değeri (cGy)	Oran
13x13	196,3	270,0 ± 125,1	1,4
15x15	144,4	216,4 ± 88,5	1,5
15x15	115,2	181,4 ± 13,0	1,6
16x16	141,8	337,1 ± 7,2	2,4
16x16	141,4	366,0 ± 16,0	2,6
19x19	117,0	174,9 ± 6,1	1,5

Konformal tedavi tekniğinde > 11x11 cm<sup>2</sup> alan boyutları için TLD ile alınan ölçüm sonuçları TPS’de okunan değerlere göre ortalama 1,8 kat yani %80 artış göstermektedir.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Hasta ile ışın demeti arasına yerleştirilen herhangi bir materyal cilt dozunu arttırabilir. Özellikle posterior, posterior-oblik ve çok sayıda ışın demeti kullanılarak yapılan tedavilerde hasta tedavi masası cilt dozunu önemli ölçüde arttırabilmektedir. Bu çalışmada, radyoterapide kullanılan karbon fiber masanın posterior ve posterior-oblik alanlar kullanıldığı durumlarda cilt dozuna olan etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

Yüksek enerjili fotonların radyoterapide kullanılması, daha homojen doz dağılımlarının yanı sıra cilt koruyucu etki olarak bilinen yüzey dozlarında büyük oranda azalmaya neden olmuştur. Kaynak cilt mesafesi, alan boyutunun artması ya da tedavi masası gibi ek malzemelerin ışın alanına girmesi sonucu hasta yüzeyinde oluşabilecek elektron kontaminasyonları bu etkiyi değiştirebilmektedir (Kim vd. 1998). Fraksiyonlarına ayrılmış hedef hacme radyoterapide yeterli radyasyon dozunun sağlanması için hasta setup'ında yüksek hassasiyet gerekmektedir. Kliniklerde genelde sabitleyici olarak, karbon fiber ve termoplastik malzemeler gibi düşük yoğunluğa sahip, dozu önemli derecede değiştirmeden tedaviyi mümkün kılan malzemeler tercih edilmektedir. Yüksek enerjili foton ışınlarının yüzey doz ölçümlerinde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlar paralel plak iyon odaları, TLD, MOSFET ve Radyokromik filmler olarak sıralanabilir. Çeşitli çalışmalar, immobilizasyon araçlarından ve karbon fiber masadan kaynaklanan bolus etkisini bildirmiştir. Lee ve arkadaşları (2009), prone (yüz üstü) pozisyonunda 11 prostat kanserli olguya TPS'de karbon fiber masa tanımlı ve tanımlı olmadığı durumda belirlenen cilt dozları ve TLD ile alınan ölçüm sonuçları arasında karşılaştırma yapmışlardır. YART tedavi tekniği kullanılarak ciltte soğurulan dozu ölçmek için her iki inguinal (kasık) bölgeye 4'er TLD yerleştirilip alınan ölçüm sonuçlarını TPS ile karşılaştırmışlardır. Masanın tanımlı olmadığı durumda, TPS ve TLD ile alınan ölçüm sonucu sol inguinal için, sırasıyla  $28,7 \pm 4,7$  cGy ve  $59,5 \pm 9,5$  cGy olduğunu, sağ inguinal için ise sırasıyla  $26,2 \pm 4,3$  cGy ve  $55,6 \pm 5,9$  cGy olduğunu tespit etmişler. Masanın tanımlı olduğu durumda ise alınan ölçüm değerlerinin karşılaştırılmasında anlamlı farklılık bulmamışlardır (Lee vd. 2009).

Yaptığımız çalışmada, supine (sırt üstü) pozisyonunda 8 prostat, 1 rektum ve 1 kemik metastazı tanısı olan 10 hastaya YART tedavi tekniği uygulanmıştır. Sol ve sağ gluteus bölgesine yerleştirilen TLD'ler ile alınan ortalama ölçüm sonuçları ve TPS'de masanın

tanımlı olmadığı durumda belirlenen cilt dozu ile arasında karşılaştırma yapılmıştır. Sol gluteus için, TPS’de okunan ortalama cilt dozu  $37,4 \pm 17,2$  cGy iken TLD ile alınan ölçümler sonucu elde edilen ortalama değer  $46,8 \pm 17,4$  cGy olup karbon fiber masanın 1,3 kat bir artışa, sağ gluteus için ise sırasıyla  $36,8 \pm 18,2$  cGy ve  $49,4 \pm 22,6$  cGy olduğu ve 1,3 kat bir artışa sebep olduğu belirlenmiştir.

Butson ve arkadaşları (2001), karbon fiber ve tenis raketi masası ile iki farklı tedavi masasının yüzey dozlarına olan etkisini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar çalışmalarında, 6 MV X-ışını, SSD 100 cm’de,  $10 \times 10 \text{cm}^2$  ile  $40 \times 40 \text{cm}^2$  arasında değişen alan boyutlarında Gafchromic film kullanarak ölçüm sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, karbon fiber ve tenis raketi masalarının sırasıyla bazal katmandaki dozları %51 ve %28, dermal katmanın %30 ve %24 oranında arttığını belirlemişlerdir. Karbon fiber malzemesi tenis raketi masasına göre daha sert ve dayanıklı olsa bile, fotonların tedavi masası ile etkileşime girdiğinde yüzey dozunun büyük ölçüde arttığını gözlemlemişlerdir (Butson vd. 2001).

Sedaghatian ve arkadaşları (2017), yapmış olduğu çalışmada, karbon fiber tedavi masasının hasta ve ışın demeti arasına girmediği  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  ve  $90^\circ$  gantry açılarındaki ölçümler almışlardır. Ölçümler silindirik iyon odası ve silindirik fantom kullanılarak  $5 \times 5 \text{cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{cm}^2$  ve  $20 \times 20 \text{cm}^2$  alan boyutlarında 6 ve 18 MV’de yapılmıştır. Daha sonra masanın zayıflatıcı etkisini bulmak için izomerkez etrafında  $90^\circ$  ve  $180^\circ$  gantry açıları arasında her  $10^\circ$ ’de ölçümler alınmıştır. Build-up bölgesi ölçümleri ise katı su fantomunda paralel plakalı iyon odası kullanılarak  $10 \times 10 \text{cm}^2$  ve  $20 \times 20 \text{cm}^2$  alan boyutlarında  $0^\circ$  ve  $180^\circ$  de ölçümler almışlardır. Sonuç olarak, tedavi masasının radyasyon zayıflatma etkisi 6 ve 18 MV ile 3 farklı alan boyutunda alınan ölçümler sonucunda en büyük radyasyon zayıflatması 6 MV’lik foton enerjisi kullanılarak gantry  $130^\circ$ ’de  $5 \times 5 \text{cm}^2$  alan boyutunda %5,95 olarak belirlenmiştir. Build-up bölgesi ise 6 MV’lik foton enerjisi kullanılarak  $10 \times 10 \text{cm}^2$  alan boyutunda 14 mm’den 7 mm’ye azaldığını gözlemlemişlerdir (Sedaghatian vd. 2017).

Diğer bir çalışma, Higgins ve arkadaşları (2001), 8 MV X-ışını kullanarak farklı alan boyutlarında karbon fiber masanın yüzey dozuna olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre  $10 \times 10 \text{cm}^2$  açık alanda yüzey dozu %18, karbon fiber alan içine girdiği zaman %68,  $25 \times 25 \text{cm}^2$  açık alanda yüzey dozu %33, karbon fiber alan

içindeyken %79, 40x40cm<sup>2</sup> açık alanda yüzey dozu %42 iken, karbon fiber alan içindeyken %82 olduğunu belirlemişlerdir. Yapılan çalışmanın sonucunda maksimum doz noktası alan boyutu arttıkça cilde doğru yaklaştığını saptamışlar ve karbon fiber masanın cilt dozuna etkisinin büyük oranda olduğunu belirlemişlerdir (Higgins vd. 2001).

Meydancı ve arkadaşları (2008), Markus paralel plakalı iyon odası kullanarak yüzey ve maksimum doz bölgesinde karbon fiber masadan kaynaklı doz değişimini incelemişlerdir. Çalışmalarında gantry 0° ve 180° konumlarına getirilip, SSD 100 cm olarak ayarlanmıştır. Sırasıyla 2x2cm<sup>2</sup>, 3x3cm<sup>2</sup>, 4x4cm<sup>2</sup>, 5x5cm<sup>2</sup>, 10x10cm<sup>2</sup>, 25x25cm<sup>2</sup> ve 40x40cm<sup>2</sup> kolimatör açıklıklarında 6 ve 18 MV foton enerjileriyle maksimum doz bölgesi ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre build-up ve yüzey dozları küçük alanlar hariç alan boyutunun ve ışın enerjisinin artması ile artar. Alan boyutu 5x5cm<sup>2</sup>'den 40x40cm<sup>2</sup>'ye kadar yüzey dozunun, 6 MV için %10'dan %42'ye ve 18 MV için %6'dan %40'a yükseldiğini bulmuşlardır. Her iki foton enerjisi için alan boyutu ile yüzey dozu artışının, düzleştirici filtre, kolimatörler ve fantom yüzeyinden kaynaklanmakta olduğunu belirtmişlerdir. Karbon fiber masa fantomla radyasyon demeti arasındayken, 6 ve 18 MV' de 5x5cm<sup>2</sup> den daha küçük alan boyutları için yüzey dozu sırasıyla %7,5'den %63'e ve %4'den %43'e yükselmiştir. Karbon fiber masanın maksimum doz noktasına etkisi ise 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutu için 15 mm olan 6 MV foton ışınında 10 mm olarak bulunmuştur. Benzer şekilde 18 MV'lik foton enerjisinin maksimum doz noktası da 30 mm'den 21 mm'ye kaydığını bulmuşlardır (Meydancı vd. 2008).

Yapılan çalışmaların çoğu fantom üzerinde yapılan deneysel dozimetrik çalışmalardır. Bu çalışmalar teorik olarak direkt arkadan (180°) verilen demetlerde radyasyon azalımının olduğunu ve arka oblik alanlarda bu etkinin, açığa bağlı olarak radyasyonun kat ettiği masa uzunluğu ve geçirgenliğinden etkilendiğini vurgulamaktadır (McCormack vd. 2005). Higgins ve arkadaşlarının da (2001) belirttiği gibi karbon fiber masa minimal bir soğurmaya neden olsa da yüzey dozunda artışa neden olmaktadır (Higgins vd. 2001).

Yüzey dozunu etkileyen saçılma ve soğurulmadaki tutarsızlık, 0-70° arasında farklı oblik alanlardan verilen demetlerle açıklanmaktadır (McCormack vd. 2005). Özellikle saçılma, masa ile izomerkez arası mesafe arttıkça daha az tespit edilecektir. Bu çalışmaların klinik yansımaları sadece öngörü şeklindedir. McCormack ve arkadaşları (2005) yaptıkları deneysel çalışmayı sırtta sarkomlu bir çocuk hastanın tedavi planlamasına uygulamışlar

ve deneyselden daha az oranda soğurma oranları tespit edilmiştir. Tedavi planlamasında kullanılan oblik alanların sayısı ve yönünün bunda etkili olduğunu vurgulamışlardır (McCormack vd. 2005).

Bizim çalışmamızda ise omuz bölgesinde kemik tümörü tanısı ile tedavi edilen 16 numaralı hastamızın sonuçlarına bakılacak olursa, konformal tedavi planlarında alan boyutu arttıkça saçılmalardan kaynaklı cilt dozunda artış gözlemlenirken, bu hastamızın alan boyutu (19x19cm<sup>2</sup>) oldukça büyük olmasına rağmen cilt dozunda beklenen artış gözlemlenmemiştir. Beklenen artışın gözlenmemesindeki sebep ise hastanın pozisyonlanmasından kaynaklı omuz bölgesi ile masa arasında hava boşluğunun kalması sonucu cildin saçılmalardan daha az etkilenmiş olmasıdır. Bu hasta dışında ölçümü alınan hiçbir hasta tedavi masası ile cilt arasında hava boşluğu kalacak şekilde pozisyonlanmamıştır.

Bunun yanı sıra çalışmamızda YART tedavi tekniği uygulanan hastalardan 3 tanesinin, TLD ile alınan ölçüm sonuçlarında beklenenin aksine 1,1 kat azalma saptanmıştır. AAPM Task Group 176'da birçok yazar yüzey doz ölçümlerinin alınmasının oldukça zor olduğundan bahsetmektedir (Olch 2014). Çalışmanın zor olması ve hasta bazlı bir çalışma olmasından kaynaklı random hatalar meydana gelebileceğinden belirli ölçüm sonuçlarımızda azalmalar gözlemlenmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmada, konformal tedavi tekniği farklı lokalizasyonda tümör yerleşimi olan 6 hastaya uygulanmış ve TLD'ler tek bir bölgeye yerleştirilmiştir. TPS ve TLD ile alınan ölçüm sonuçlarının ortalamaları sırasıyla 142,7 ± 29,3 cGy ve 257,6 ± 80,7 cGy olarak ölçülen doz değerlerinin arasında 1,8 kat farklılık olduğu belirlenmiştir.

AAPM Task Group 176 immobilizasyon ve tedavi masasının dozimetrik etkisini belirten raporunda çeşitli yazarların 6 MV foton 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutunda 0-0,5cm derinlikte yüzey dozunun %13'den %83'e kadar arttığını bildirmişlerdir. Bu raporda tedavi masasının TPS sistemine modellenmesinin önemi vurgulanmıştır (Olch 2014).

Yapılan çalışmaların çoğu fantom üzerinde yapılmış dozimetrik çalışmalardır. Bizim çalışmamız gerçek hasta planlarında rutin kullanılan tedavi alanlarında direkt cilt dozu ölçümünün TPS ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi ile bu konuda önemli bir katkı sağlamaktadır.

Bu çalışmaya ışık tutan daha önce Ankara ONKO Onkoloji Merkezi'nde Kara ve arkadaşlarının yapmış olduğu dozimetrik çalışmada ise Siemens Artiste ve Elekta Synergy için karbon fiber masanın radyasyon zayıflama ve yüzey dozu değişiklikleri araştırılmıştır. Karbon fiber masanın radyasyon zayıflama (soğurma) etkisini, 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutu için katı su fantomunun merkezine yerleştirilen farmer type iyon odası ile 180° ve çeşitli açılarda incelemişlerdir. Daha sonra Siemens ve Elekta karbon fiber tedavi masaları için ayrı ayrı 10x10cm<sup>2</sup> alan boyutunda katı su fantomu ve iyon odası kullanılarak doku maksimum oranı eğrisi (TMR)'ni oluşturmuşlardır. Bu ölçümleri hem tedavi masaları hem de tüm enerjiler için tekrarlamışlardır (Siemens için 6 ve 15 MV, Elekta için ise 6 ve 18 MV). Siemens karbon fiber tedavi masası için ölçülen zayıflama etkisini, 6 MV için %0,15-%2 ve 15 MV için %0,1-%0,9 arasında belirlemişlerdir. Çalışmalarında TMR eğrileri, karbon fiber tedavi masasının build-up eğrisini fantomun yüzeyine doğru kaydırıldığını göstermektedir. Özellikle 6 MV'de giriş dozu anlamlı bir şekilde artmaktadır. Siemens tedavi masası için 10x10cm<sup>2</sup>'lik alan boyutunda cilt dozunun, TPS'de okunan doza göre yaklaşık 6 kat arttığını gözlemlemişlerdir (Bu çalışma yayın aşamasındadır).

Sonuç olarak, hasta ile radyasyon demeti arasında bulunan tedavi masasının ciltte önemli miktarda doz artışına sebep olduğu görülmektedir. Tedavi masası, alan boyutuna bağlı olarak cilt koruyucu etkiyi büyük oranda değiştirdiği görülmektedir. Alan boyutunun artması ve radyasyon demeti ile hasta arasına tedavi masasının girmesi sonucu yüzeyde oluşan sekonder elektronlar, cilt dozunun artmasına sebep olmaktadır. Cilt dozunda alan boyutundan kaynaklı bu artış konformal tedavi tekniği uygulanan hastalarda gözlemlenirken, YART tedavi tekniği uygulanan hastalarda alan boyutu ile orantılı bir artış gözlemlenmemiştir. YART tedavi tekniğinde, açılan tek bir radyasyon alanı içinde en az 5 segment ışın alanı oluşmaktadır. TPS tarafından belirlenen segmentlerin bir kısmı direkt olarak TLD ile etkileşime girmediğinden, okunan değerlerde artış gözlemlenmemiş olabilir. Bu yüzden YART tedavi tekniğinde cilt dozunun alan boyutu ile orantılı olduğunu söyleyemeyiz.



Yaptığımız çalışmada, supine pozisyonunda 10 hastaya YART tedavi tekniği 6 hastaya ise Konformal tedavi tekniği uygulanmıştır. YART tekniği uygulanan hastalarda sol ve sağ gluteuslara TLD'ler yerleştirilip ölçümler alınmıştır. Ölçümlerin sonucunda TLD'ler ile alınan ortalama ölçüm sonuçları ve TPS'de masanın tanımlı olmadığı durumda belirlenen cilt dozu değerleri arasında karşılaştırma yapılmıştır. Sol gluteus için, TPS'de okunan ortalama cilt dozu  $37,4 \pm 17,2$  cGy iken TLD ile alınan ölçümler sonucu elde edilen ortalama değer  $46,8 \pm 17,4$  cGy olup karbon fiber masanın cilt dozunda 1,3 kat yani %30 artışa, sağ gluteus için ise sırasıyla  $36,8 \pm 18,2$  cGy ve  $49,4 \pm 22,6$  cGy olduğu ve 1,3 kat yani %30 artışa sebep olduğu belirlenmiştir. Konformal tedavi tekniği uygulanan 6 hastada ise TPS ve TLD ile alınan ortalama ölçüm sonuçları sırasıyla  $142,7 \pm 29,3$  cGy ve  $257,6 \pm 80,7$  cGy olarak belirlenmiştir ve bunun sonucunda TPS ve TLD ölçüm sonuçlarına göre karbon fiber tedavi masasının cilt dozunda 1,8 kat yani %80 artışa sebep olduğu gözlemlenmiştir.

Karbon fiber tedavi masasının yüzey dozunda sebep olacağı olası artışların öngörülmesi için masanın TPS'ne tanımlanması ile daha doğru doz hesaplamasının sağlanacağını düşünmekteyiz.

## 6. KAYNAKLAR

- Aksözen, MT., Yaray, K., Menteş, S., Gündoğ, M., Eroğlu, C. 2012. LiF termoluminesans dozimetrelerin gama ışınları ile kalibrasyonu, Türk Onkoloji Dergisi, 27(1); 24-28.
- Archambeau, JO., Pezner, R., Wasserman, T. 1995. Pathophysiology of irradiated skin and breast. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 31(5); 1171-1185.
- Azorín Nieto, J. 2004. Thermoluminescence dosimetry (TLD) and its application in medical physics. In AIP Conference Proceedings, 724(1), 20-27 s.
- Berni, D., Gori, C., Lazzari, B., Mazzocchi, S., Rossi, F., Zatelli, G. 2002. Use of TLD in evaluating diagnostic reference levels for some radiological examinations, Radiation protection dosimetry, 101(1-4), 411-413.
- Bos, AJJ. 2001. High sensitivity thermoluminescence dosimetry, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 184(1), 3-28.
- Bos, AJJ. 2007. Theory of thermoluminescence. Radiation Measurements, 41, 45-56.
- Brady, LW., Heilmann, HP., Molls, M. 2006. New technologies in radiation oncology. 167-169 s., Springer Verlag Berlin Heidelberg.
- Butson, MJ., Cheung, T., Peter, KN., Webb, B. 2001. Variations in skin dose associated with linac bed material at 6 MV x-ray energy. Physics in medicine and biology, 47(1), 25-30.
- Daniels, F., Boyd, CA., Saunders, DF. 1953. Thermoluminescence as a research tool. Science, 117(3040), 343.
- De Ost, B., Vanregemorter, J., Schaeken, B., Van den Weyngaert, D. 1997. The effect of carbon fibre inserts on the build-up and attenuation of high energy photon beams, Radiotherapy and oncology, 45(3), 275-277.
- Furetta, C. 2003. Handbook of Thermoluminescence. World Scientific Publishing Co Pte. Ltd., 206-207 s, Singapore.
- Hendee, WR., Pawlicki, T., Scanderbeg, DJ., Starkschall G. 2016. Hendee's Radiation Therapy Physics, 4th Edition, 16-27 s.

- Hernández Masgrau, V. 2013. Optimization of field matching in external photon beam radiation therapy. Ph.D. in Nuclear and Ionizing Radiation Engineering, 4 s, Barcelona.
- Higgins, DM., Whitehurst, P., Morgan, AM. 2001. The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. *Medical Dosimetry*, 26(3), 251-254.
- Hoppe, BS., Laser, B., Kowalski, AV., Fontenla, SC., Pena-Greenberg, E., Yorke, ED., Rosenzweig, KE. 2008. Acute skin toxicity following stereotactic body radiation therapy for stage I non-small-cell lung cancer: who's at risk?. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 72(5), 1283-1286.
- ICRU 50, 1993. The International Commission on Radiation Units and Measurements Report 50 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy.
- ICRU 62, 1993. The International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy.
- ICRU 83, 2010. The International Commission on Radiation Units and Measurements Modulated Radiation Therapy (IMRT).
- Karlsdóttir, Á. 2009. Radiation therapy combined with hormone treatment for primary prostate cancer. Dissertation for the degree philosophiae doctor (PhD) at the University of Bergen, 26 s, Norway
- Karzmark, CJ., Morton, RJ. 1998. A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy: CJ Karzmark, Robert J. Morton. *Medical Physics*. 5-15 s.
- Khan, FM. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*. USA, 3rd Edition, 46 s.
- Khan, FM., Gibbons, JP. 2014. *Khan's The Physics of Radiation Therapy*, 5th Edition, Lippincott Williams and Wilkins, 62-69 s, Philadelphia.
- Kim, S., Liu, CR., Zhu, TC., Palta, JR. 1998. Photon beam skin dose analyses for different clinical setups. *Medical physics*, 25(6), 860-866.
- Klein, EE., Esthappan, J., Li, Z. 2003. Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 4(1), 1-7.

- Kry, SF., Smith, SA., Weathers, R., Stovall, M. 2012 Skin dose during radiotherapy: a summary and general estimation technique. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 13, 20–34.
- Lee, KW., Wu, JK., Jeng, SC., Liu, YWH., Cheng, JCH. 2009. Skin dose impact from vacuum immobilization device and carbon fiber couch in intensity modulated radiation therapy for prostate cancer. *Medical Dosimetry*, 34(3), 228-232.
- Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, JC. 2007. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice.* 197-241 s.
- McCormack, S., Diffey, J., Morgan, A. 2005. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Medical physics*, 32(2), 483-487.
- McKeever, SWS. 1985. *Thermoluminescence of solids.* Cambridge University Press, 218-220 s, Cambridge.
- Meara, SJ., Langmack, KA. 1998. An investigation into the use of carbon fibre for megavoltage radiotherapy applications. *Physics in medicine and biology*, 43(5), 1359.
- Meriç, N. 1996. Monte Carlo hesaplarının saçılma kesri ve doz ölçümlerine uygulanması, Ankara Üniversitesi Fizik Anabilim Dalı, 23-26 s, Doktora Tezi, Ankara.
- Meydanci, TP., Kemikler, G. 2008. Effect of a carbon fiber tabletop on the surface dose and attenuation for high-energy photon beams. *Radiation medicine*, 26(9), 539-544.
- Njeh, CF., Raines, TW., Saunders, MW. 2009. Determination of the photon beam attenuation by the BrainLAB imaging couch: angular and field size dependence. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10(3), 16-27.
- Olch, AJ., Gerig, L., Li, H., Mihaylov, I., Morgan, A. 2014. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176, *Medical physics*, 41(6).
- Podgorsak, E. 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers Students*, 1st Edition. IAEA Press, 136-139 s and 170-172 s, Vienna.
- Poppe, B., Chofor, N., Rühmann, A., Kunth, W., Djouguela, A., Kollhoff, R., Willborn, KC. 2007. The effect of a carbon-fiber couch on the depth-dose curves and

transmission properties for megavoltage photon beams. *Strahlentherapie und Onkologie*, 183(1), 43-48.

Ravikumar, M., Ravichandran, R. 2000. Dose measurements in the build-up region for the photon beams from Clinac-1800 dual energy medical linear accelerator. *Strahlentherapie und Onkologie*, 176(5), 223-228.

Sedaghatian, T., Momennezhad, M., Rasta, S. H., Makhdoomi, Y., & Abdollahian, S. 2017. An Update of Couch Effect on the Attenuation of Megavoltage Radiotherapy Beam and the Variation of Absorbed Dose in the Build-up Region. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 7(3), 279.

Verhey, LJ. 1999. Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems. In *Seminars in Radiation Oncology* 9(1), 78-98 s. WB Saunders.

Vieira, SC., Kaatee, RS., Dirkx, ML., Heijmen, BJ. 2003. Two-dimensional measurement of photon beam attenuation by the treatment couch and immobilization devices using an electronic portal imaging device. *Medical physics*, 30(11), 2981-2987.

Wong Mei Mei, S. 2011. A dosimetric skin study on postmastectomy breast cancer patients undergoing radiation therapy, The National University Of Singapore, 20 s, Doctoral dissertation.

[www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3](http://www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3); Erişim tarihi 24/08/2017

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Burcu GERÇEK

Doğum Yeri : Erzincan

Doğum Tarihi : 21.03.1990

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Atatürk Lisesi, 2008

Lisans : Anadolu Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik bölümü, 2014

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği, 2017