

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TOMOTERAPİ İLE TEDAVİLERDE HEDEF DOZUN
FARKLI DOZİMETRİK SİSTEMLER İLE İNCELENMESİ**

Taha ERDOĞAN

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

**ANKARA
2014
Her hakkı saklıdır.**

Prof. Dr. A. Güneş TANIR danışmanlığında, Taha ERDOĞAN tarafından hazırlanan "TOMOTERAPİ İLE TEDAVİLERDE HEDEF DOZUN FARKLI DOZİMETRİK SİSTEMLER İLE İNCELENMESİ" adlı tez çalışması 24 Mart 2014 tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim dalı / Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

İmza:

(Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.B.D.)

Üye: Prof. Dr. A. Güneş TANIR

İmza:

(Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü)

Üye: Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

İmza:

(Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)

Üye: Doç. Dr. M. Hicabi BÖLÜKDEMİR

İmza:

(Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü)

Üye: Yard. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL

İmza:

(Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü)

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Taha ERDOĞAN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TOMOTERAPİ İLE TEDAVİLERDE HEDEF DOZUN FARKLI DOZİMETRİK SİSTEMLER İLE İNCELENMESİ

Taha ERDOĞAN

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

Danışman: Prof. Dr. A. Güneş TANIR

Eş Danışman: Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Tomoterapi Hi-ART ışınlama sırasında rotasyon yapan gantri ve gantriye doğru ilerleyen masa hareket halindedir. Konvansiyonel radyoterapide sabit olan doz hızı YART yapan lineer hızlandırıcılarda değişken olup tomoterapide dakikada 850 cGy olmaktadır. Doz hızı tedavi süresince değişken olduğu için tedavi planlarının dozimetrik kontrollerinin yapılması zorunludur. Tomoterapi cihazında hasta planlarının kalite kontrolü Cheese fantomda iyon odası kullanılarak ya da Octavius fantomda düzlem iyon odası ve bilgisayar destekli elektrometreler kullanılarak yapılmaktadır.

Bu çalışmada, hedef hacim dozu klinikte rutin olarak kullanılan fantomlar ve dozimetrik yöntemler ile değerlendirildi. Ardından medikal uygulamalar için doku eşdeğeri olarak kullanılan TLD-100 dozimetreler ile ölçümler tekrarlandı. Tedavi planlama sisteminden (TPS) elde edilen doz değerleri ile retrospektif ölçüm yöntemi kullanılarak elde edilen doz değerlerinin karşılaştırılması yapıldı ve rutin ölçüm sistemlerinin sonuçları ile uyumlu sonuçlar bulunmuştur. uygulanabilirliği tartışıldı. Yapılan çalışmada TLD-100 dozimetrik ölçümünün Tomoterapi Hi-ART plan kalite kontrolün uygulanabilir olduğu sonucuna varılmıştır.

2014, Mart, Sayfa 70

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Tomoterapi, Radyasyon Dozu, Termoluminesans Dozimetri (TLD)

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

INVESTIGATION OF THE TARGET DOSE WITH DIFFERENT DOSIMETRIC SYSTEMS IN TREATMENTS WITH TOMOTHERAPY

Taha ERDOĞAN

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Prof.Dr. A. Güneş TANIR

Co-Supervisor: Doç.Dr.Niyazi MERİÇ

The gantry rotates and the couch moves towards the gantry and are both in motion during the Hi- ART Tomotherapy irradiation. Although the dose is fixed in conventional radiotherapy, it is variable in linear accelerators that use IMRT and it is in the range of 850 cGy. The dosimetric controls should be continuously done because the dose rate is variable during the treatment. The quality control of the treatment plans can be done using the ion chambers together Cheese phantom or Octavious phantom with computer guided electrometers.

In this study, firstly the dose received by the target volume was controlled using the routine clinical phantoms and dosimetric methods. After, these measurements were repeated using TLD-100 dosimeters and then, the dose results from the treatment planning systems were compared with that of the retrospective methods. The usage of TL method in Hi-ART Tomotherapy is suitable like as in routine measurement system. As a result, it has been shown that TLD-100 dosimetric measurements could be used in Hi-ART Tomotherapy plan quality control.

2014, March, 70 pages

Key Words: Radiotherapy, Tomotherapy, Radiation Dose, Thermoluminescence Dosimetry (TLD).

Bu çalışma,

Ailemin değerli üyelerine ithaf edilmiştir.

TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimim süresince her daim desteğini esirgemeyen, insani ve etik değerleri ile örnek edineceğim, ayrıca öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli danışmanım;

Prof. Dr. A. Güneş TANIR'a (Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü),

Klinik çalışmalarım ve stajım süresince her türlü desteği sağlayan, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek yetişme ve gelişmeye katkıda bulunan değerli hocam; **Uzm. Fiz. Müh. Dinçer YEĞEN'e** (Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği)

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Öğretim Üyeleri; Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü **Doç. Dr. Niyazi MERİÇ'e**, Müdür Yardımcısı **Yard. Doç. Dr. Özlem BİRGÜL'e**, laboratuvar çalışmalarım süresinde beni destekleyen ve güler yüzünü hiç eksik etmeyen **Uzm. Şule KAYA KELEŞ'e**

S.B. Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği İdari ve Eğitim Sorumlusu **Uzm. Dr. M. Faik ÇETİNDAG'a**, **Uzm. Dr. Nurgül KIZILIRMAK ÖRS'e** ayrıca diğer hekim ve tekniker arkadaşlarıma

Klinik çalışmalarım ve yazım sürecinde beni yalnız bırakmayan arkadaşlarım; **Ali ÖZBAY'a**, **Alptuğ Özer YÜKSEL'e**, **Selcan ÇELİK'e**, **Fatma ALTINTAŞ'a**, **Ferihan ERTAN'a**, **Sefa ELDEM'e** ve **İ. Hakkı TUNÇ'a**

Hayatımın her alanında elimden tutan ve desteğini esirgemeyen; annem **Hayriye BAKİOĞLU'na**, yaşam enerjim kardeşim **B. Batu ERDOĞAN'a**, yengem **Özden BAKİOĞLU'na**, dayım **Kıd. Yrby. Aziz BAKİOĞLU'na** ve değerli teyzem **Fatma BAKİOĞLU'na**

Son olarak desteğini her zaman hissettiğim, tezimin her satırında emeği olan ve iyi ki var dediğim kardeşim **Serdar ŞAHİN'e**

Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım.

Taha ERDOĞAN

2014

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	IV
TEŞEKKÜR.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XII
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	XIV
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER	3
2.1.Fotonların Hedefle Etkileşmesi.....	3
2.2.Bremsstrahlung	4
2.3.Radyasyonla Tedavi (Radyoterapi) Teknikleri	4
2.4.Medikal Lineer Hızlandırıcılar (Linac).....	6
2.5.Radyasyon Dedeksiyonu ve Ölçümü	7
2.5.1.Termolüminesans Dozimetreler (TLD)	8
2.5.2.İyon Odaları	10
2.6.Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	11
2.7.Doz - Hacim Histogramları (DVH)	13
2.8.Tomoterapi Hi-Art Cihazına Ait Tedavi Planlama Parametreleri.....	14
2.8.1.Çene Kolimatörler	14
2.8.2.Pitch Faktörü (PF).....	14
2.8.3.Modülasyon Faktörü	16
3. MATERYAL VE YÖNTEM	17
3.1.Materyal	17
3.1.1.Tomoterapi Hi-Art Cihazı	18
3.1.2.Rando Fantom ve Katı Su Fantomu	19
3.1.3.Cheese Fantom	21
3.1.4.Octavius Fantom	22
3.1.5.PTW Düzlem İyon Odası	23
3.1.6.PTW Silindirik İyon Odası.....	23

3.1.7.PTW Unidos Elektrometre	24
3.1.8.LiF Termoluminesans Dozimetri	24
3.1.9.Harshaw 3500 Model TLD Okuyucu.....	25
3.1.10. PTW Theldo Model TLD Fırını	25
3.2.Yöntem.....	26
3.2.1.Rando Fantom Üzerinde Yapılan Çalışmalar	26
4.BULGULAR	30
4.1.Octavius Fantomda Düzlem İyon Odası ile Yapılan Ölçümler	30
4.2.Cheese Fantomda Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümler.....	32
4.3.TLD-100 Kristallerinin Kalibrasyonu.....	34
4.4.Rando Fantomda TLD-100 Dozimetrileri ile Yapılan Ölçümler.....	35
4.4.1.TLD-100 Dozimetrilerinin Rando Fantom Üzerindeki Adresleri.....	35
4.4.2.Rando Fantom Prostat Tedavi Planına ait Doz Dağılımları.....	38
4.4.3.TLD-100 Dozimetrileri ile Yapılan Ölçümler	40
5. SONUÇ VE TARTIŞMA	46
6. EK BİLGİLER	49
EK 1. GAMA İNDEKS	49
EK 2. 6 MV FOTON DEMETİ İÇİN LİNEER HIZLANDIRICININ DOZ VERİMİ KALİTE KONTROL TESTİ	50
7. KAYNAKLAR	51
8. ÖZGEÇMİŞ	54

SİMGELER ve KISALTMALAR LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
MU	Monitor Unit
MV	Mega Volt
MeV	Mega Elektron Volt
Z_{eff}	Etkin Atom Sayısı
c	Işık Hızı ($2,99 \times 10^8$ m/s)
Φ	Foton Akısı
I	TL Şiddeti
ρ	Yoğunluk
N	Tuzak Sayısı
n(t)	Tuzak Konsantrasyonu
n_h	Deşik Konsanstrasyonu
β	Numune Isıtma Hızı
Sv	Sievert
Gy	Gray
R	Roentgen
d_{max}	Maksimum Doz Derinliği
D_{w,Q}	İyon Odasında Soğurulan Doz
N_{D,w}	İyon Odasının Sudaki Kalibrasyon Faktörü
M_Q	İyon Odasında Okunan Değer
k_Q	Düzeltilme Faktörü
k_{pol}	Polarite Faktörü
C_{TP}	Basınç- Sıcaklık Düzeltmesi

Kısaltmalar	Açıklamalar
3B KRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AAPM	The American Association of Physicists in Medicine
ÇYK/MLC	Çok Yapraklı Kolimatör/ Multi Leaf Collimator
DTA	Distance to Agreement
DVH	Doz Hacim Histogramı
ECC	Element Düzeltme Faktörü
Hi-ART	High Art
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	The International Commission of Radiation Units
IGRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
MVCT	Megavoltaj Bilgisayarlı Tomografi
MR	Manyetik Rezonans
PMMA	Polimetil Metakrilat
PF	Pitch Faktör
PTV	Planlanan Tümör Hacmi
PTW	Physikalisch- Technische Werkstätten-Freiburg
RC	Yeniden Birleşme Merkezi
RCF	Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
SAR	Saçılma-Hava Oranı
Sc	Saçılma Faktörü
Sp	Fantom Saçılma Faktörü
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
TAR	Doku-Hava Oranı

TLD	Termolüminesans Dozimetre
TLD-100/ LiF	Lityum Florür
TMR	Doku-Maksimum Oranı
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TRS	Technical Report Series
YART/IMRT	Yoğunluk Ayarlı Radyoterpi/ Intensity Modulated Radiotherapy
% DD	Yüzde Derin Doz

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Bremsstrahlung oluşumu	4
Şekil 2. Tomoterapi lineer hızlandırıcısının şematik gösterimi	7
Şekil 3. Enerji Band Modeli	9
Şekil 4. Işınlanmış dozimetre okuma düzeneği.....	10
Şekil 5. Silindirik iyon odası.....	11
Şekil 6. Farklı projeksiyonlara ait beamletler ile hedefin ışınlanması.....	12
Şekil 7. Rando fantom üzerinde çalışılmış prostat tedavi planlaması sonucu elde edilen doz-hacim histogramı.	13
Şekil 8. Farklı çene genişlikleri sonucu elde edilen foton demetinin tedavi alanındaki iz düşümleri.....	14
Şekil 9. Rotasyonel tedavide pitch faktörü.....	15
Şekil 10. Tomoterapi Hi-Art ikili MLC'leri (binary MLC)	16
Şekil 11. Tomoterapi Hi-Art cihazı	18
Şekil 12. Tomoterapide kullanılan tungsten hedef, çene kolimatörler, MLC ve MVCT dedektör sistemi şematik gösterimi.....	19
Şekil 13. Alderson rando fantom	20
Şekil 14. Cheese fantom.....	21
Şekil 15. Octavius fantom.....	22
Şekil 16. PTW düzlem iyon odası.....	23
Şekil 17. PTW unidos elektrometre ekran görüntüsü.....	24
Şekil 18. LiF(TLD-100) kristalleri.....	25
Şekil 19. Hedef ve sağlıklı dokuların rando fantom üzerinde çizilmiş görüntüsü.....	26
Şekil 20. Rando fantom ve prostat tedavi planı doz dağılımları.....	28
Şekil21. Hazırlanan planın Octavius fantom ve düzlem iyon odası üzerinde konumlandırılması.....	28
Şekil 22. Hazırlanan planın Chesee fantom üzerinde konumlandırılması.....	29
Şekil 23. Tedavi planına ait doz dağılımı hesaplama ve ölçüm istatistiği.....	30
Şekil 24. Hedef hacimin TPS tarafından hesaplanan doz dağılımı.....	31
Şekil 25. Düzlem iyon odasında elde edilen hedef hacmin doz dağılımı.....	31

Şekil 26. Hedef hacmin hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı için elde edilen kıyaslama sonucu.....	32
Şekil 27. Çalışmada kullanılan TLD-100 için lüminesans eğrisi. Eğri altında kalan toplam alan, fosforun aldığı doz ile orantılıdır.....	34
Şekil 28. Rando fantomun 29. kesitine ait dozimetri adresleri.....	35
Şekil 29. Rando fantomun 30. kesitine ait dozimetri adresleri.....	36
Şekil 30. Rando fantomun 31. kesitine ait dozimetri adresleri.....	36
Şekil 31. Rando fantomun 32. kesitine ait dozimetri adresleri.....	37
Şekil 32. Rando fantomun 33. kesitine ait dozimetri adresleri.....	37
Şekil 33. Rando fantomun 34. kesitine ait dozimetri adresleri.....	38
Şekil 34. Rando fantomun 29. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	38
Şekil 35. Rando fantomun 30. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	39
Şekil 36. Rando fantomun 31. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	39
Şekil 37. Rando fantomun 32. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	39
Şekil 38. Rando fantomun 33. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	40
Şekil 39. Rando fantomun 34. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.....	40
Şekil 40. Kalite Kontrol Test Düzeneği.....	50

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1. Silindirik İyon Odası ile Ölçülen Doz Değerleri ve TPS hesaplamaları	33
Çizelge 2. TLD-100 adresleri ve TPS_{Ort} doz değerleri.....	41
Çizelge 3. Birinci ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri.....	42
Çizelge 4. İkinci ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri.....	43
Çizelge 5. Üçüncü ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri.....	44
Çizelge 6. ΣTLD_{Ort} , TPS_{Ort} ve aralarındaki %Fark.....	45

1. GİRİŞ

Bir enerji olan radyasyonun özelliklerini iyi tanıyarak yaşantımızın pek çok alanında yararımıza kullanabilir ve zararlarından da etkin bir şekilde korunmayı gerçekleştirebiliriz. Radyasyon kaynağını, yayımlanan radyasyonun özelliğini ve farklı ortamlarda soğurulma mekanizmalarını belirlemek için fizik gereklidir (1). Günümüzde iyonize radyasyon kaynaklarının radyoloji, nükleer tıp ve radyoterapi gibi alanlarda tanı ve tedavi amaçlı kullanımı oldukça yaygındır. Kullanımlarının artması, radyasyonun çok iyi bir şekilde tanınması, hedef materyalle etkileşmesinde göz önünde tutulması, gereken parametrelerin daha dikkatli ölçülmesi ve hesaplanması gerekliliğini öne çıkarmaktadır (2).

Hedef hacme verilecek radyasyon dozunun hesaplanmasında, hedefin etkin atom numarası, elektron veya atom yoğunluğu, radyasyonun hedef içindeki davranışı ve soğurulması gibi mekanizmaların iyi bilinmesi gereklidir. Hedefe gönderilen fotonlar tarafından ortamda soğurulan doz,

$$D = \phi (\mu/\rho) E$$

eşitliği ile hesaplanır. Burada ϕ , cm^2 'ye düşen foton sayısı, E, foton enerjisi ve μ/ρ , ortamın kütle azalma katsayısıdır (1).

Enerji, ışınlanan dokuya, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile taşınır. Birincil ışınlar dokuya ulaştığında doz dokuda üretilen ikincil elektronlarla dağılır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. İnsan vücudu kemik, akciğer ve yumuşak doku gibi farklı yoğunluklara sahip dokular içermektedir. Işının geçtiği dokularda su eşdeğeri olmayan inhomojen ortamların varlığı, doz dağılımlarında değişikliklere sebep olacaktır. Radyoterapinin esas amacı da hedefin verilmek istenen dozu almasını sağlarken sağlıklı dokuların mümkün olduğu kadar korunmasıdır. The International Commission of Radiation Units (ICRU) 50 raporu doz dağılımındaki inhomojenitenin $\%(-5)$, $\%(+7)$ aralığı içinde tutulması gerektiğini önermektedir (3).

Bu amaca yönelik birçok tedavi teknikleri uygulanmaktadır. Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğinde (3BKRT) hedef hacmin istenilen doz ile sarılması amacıyla alan şekillendirmesi çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve koruyucu bloklar kullanılarak yapılır. Bu tedavi yönteminde demet yoğunluğu sabit kalırken farklı demet kombinasyonları kullanılarak optimum doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır. Hedef geometrisi düzgün bir yapıya sahip ise bu yöntemle istenilen doz dağılımını elde etmek ve kritik organların korunmasını sağlayabilmek mümkündür.

Hedef geometrisinin düzgün olmadığı durumlarda verilmek istenen dozun kontrolü zorlaşmaktadır. Bu durumda istenilen doz dağılımı, ışınlama sırasında verilen demet yoğunluğunun değiştirilmesi prensibine dayanan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ile elde edilebilir. Son zamanlarda YART'nin uygulandığı en modern cihazlardan biri de Helikal Tomoterapi Hi-ART tedavi cihazıdır (4). Konvansiyonel radyoterapide sabit olan doz hızı YART yapan lineer hızlandırıcılarda değişken olup helikal tomoterapide dakikada 850 cGy olmaktadır (5). Doz hızının tedavi süresince değişken olması doz hesaplama algoritmalarının dozimetrik kontrollerinin önemini arttırmaktadır. Bu nedenle, YART tedavilerinde sistemlerin kendilerine özgü doz ölçüm sistemleri rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Bu çalışmada, rando fantom için yapılan tedavi planı klinik çalışmalarda rutin olarak kullanılan fantomlar ve dozimetrik yöntemler ile hedef hacmin dozu ve kritik organların aldığı doz değerlendirilmektedir. Ardından medikal uygulamalarda genellikle doku eşdeğeri olarak kullanılan TLD-100 dozimetrik yöntemi ile ölçümler tekrarlanarak planlanan ve uygulanan tedavilerin dozimetrik olarak karşılaştırılması yapılmaktadır. Rutin ölçüm sistemlerine ek olarak hem personel dozimetride yaygın olarak kullanılan hem de doku eşdeğeri olan TLD-100 dozimetrik sistemin uygulanabilirliği tartışılmıştır.

2. KURAMSAL BİLGİLER

2.1. Fotonların Hedefle Etkileşmesi

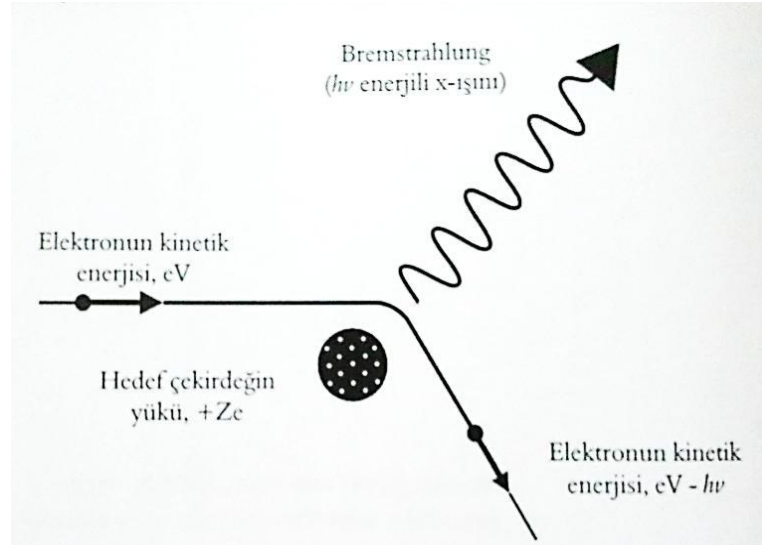
Durgun kütlelerinin olmaması, ışık hızında ($c = 2,99 \times 10^8$ m/s) hareket etmesi, hem bir dalga hem de bir parçacık gibi etkileşebilmesi fotonun oldukça belirgin özellikleridir. Hem bir dalga hem de parçacık olma ikilemi şaşırtıcıdır ancak her iki özellik de fotonun bir bütün olarak tarifinde gereklidir (2). Fotonların madde ile temel etkileşimleri, *fotoelektrik soğurma*, *Compton saçılması* ve *çift oluşumdur*.

Fotoelektrik soğurmada hedefe çarpan foton enerjisini ortam atomuna aktararak iyonizasyonuna neden olur. Foton, enerjisinin bir kısmını, elektronun hedefle bağlanma enerjisini yenmek için harcar; kalan enerji de elektrona kinetik enerji olarak verilir. Etkileşme sonucunda foton yok olmuştur; bu nedenle olay, fotoelektrik soğurma olarak isimlendirilir. Bu olayda önemli nokta, fotoelektrik etkileşmenin mutlaka bağlı elektronla meydana gelmesidir. Serbest elektronla meydana gelmesi enerjinin korunumu ilkesini ihlal etmektedir (2). Medikal alanda karşılaşılan en olası etkileşme **Compton saçılmasıdır**. Gelen foton hemen hemen serbest bir elektrona yörüngeden çıkarır ama etkileşme sonucunda kendisi yok olmaz sapar çünkü bir enerjisi vardır. Enerjisi 1,02 MeV' den büyük enerjili fotonun hedef ile etkileşmesi sonucunda **çift oluşum** meydana gelir. Gelen fotonun enerjisi oluşan elektron ve pozitron arasında eşit olarak paylaşılır. Fotonlar *Rayleigh saçılması*, *Bragg saçılması*, *fotobozunum* ve *nükleer rezonans saçılması* da yaparlar ancak medikal uygulamalarda ihmal edilebilir düzeydedirler.

Fotonların hedefe enerji aktarımı ve soğurulması iki aşamalı süreç olarak incelenir. Birinci süreç elektronların üretildiği foton etkileşmesi; ikincisi, üretilen elektronların yolları boyunca uyarma ve iyonlaştırma ile ortama enerji aktarmasıdır. Birinci süreç etkileşme noktasında ortama aktarılan kinetik enerji *kerma ile*, ikincisi *soğurulan doz* terimi ile açıklanır. Soğurulan doz birimi kilogram başına joule ile tanımlanır ve SI daki birimi *Gray* olarak isimlendirilir. Kerma da aynı birime sahiptir.

2.2. Bremsstrahlung

Bremsstrahlung radyasyonu elektronun hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesi sonucu yaptığı ivmeli hareketin sonucu olarak yayınlanan sürekli x- ışınıdır (Şekil 1). Elektronların yavaşlatılması neticesinde meydana gelen bu radyasyona, Almanca'da frenleme ışması anlamına gelen Bremsstrahlung adı verilir. Bremsstrahlung şiddeti, hedefin atom numarasının (Z) karesi ile arttığı için genellikle Z sayılarının büyük olması nedeniyle tungsten, vanadyum ve molibden gibi elementler hedef olarak kullanılır. Bremsstrahlung fotonlarının enerjileri sürekli enerji spektrumuna sahiptir.



Şekil 1. Bremsstrahlung oluşumu (2).

Medikal alanda kullanılan x-ışınları Bremsstrahlung sonucu elde edilen x-ışınlarıdır. Günümüzde Bremsstrahlung x-ışınları medikal lineer hızlandırıcılardan (linac) elde edilmektedir (6).

2.3. Radyasyonla Tedavi (Radyoterapi) Teknikleri

Kanser, sağlıklı hücrelerin kontrolsüz hücre bölünmesi ve çoğalması sonucu oluşmaktadır. Kanser hücrelerinin kontrolsüz artışı kitle halinde birikmelerine sebep olur. Radyoterapi, yaklaşık yüz yıldır kanser tedavisinde kullanılan yöntemlerden

biridir. Günümüzde, tanı almış kanser olgularının %60-70'ine, farklı amaçlar ile radyoterapi uygulanmaktadır (7).

Radyoterapinin başlangıcı iyonize radyasyonun keşfine dayanır (8). Medikal alanda x-ışınlarının ilk uygulaması 23 Ocak 1886 yılında yapılmıştır (9). İlk tedavi amaçlı x-ışını kaynağının kullanımı 29 Ocak 1896'da rapor edilmiş, meme kanseri olan bir hasta tedavi edilmiştir (8). İlk süpervoltaj radyasyon tedavi cihazı 1937 yılında Londra'da St. Bartholomew's hastanesinde kullanılmıştır (8). 1950'lerin başında Co-60 teleterapi cihazları geliştirilmiş ve radyoterapi de uzun yıllar popülaritesini korumuştur. Fakat zamanla cihaz boyutu ve maliyeti gibi faktörler nedeniyle popülaritelerini kaybederek, yerlerini günümüz medikal lineer hızlandırıcılarına bırakmıştır.

Radyoterapide amaç, hedef hacmin maksimum doz almasını sağlarken sağlıklı dokuları mümkün olduğu kadar korumaktır. Hedef geometrisinin düzgün olmadığı durumlar verilmek istenen dozun kontrolünü zorlaştırmaktadır. Bu nedenle uygulanan radyoterapi teknikleri gelişen teknoloji ile birlikte artış göstermiş ve kullanımları yaygınlaşmıştır. Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğinde (3BKRT) hedef hacmin istenilen doz ile sarılması amacıyla alan şekillendirmesi çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve koruyucu bloklar kullanılarak yapılır. Bu tedavi yönteminde demet yoğunluğu sabit kalmakta farklı demet kombinasyonları kullanılarak optimum doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğinde ise demet yoğunluğu dinamik olarak değiştirilerek hedef kontrolünün artması sağlanmıştır. Son zamanlarda YART'nin uygulandığı en modern cihazlardan biri de Helikal Tomoterapi Hi-ART tedavi cihazıdır (4). Tomoterapi kendine özgü tasarımı olan ve bilgisayarlı tomografi mantığı ile çalışan bir yapıya sahiptir (10).

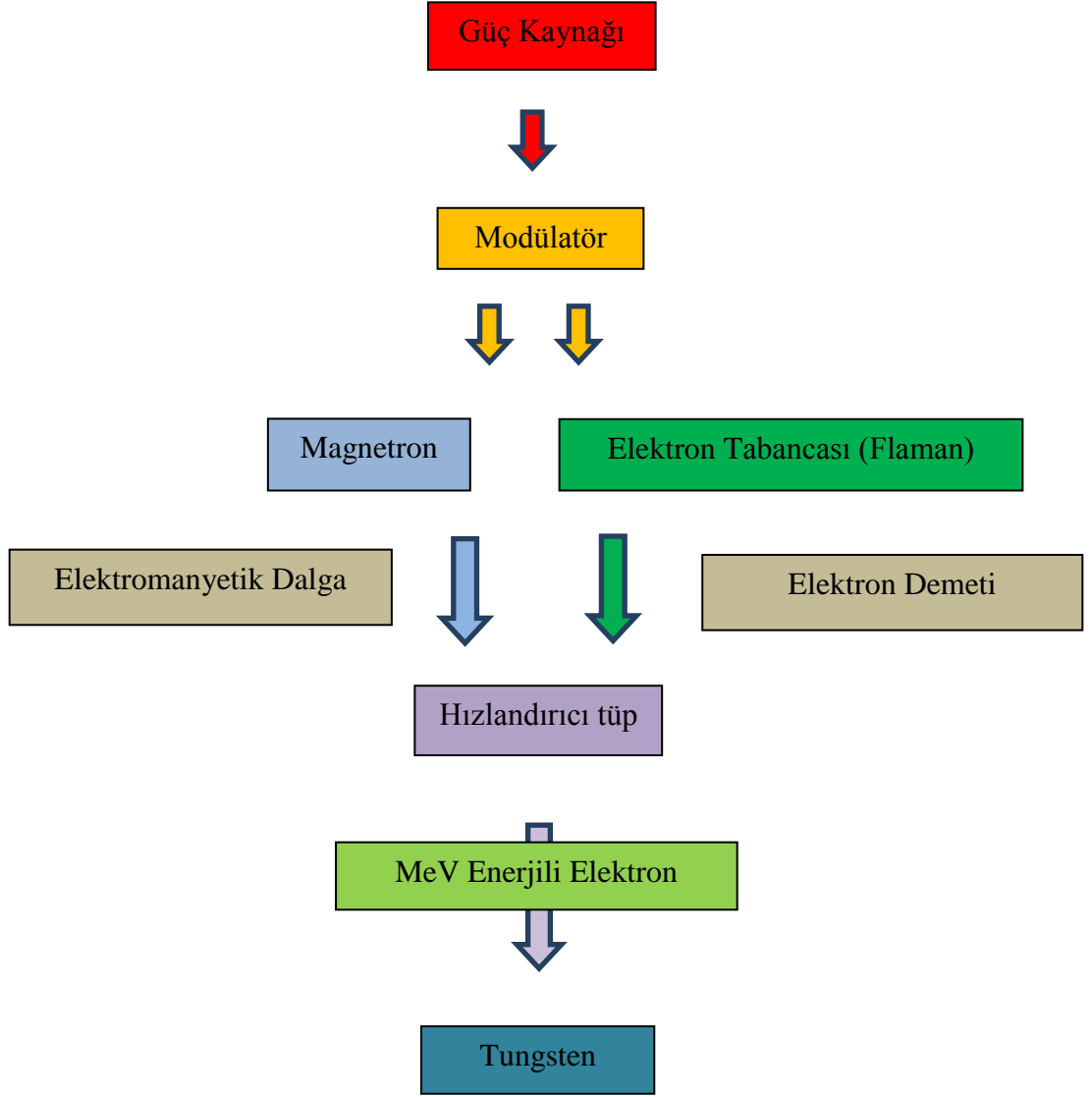
Dinamik olarak değişen demet yoğunluğuna ek olarak, gantri hasta etrafında dönmekte ve bu sırada hasta masası da gantri içine doğru hareket ederek rotasyonel tedavi yapabilmektedir. Böylelikle hedef hacmin her açıdan sürekli ışınlanabilmesi sağlanmaktadır.

Ayrıca tomoterapi, hastanın günlük mega voltaj bilgisayarlı tomografi (MVCT) görüntüleri üzerinden konumlandırılmasını sağlamaktadır. Hasta görüntülerinin elde edilebilmesi için lineer hızlandırıcı karşısında özel bir dedektör sistemi bulunmaktadır.

Böylelikle hastanın tedavi konumu kontrol edilerek her gün aynı konumda tedaviye girmesi sağlanmaktadır. Bu işlem görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) olarak isimlendirilmektedir.

2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılar (Linac)

Medikal lineer hızlandırıcılar, yüksek enerjili x- ışınlarının elde edildiği ve bu amaçla derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan sistemlerdir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV enerjiye sahiptirler (6). Magnetron tarafından üretilen elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpün içine dalga klavuzları ile gönderilir ve elektronlar hızlandırılır. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı, elektronlardan daha fazla olduğu için tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılmaktadır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenmektedir. Elektronlara yüksek hız, elektromanyetik dalgaların tepe noktasına bindirilerek verilmektedir. Bu yolla elektronlar, birkaç MeV'lik enerji kazanmaktadırlar. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Maksimum enerjili elektronlar yüksek Z'li bir hedefe çarptırılarak ve Bremsstrahlung x-ışınları elde edilir (**Şekil 2**). Lineer hızlandırıcılar uygulanacak tedaviye göre farklı foton veya elektron enerjisi üretebilmektedirler. Lineer hızlandırıcılar avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları güçtür (6).



Şekil 2. Tomoterapi lineer hızlandırıcısının şematik gösterimi (10).

2.5. Radyasyon Dedeksiyonu ve Ölçümü

Tüm radyasyon dedeksiyon sistemleri radyasyonun etkileştiği ortamda serbest elektronların yaratılmasına, bu elektronların bir elektrik alan kullanılarak uygun elektronik düzenele okumasına ve işlenmesine dayanır. Dozimetrde uygulanacak yöntemin, güvenli ve kolay kullanılabilir olması gerekir. Medikal alanda iyon odaları ve termoluminesans dozimetri (TLD) sistemleri sık kullanılan dozimetri tekniklerinin başında yer almaktadır. TLD dozimetriyer iyon odaları kadar pratik kullanıma sahip

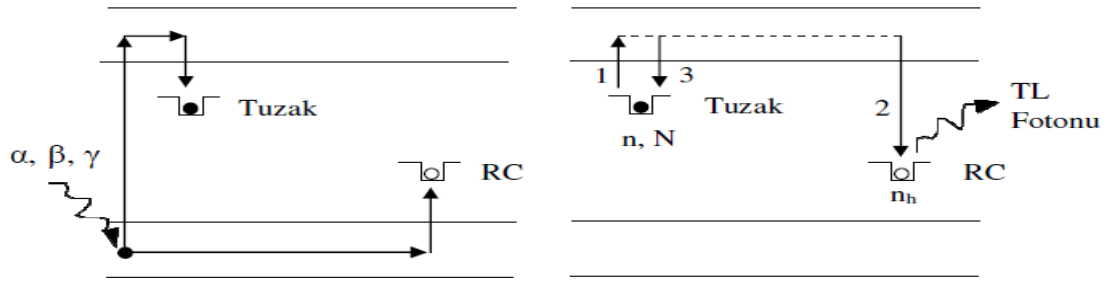
olmamalarına rağmen günümüzde kişisel dozimetride kullanılan en sık yöntemdir. Radyoterapi uygulamalarında ise hasta dozu ölçümü ve dozimetrik kontrol amacıyla kullanımı yaygındır.

2.5.1. Termolüminesans Dozimetreler (TLD)

TLD sistemi günümüzde in-vivo uygulamalarda etkin kullanıma sahip dozimetrik bir tekniktir (11). TLD'lerin iyonize eden bir radyasyon kaynağı tarafından ışınlanması, elektronların uyarılarak iletim bandına geçmelerine ve oradan da kristal içerisindeki mevcut safsızlıklarda tuzaklanmalarına sebep olur. Tuzaklanan elektronların ısı ile uyarılmaları sonucu tuzaklardan kurtulan elektronlar lüminesans merkezleri ile birleşerek görünür bölge veya civarında elektromanyetik dalga yayınlanmasına neden olurlar.

Bu olay basit bir katı yapısı göz önüne alınarak açıklanır: **Şekil 3**'de gösterildiği gibi bir tek tuzak (T) ve yeniden birleşme merkezi (RC) ile ifade edilir. N ; kristaldeki tuzakların toplam konsantrasyonu (m^{-3}), $n(t)$; t zamanı içinde kristaldeki doldurulan tuzakların konsantrasyonu ve $n_h(t)$; yeniden birleşme merkezlerindeki deşik tuzaklarının konsantrasyonudur.

Başlangıçta t_0 anındaki dolu olan tuzakların konsantrasyonu n_0 olarak gösterilirse, bir termolüminesans ölçümü sırasında örneklerin lineer artan bir hızla ($\beta=dT/dt$) ısıtılarak sıcaklığın arttırılması tuzaklardan iletim bandına geçen elektronların sayısını da arttırır (**geçiş 1**). Yarı iletkenlerde iletim bandına geçen elektronlar ya yeniden birleşme merkezi (RC) ile birleşebilir (**geçiş 2**) ya da tekrar tuzaklanabilirler (**geçiş 3**).



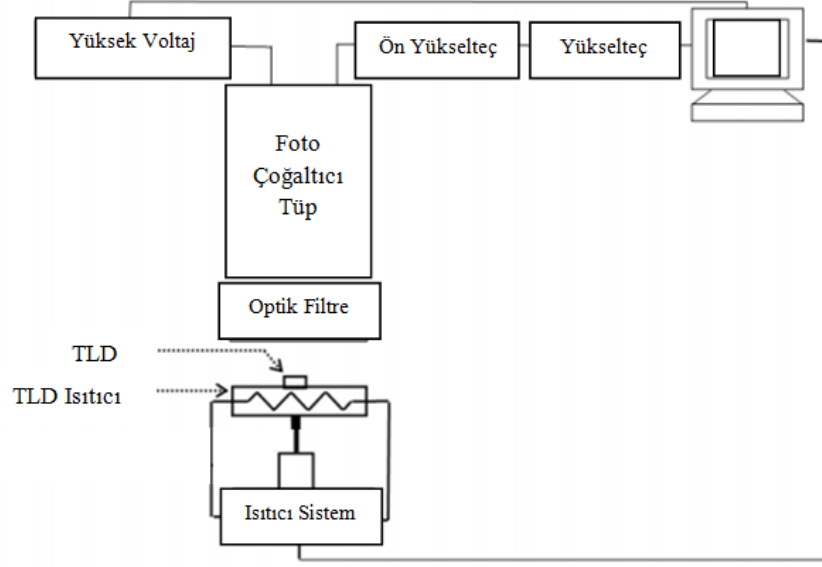
Şekil 3. Enerji Band Modeli, (a) Serbest hale gelen elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde tutulması, (b) Isıtma sonucu uyarılan elektronların daha düşük enerji seviyelerine dönerken TL yayınlaması (11).

Bu durumda yayınlanan fotonun şiddeti $I(t)$;

$$I(t) = - \frac{dn}{dt} \text{ olarak ifade edilir.}$$

Yayınlanan lüminesans şiddeti tuzaklanmış elektron sayısı ile, elektron sayısı da soğurulan radyasyon dozu ile doğrudan orantılıdır (12). Tuzaklarda elektronların kalması tuzağın derinliğine (Termal Enerji) ve kristalin sıcaklığına bağlıdır. TLD'ler tekrar tekrar kullanılabilirler ve tek adımlı elektronik bir işlemle okunurlar.

TLD fosforları, tuzaklanmış elektronların hepsinin boşaltılması için yüksek sıcaklıklarda ısıtılarak, sıfırlanabilir. Bu işleme tavlama denir. Genellikle ışınlanmış dozimetreler, okuma odasının içine, metalik bir desteğe yerleştirilir. Dozimetrik piklerdeki bilgiyi toplamak için destek okuma sıcaklığına getirilir. Isınmış olan TL materyalinden yayılan sinyaller çoğaltıcı tüp tarafından algılanmadan önce bir veya birden çok optik filtreden geçer. Bu ışık foto çoğaltıcı tüpte elektriksel sinyale ve akıma dönüştürülür (Şekil 4).



Şekil 4. Işınlanmış dozimetre okuma düzeneği.

Uygun bir tavlama sonrasında, fosfor öncekiyle aynı hassasiyete sahiptir ve bu özellik fosforun tekrar tekrar kullanılabilmesini sağlamaktadır. Zamanın ve sıcaklığın bir fonksiyonu olarak TL ışınma şiddetinin grafiğine ışınma eğrisi denir. Bu eğri altında kalan alan fosforun soğurduğu radyasyon dozunu verir. Elektronların tuzaklardan salınmasıyla bilginin kaybolması bir dezavantaj olarak görülse de TLD okuyucusundan elde edilen ışınma eğrisi, istenirse elektronik olarak kaydedilebilir (1).

2.5.2. İyon Odaları

Basit bir kondansatörden ibaret olan iyon odaları, bir gaz odasından ve gaz olarak da genellikle atmosfer basıncındaki havadan ibarettir. Radyasyona maruz kaldığında oda içerisindeki gaz iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler ve kondansatörün katodu ile anodunda toplanırlar. Katoda ve anoda ulaşan iyonlar bir akım oluşmasına neden olurlar. Oluşan akımın ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur.



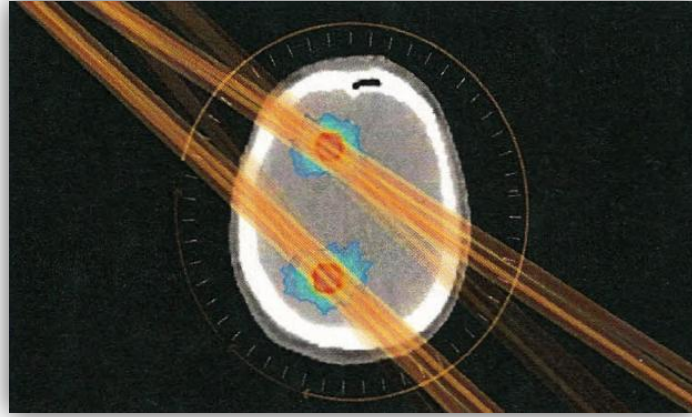
Şekil 5. Silindirik iyon odası.

İyon odasının içindeki gaz hacmi kullanım amacına göre $0,01 \text{ cm}^3$ ile 10000 cm^3 arasında, topladığı akım 10^{-14} A ile 10^{-7} A arasında değişmektedir (13). İyon odaları x, gama ışınları ve beta radyasyonu ölçümünde kullanılırlar. Farklı radyasyon türlerini ayırt etme özelliği yoktur. Düşük radyasyon şiddetine duyarlı olmamakla beraber yüksek doz şiddetlerini ölçmede son derece yararlıdır.

2.6. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımını hasta üzerinden doğrudan ölçmek mümkün olmadığından, doz dağılımları dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümlerden elde edilir. Bu bilgiler hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için kullanılmakta olan doz hesaplama ve tedavi planlama sistemlerinin esasını teşkil eder. Dokuda soğurulan dozu bulmak için uluslararası protokoller ile tanımlı çeşitli kavram ve büyüklükler vardır (6). Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, yüzde derin doz (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi parametrelerdir. Bu yöntemlerin hepsi, ışınlanacak dokularda soğurulan dozların hesaplanmasını sağlar.

Bu hesaplamalar, hem birincil foton demetinden gelen, hem de doku içerisindeki ikincil etkileşimlerden gelen katkıya dayandığı için oldukça karmaşıktır. TPS'ler ile hasta için uygun doz planı yapılırken sistem, algoritmaları ile bu karmaşık hesabı yapar. Tomoterapi tedavi planlama sistemi odaklanmış foton demeti (beamlet) tabanlı ters (inverse) planlama yöntemini kullanmaktadır. Bu planlama yönteminde ışınlanacak her bir alan $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'lik odaklanmış foton demeti şeklindeki beamletler kullanılarak ışınlanır (Şekil 6). Hedefi ışınlayacak bütün demet kombinasyonları sistem tarafından bir ön hesaplama yöntemiyle belirlenir. Beamletler istenilen optimizasyon kısıtlamalarına göre sistem tarafından belirlenerek hedefin en iyi doz sarımına ulaşması sağlanır (14).

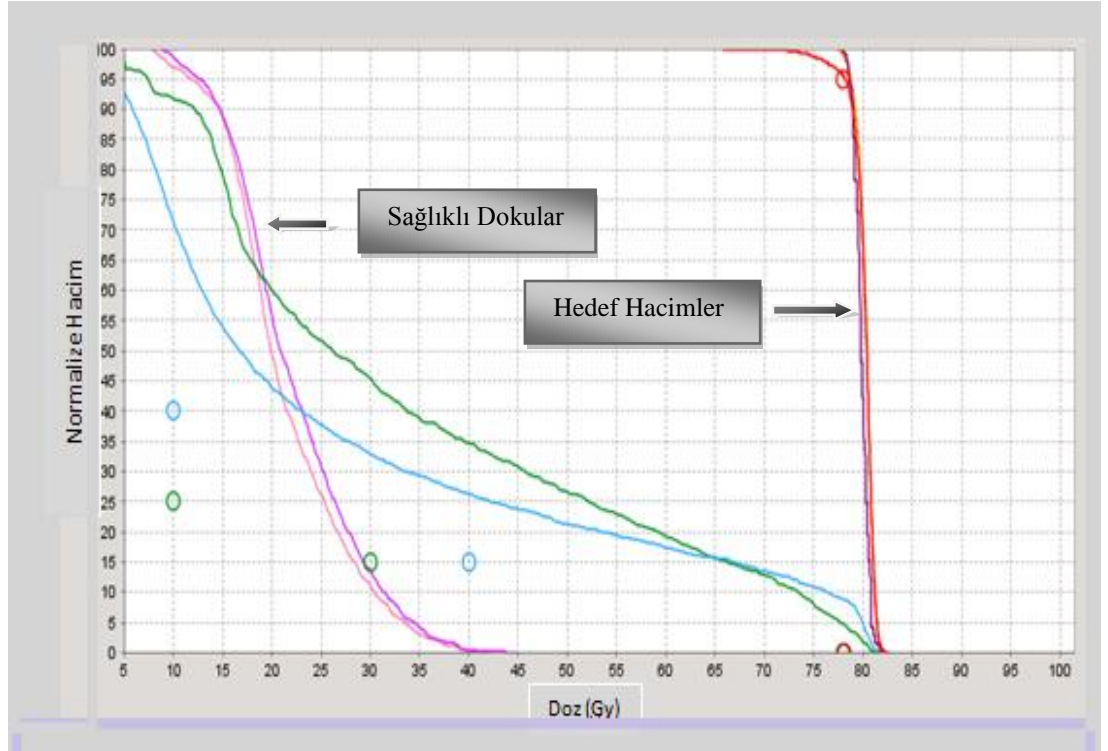


Şekil 6. Farklı projeksiyonlara ait beamletler ile hedefin ışınlanması.

Tomoterapi YART sisteminde sadece 6 MV foton verisi yüklüdür. Planlamada wedge, blok, farklı alan boyutları, elektron enerjisi bulunmamaktadır. Yazılım yardımı ile hassas yapılar ya kısmen ya da tamamen korunabilmektedir (bloklama). Kısmi bloklamada risk altındaki organ sadece gelen demetin çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamakta böylelikle kritik organ dozları daha iyi kontrol altına alınabilmektedir. Beamlet hesabının ardından planlama sistemi doz-hacim histogramı (DVH) üzerinden her bir hacmin ne kadar doz alacağını nicel olarak gösterir.

2.7. Doz - Hacim Histogramları (DVH)

Doz - hacim histogramı (DVH), radyasyon tedavi planlamasında kullanılan bir kavramdır. Işınlanan hacmin ve sağlıklı dokuların aldığı dozun özetini gösteren grafikdir (Şekil 7). Yapılan tedavi planlarının değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır.

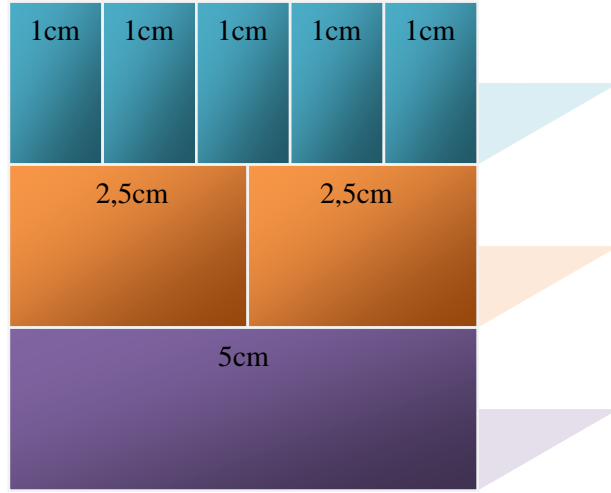


Şekil 7. Rando fantom üzerinde çalışılmış prostat tedavi planlaması sonucu elde edilen doz-hacim histogramı. Pembe renkli eğri; sağ femur başının, açık mor renkli eğri; sol femur başının, kırmızı renkli eğri; hedef hacim (PTV) prostatın, mavi renkli eğri; mesanenin ve yeşil renkli eğri; rektumun doz-hacim histogramıdır.

2.8. Tomoterapi Hi-Art Cihazına Ait Tedavi Planlama Parametreleri

2.8.1. Çene Kolimatörler

Çene kolimatör genişliği, makine merkezindeki tedavi alanının y eksenindeki genişliğidir. Tomoterapi cihazında 1 cm, 2,5 cm ve 5 cm olmak üzere 3 farklı kalınlıkta çene genişliği bulunmaktadır (**Şekil 8**). Küçük çene genişliği kullanımı ile foton demeti kalınlığı azaltılır. Böylelikle hedef hacmin doz sarımı daha hassas bir şekilde elde edilir. Hedef hacim ile sağlıklı dokular arasında keskin doz düşüşü elde edilirken tedavi süresi artmaktadır.



Şekil 8. Farklı çene genişlikleri sonucu elde edilen foton demetinin tedavi alanındaki iz düşümleri.

2.8.2. Pitch Faktörü (PF)

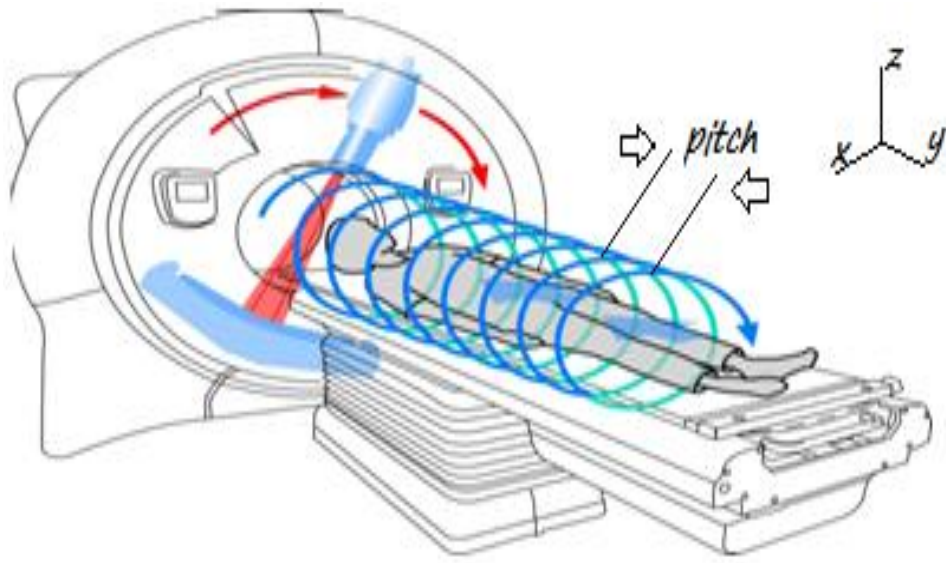
Pitch faktörü, bir ışın demetinin 360 derece dönmesi süresince masanın gantri içerisinde kat ettiği mesafenin(mm) x-ışın demeti kolimasyonuna (mm) bölünmesiyle elde edilir (**Şekil 9**).

Pitch Faktörü = Dönme Başına Masa Hareketi / Kesit Kalınlığı

PF < 1: Masa hareketi kesit kalınlığından küçüktür ve kesitler üst üste biner.

PF = 1: Masa hareketi kesit kalınlığına eşittir ve kesitler ardışıktır.

PF > 1: Masa hareketi kesit kalınlığından büyüktür ve kesitler arası mesafe vardır.



Şekil 9. Rotasyonel tedavide pitch faktörü.

Masa hareketini temsil eden pitch faktörü hasta dozu için kritik bir parametredir. Helikal tomoterapide pitch genellikle $\frac{1}{2}$ 'den küçük olacak şekilde ayarlanır. Tek helikal tur için değerler 0,2 ile 0,5 arasında değişmektedir. Bunun anlamı da demet her bir kesiti birçok açıdan ışınıyor demektir. $\frac{1}{2}$ 'den düşük bir pitch ile kesitler birden fazla rotasyonda ışınlanır.

2.8.3. Modülasyon Faktörü

Çok yapraklı kolimatörlerin açılıp kapanma hızını ayarlayan bir parametredir. Modülasyon faktörü, maksimum demet yoğunluğunun sıfırdan farklı ışınların ortalama yoğunluğuna bölünmesiyle elde edilir. Modülasyon faktörü yükseldikçe ışın yoğunluğu artacak ve daha yavaş bir rotasyon meydana geleceğinden tedavi süresi artacaktır.



Şekil 10. Tomoterapi Hi-Art ikili MLC'leri (binary MLC) .

Modülasyon Faktörü= Maksimum demet yoğunluğu / Ortalama demet yoğunluğu

Modülasyon faktörü ile maksimum demet yoğunluğunu arttırarak doz sonuçlarını daha fazla kontrol altına alınmasını sağlar. Genellikle modülasyon faktörü değeri 2 tercih edilir. Modülasyon faktörünün arttırılmasıyla daha homojen doz dağılımı elde edilebilir.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü ve Sağlık Bakanlığı Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde yapılmış olup, enstitü ve klinik bünyesinde mevcut aşağıdaki gereçler kullanılmıştır.

1. Tomoterapi Hi-Art Cihazı
2. Rando Fantom ve Katı Su Fantomu
3. Cheese Fantom
4. Octavius Fantom
5. PTW düzlem iyon odası
6. PTW silindirik iyon odası
7. PTW unidos elektrometre
8. LiF Termoluminesans Dozimetri
9. Harshaw Marka 3500 Model TLD Okuyucu
10. TELDO Model TLD Fırını

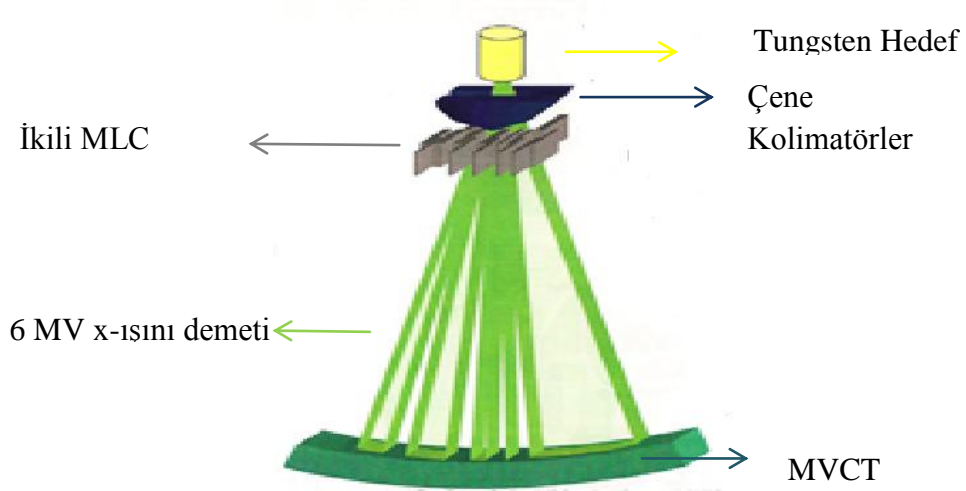
3.1.1. Tomoterapi Hi-Art Cihazı

Kesit tedavisi anlamına gelen Tomoterapi, Wisconsin Üniversitesinde geliştirilmiş rotasyonel ışınlama yapan radyoterapi cihazıdır (10). Tomoterapi kullandığı 6 MV demet enerjisini 3 MV demet enerjisine düşürerek elde ettiği tomografik görüntüler ile görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) tedavilerinde kullanılmak amacıyla üretilmiştir (Şekil 11). Rotasyonel ışınlamalar için tasarlanan cihazda magnetron, megavoltaj bilgisayarlı tomografi (MVCT) görüntülemesinde kullanılan xenon dedektörler ve ışın durdurucu bloklar gantri halkası üzerinde bulunmaktadır ve ışınlama esnasında lineer hızlandırıcı ile birlikte hareket etmektedir. Cihaz bir gantri dönüşünde 51 noktada ışınlama yapmaktadır. Bu noktalardan her biri projeksiyon olarak adlandırılmaktadır. Her bir projeksiyonda çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) pozisyonları değişmektedir. Bu ise her 7,06 derecede bir hedefi ışınlayacak şekilde MLC şekillendirilmesiyle sağlanmaktadır. MLC'ler bu süre zarfında ya tam açık ya da kapalıdır.



Şekil 11. Tomoterapi Hi-Art cihazı (15).

Cihazda standart lineer hızlandırıcıda 100 cm olan kaynak cilt mesafesi (SSD) 85 cm ve MVCT görüntülemesinde kullanılan dedektör ile linac mesafesi 145 cm olarak tasarlanmıştır. Demet kolimasyonu birincil kolimatör ve çene kolimatörler (1,0; 2,5; 5,0 cm) ile sağlanarak y eksenini demet genişliği bu şekilde ayarlanmaktadır (Şekil 12). X eksenini demet genişliği ise 64 yapraklı, her biri 0,625 cm kalınlığında ve 10 cm yüksekliğinde olan %95 tungsten içeren bir alaşımdan yapılmış ikili çok yapraklı kolimatör (binary MLC) sistemi ile sağlanmaktadır ve demet genişliği maksimum 40 cm olmaktadır.



Şekil 12. Tomoterapide kullanılan tungsten hedef, çene kolimatörler, MLC ve MVCT dedektör sistemi şematik gösterimi.

Cihaz tek seferde 160 cm'lik helikal ışınlama alanına sahiptir. MLC'lerin açılıp kapanma süresi 20 ms olup MLC sızıntısı %0,5'den daha azdır ve bu oran YART yapabilen cihazlarda en düşük MLC sızıntısıdır (16).

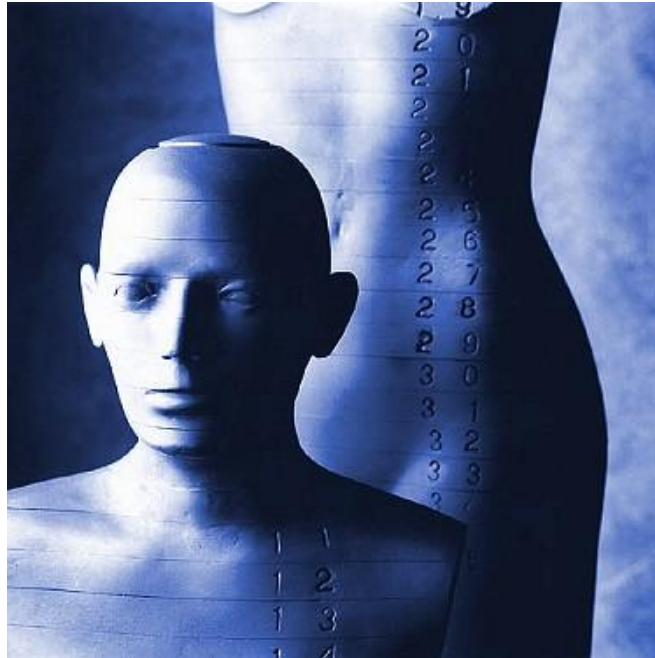
3.1.2. Rando Fantom ve Katı Su Fantomu

İnsan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması dozimetrik haritalamaların suda ve insan eş değeri fantomlarda yapılarak tedavinin fiziksel parametrelerinin belirlenebilmesine imkan sağlamaktadır. Doz dağılımlarının incelenmesi, kas ve yumuşak dokuların Z (6,7) sayısı suya çok yakın olduğundan dolayı su fantomunda

yapılır. Her zaman fantom olarak su kullanmak pratik olmayacağından, daha kullanışlı olan katı su fantomu, rando fantom gibi çeşitli fantomlar da geliştirilmiştir.

İdeal bir fantomunun “su eşdeğeri” olabilmesi için efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı, kütle yoğunluğu suya eşit olmalıdır. Klinik uygulamalarda MV foton ışınlarında baskın etkileşme şekli “Compton” etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.

Katı su fantomu beyaz polyesterden yapılmış $30 \times 30 \text{ cm}^2$ boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında kullanılan iyon odalarına uygun delikler içeren plakalar şeklindedir. Kütle yoğunluğu $1,045 \text{ gr/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (17). Rando fantom radyoterapi tedavi planlarını değerlendirmek için sık kullanılan fantomlardan biridir (**Şekil 13**). Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı hatlara sahip olmasının yanı sıra yumuşak doku, akciğer dokusu, doğal insan kemiği ve insan vücudunda bulunan boşlukları içermektedir.



Şekil 13. Alderson rando fantom (18).

Yumuşak doku olarak yağ ve kas dokuyu temsil eden etkin atom numarası $7,30 \pm \% 1,25$ ve kütle yoğunluğu $0,985 \pm \% 1,25 \text{ g/cm}^3$ olan özel rando plastikten oluşmaktadır. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi $7,30 \pm \% 1,25$ ve solunum halindeki özel akciğer dokusunu temsil eden $0,32 \pm \% 0,01 \text{ g/cm}^3$ kütle yoğunluğuna sahiptir. Kullanılan bu materyaller yoğunluk ve soğurma karakteristikleri açısından insan dokusuyla uyumludur (19). Dozimetrik inceleme amacıyla fantom her biri 2,5 cm olan 32 adet yatay kesit ve kesit içinde yer alan 5-6 mm TLD yuvalarından oluşmaktadır.

3.1.3. Cheese Fantom

Cheese fantom rotasyonel tedavilerin kalite kontrolünde kullanılır. 30 cm çapında ve 18 cm uzunluğunda ikiye ayrılabilen silindirik katı su fantomudur (**Şekil 14**). Fantom üzerinde istenilen noktada doz ölçebilmek amacıyla 1 cm ve 0,5 cm aralıklı iyon odası yuvaları bulunmaktadır.

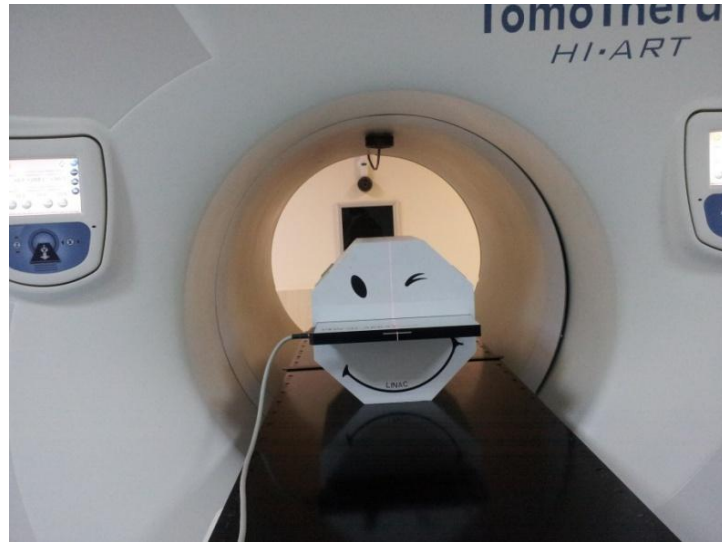


Şekil 14. Cheese fantom.

Planlamada istenilen noktalardaki dozu ölçmek için cheese fantom kullanılır. Belirlenen noktalara cheese fantom üzerinde iyon odaları yerleştirilerek o noktalardaki elektrometre okumaları alınır.

3.1.4. Octavius Fantom

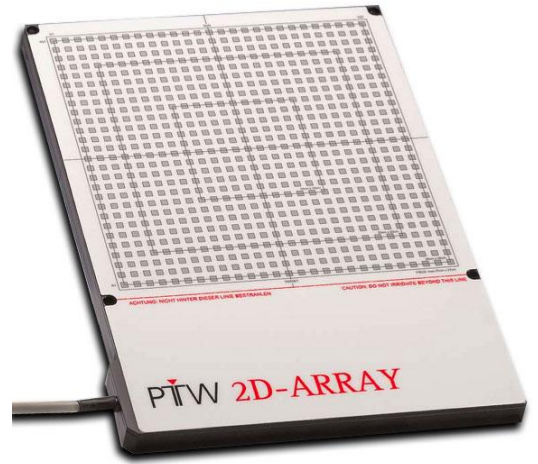
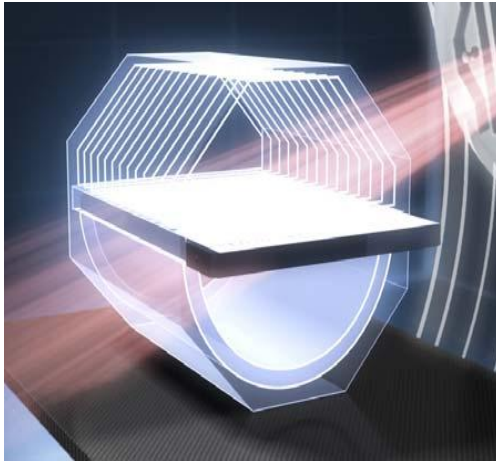
Octavius fantom rotasyonel tedavilerin kalite kontrolüne yönelik yapılmış özel bir fantomdur. Düzlem iyon odası ile kullanılmak amacıyla tasarlanmıştır (**Şekil 15**). Yoğunluğu $1,04 \text{ gr/cm}^3$ olan polystyrene'den üretilmiştir. 32 cm boyunda ve 32 cm genişliğindedir. Merkezinde düzlem iyon odası ile ölçüm yapabilmek için $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 2,2 \text{ cm}$ 'lik bir boşluk mevcuttur.



Şekil 15. Octavius fantom.

3.1.5. PTW Düzlem İyon Odası

Düzlem iyon odası 27 × 27 adet, aralarında merkezden merkeze 1 cm boşluk olan 0,5 × 0,5 × 0,5 cm³'lük kübik iyon odasından oluşmaktadır (Şekil 16). Üst elektrot tabakası 0,5 cm'lik Yığılma bölgesi (Build up) tabakasının altına yerleştirilmiş iken alt elektrot tabakası 10 mm polimetil metakrilat (PMMA) plaka üzerine yerleştirilmiştir (20).



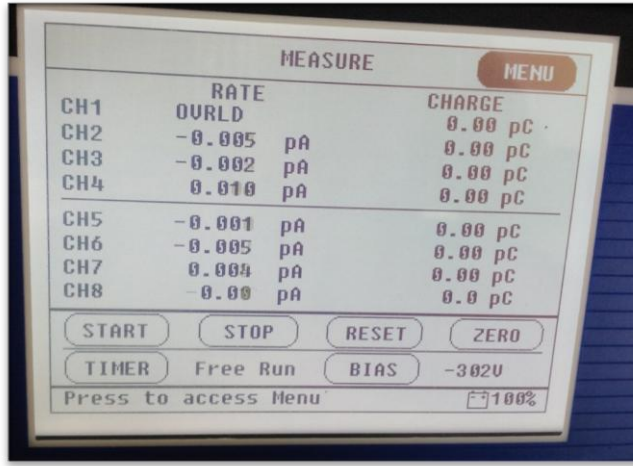
Şekil 16. PTW düzlem iyon odası.

3.1.6. PTW Silindirik İyon Odası

Çalışmada kullanılan 0,6 cm³ hacmindeki iyon odası, tedavi dozimetreleriyle mutlak foton ve elektron doz ölçümleri için kullanılmaktadır. 30 keV ve 50 MeV arasındaki enerjilerde kullanılabilir. Duvar materyali 0,275 mm kalınlığında PMMA ve 0,15 mm kalınlığında grafitten oluşmaktadır. Orta elektrot alüminyumdur. Çalışma voltajı 300-500 V arasındadır (21).

3.1.7. PTW Unidos Elektrometre

Unidos elektrometre yüksek hassasiyette ölçüm yapabilen, modern ağ özellikleriyle kombine edilmiş bir elektrometredir. Tedavi edici ve tanısal amaçlı kullanılan radyasyon ölçümünde geniş kullanım alanı vardır. Toplam dozu veya yükü, doz hızını veya akımı aynı anda ölçebilir. Elektrometreye iyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz ve doz hızı değerlerini Gy, Sv, R, Gy/dk cinsinden okuyabilir (Şekil 17). Yük ve akımın elektriksel değerlerini C veya A cinsinden gösterebilir. Ortalama değer ve bağıl standart sapmayı ölçüm ekranında gösterebilir.



Şekil 17. PTW unidos elektrometre ekran görüntüsü.

3.1.8. LiF Termoluminesans Dozimetri

Çalışmada kullanılan dozimetreler TLD-100'dür. TLD-100 fosforu 300 ppm magnezyum, 10-20 ppm titanyum içerecek şekilde lityum florür, magnezyum florür, lityum cryolit ve lityum titanyum florürün homojen eritilmesi ile hazırlanmış 3 mm × 3 mm × 1 mm boyutlarında kristallerden oluşmaktadır (Şekil 18). Lityum florür (LiF) yoğunluğu 2,64 g/cm³, etkin atom numarası $Z_{\text{eff}} = 8,2$ olan kimyasal işlemlere çok dayanıklı ve suda az çözünen alkali bir halojendir. Ayrıca LiF (TLD-100) kristalinin ışınlama dozuna cevabı 10mR ile 1000 R arasında doğrusaldır, 30 keV ile 1 MeV

arasında radyasyona verdiği cevap farkı $\sim\%1,25$ ve oda sıcaklığında dozimetri piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık $\%5$ ' dir (22).



Şekil 18. LiF(TLD-100) kristalleri.

3.1.9. Harshaw 3500 Model TLD Okuyucu

Harshaw 3500 TLD okuyucusu, kullanılan TLD kristallerinin soğurduğu dozları okumayı sağlar. Okuyucu WinREMS yazılımı tarafından işletilir. WinREMS TLD okumalarına ait lüminesans eğrilerini oluşturup analiz eden programdır. Okuyucunun temel çalışma prensibi termolüminesans olayı ile ortaya çıkan TL fotonların oluşturduğu gerilimin ölçülmesidir. Program sayesinde ön ısıtma sıcaklığı ve zamanı, maksimum okuma sıcaklığı, ısıtma hızı, tavlama sıcaklığı ve zamanı ayarlanabilmektedir. Cihaz, TL lüminesansı ölçebilmek için programlanabilir sıcaklık sistemine ve soğutma yapan foto çoğaltıcı tüpe sahiptir. $600\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar ısıtma kapasitesi vardır (23).

3.1.10. PTW Theldo Model TLD Fırını

TL kristalleri tavlama için uygundur. Theldo yazılımı ile isteğe bağlı sıcaklık değerleri belirlenebilir. Isıtma sırasında sıcak hava akımı, fırındaki fan sayesinde sirkülasyon yapar. Böylece sıcaklık dağılımının tüm fırın içerisinde homojen olması sağlanır. Dijital

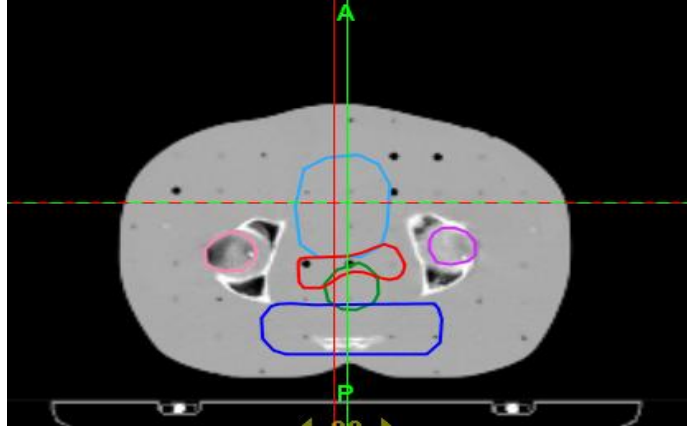
gösterge gerçek sıcaklığı gösterir. Fırınla ilgili bir sorun olduğunda güvenlik devreleri sıcaklığın 450 °C 'nin üstüne çıkmasına engel olur (24).

3.2. Yöntem

Yapılan tedavi planının dozimetrik karşılaştırılması için deneysel işlemler sırasıyla verilmiştir.

3.2.1. Rando Fantom Üzerinde Yapılan Çalışmalar

Tez çalışması için klinikte rando fantomun bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri alındı. Rando fantoma yakın fiziksel özelliklerdeki bir hastanın manyetik rezonans (MR) görüntüleri fantoma ait BT görüntüleri ile üst üste getirildi. Hedef hacim ve sağlıklı dokular sınırları bu görüntülerden yola çıkılarak çizildi (**Şekil 19**). Planlamaya hazır olan görüntüler tomoterapi tedavi planlama sistemine aktarıldı.



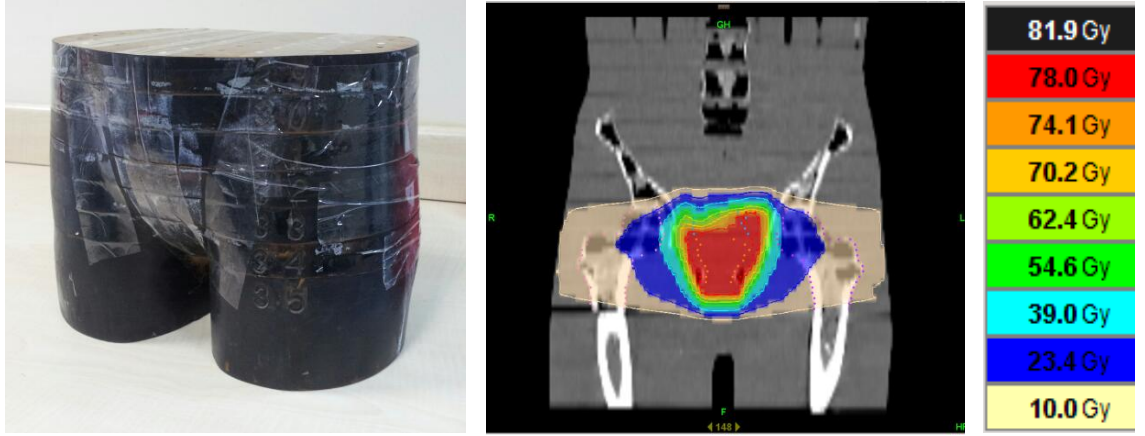
Şekil 19. Hedef hacim ve sağlıklı dokuların rando fantom üzerinde çizilmiş görüntüsü. Lacivert sınır; korunma hacmini, pembe sınır; sağ femur başını, mor sınır; sol femur başını, kırmızı sınır; hedef hacim (PTV) prostatici, mavi sınır; mesaneyi ve yeşil sınır; rektumu ifade etmektedir.

Tomoterapi Hi-ART tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılan hedef hacim ve sağlıklı doku çizimlerine önem sırası verilerek tedavi planına başlanır. Tedavi için en uygun çene kolimatör genişliği, modülasyon faktörü, pitch faktörü gibi tomoterapiye özgü parametrelerinde seçimi yapılır ve sistemin belirlenen parametreler doğrultusunda bir ön hesaplama yapması için ön hesaplama (batch beamlet) komutu verilir. Ön hesaplamanın ardından hedef hacmin ve komşuluğundaki sağlıklı dokuların alması mümkün doz değerleri doz hacim histogramları şeklinde verilir.

İstenilen doz değerlerinin ayarlanması için yapılan işleme optimizasyon adı verilir. Optimizasyon yaparken “ koruma (blocked), önem (importance), maksimum ve minimum doz, maksimum ve minimum doz ağırlığı (penalty) , DVH dozu ve hacmi” gibi planlama sistemine özgü parametrelere sayısal değerler girilerek doz kriterlerinin istenilen oranda düzenlenebilmesi sağlanır. Bu işlem DVH üzerinde istenilen hacime istenilen doz değeri verilinceye kadar devam ettirilir. Ayrıca her bir kesit ve eksenindeki doz %'leri farklı renklerde tanımlanarak dozun görsel olarak değerlendirilmesi de yapılır. Bu çalışmada prostat hedef hacmine 39 günlük tedavi, her gün 2 Gy olmak üzere toplamda **78 Gy** doz verilmesi planlanmıştır (**Şekil 20**). 78 Gy dozun prostat hacminin **%95**'ine sardırılması hedeflenmiştir. Pitch Faktörü; **0,287**, Modülasyon faktörü; **2,5** ve Çene kolimatör genişliği **2,5 cm** olarak seçilmiştir.

a) Tedavi Planının Rando Fantom ve TLD-100 ile Değerlendirilmesi

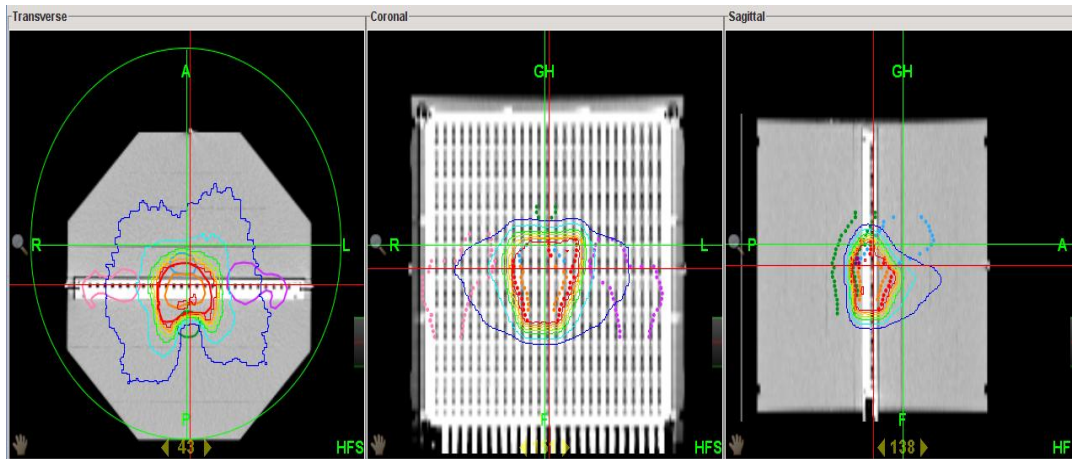
BT'si çekilmiş rando fantom görüntülerinden hedef hacim ve sağlıklı dokular sınırlarına uygun TLD yuvalarına TLD-100 dozimetrleri yerleştirilerek rando fantoma tedavi ışınlanması yapılmıştır. Işınlama yapılmadan önce fantomun MVCT taraması yapılarak tedavi planındaki konumunun kontrolü yapılmıştır. Bu işlem TLD dozimetrlilerinden uzak kesitler üzerinden ve kısa tarama süresi kullanılarak yapıldı. Böylelikle dozimetrlilerin olabildiğince az MVCT dozu alması sağlanmıştır. TLD okumalarında ortaya çıkabilecek hataların en aza indirilmesi amacıyla 3 farklı günde aynı şartlarda ölçümler tekrarlanmıştır.



Şekil 20. Rando fantom ve prostat tedavi planı doz dağılımları.

b) Planın Octavius Fantom ve Düzlem İyon Odası ile Değerlendirilmesi

Klinik rutin uygulamalarında bu işlem daha önceden BT'si çekilmiş Octavius fantom ile yapılır. Hazırlanan planlar Octavius fantom üzerine aktarılır ve doz dağılımının doğru olarak kontrol edilebilmesi için düzlem iyon odası üzerinde tüm yapılar oturacak şekilde yerleştirilir (Şekil 21). Daha sonra yapılan plan fantom üzerinde tedavi planlama sistemi tarafından hesaplatılır.

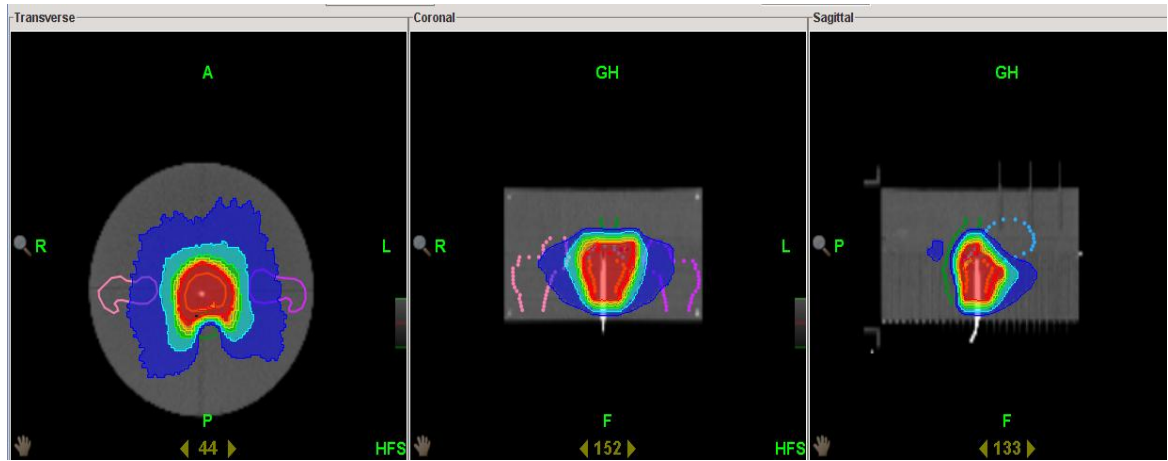


Şekil 21. Hazırlanan planın Octavius fantom ve düzlem iyon odası üzerinde konumlandırılması.

Ardından yapılan plan deneysel olarak test edilir. Tomoterapi cihazında Octavius fantomun kurulumu yapılır ve düzlem iyon odası octavius fantom içine yerleştirilir. Hastaya ait tedavi ışınlanması yapıp PTW Verisoft yazılımı ile ölçülen sonuçlar değerlendirilir. Değerlendirmede planlamada hesaplatılmış doz dağılımı ile tedavi cihazında ışınlanarak elde edilen doz dağılımı karşılaştırılır. Karşılaştırma işlemlerinde **3 mm**'de **%3** sınırlaması ile yapılan planın değerlendirilmesi yapılarak bu işlem her plan için tedavi öncesinde uygulanır (25).

c) Planın Cheese Fantom ve İyon Odası ile Değerlendirilmesi

Bu işlem için daha önce BT'si çekilerek Tomoterapi TPS'ne aktarılan Cheese fantom kullanıldı. Hazırlanan plan Cheese fantom üzerine aktarılır ve okunması istenilen bölgeye iyon odası yerleştirilir (**Şekil 22**). TPS'ne bir yazılım yardımıyla uygun kesitler ve iyon odasının konumu belirlenerek yapılır. Sıcaklık ve basınç kayıt edilerek ışınlama işlemi her bir plan için aynı şekilde gerçekleştirilir. Alınan elektrometre okumaları soğurulan doza çevrilerek TPS de alınan sonuçlar ile karşılaştırılması yapılır.




Şekil 22. Hazırlanan planın Chesee fantom üzerinde konumlandırılması.

4. BULGULAR

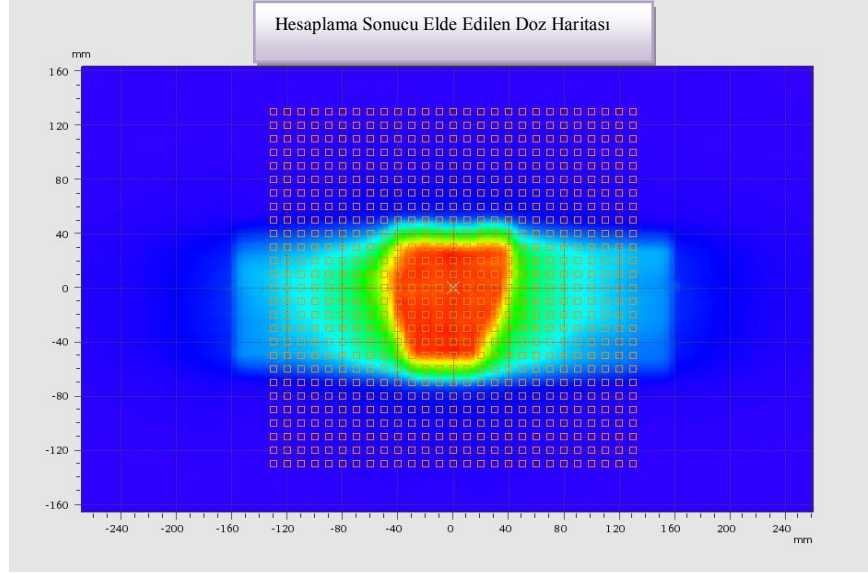
4.1. Octavius Fantomda Düzlem İyon Odası ile Yapılan Ölçümler

Tedavi planının kalite kontrolü ilk olarak Octavious fantom ve düzlem iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Fantoma ait tedavi planı ışınlaması yapıp PTW Verisoft yazılımı ile ölçülen sonuçlar Gama indeks yöntemi kullanılarak değerlendirilir (**Ek 1.**). Elde edilen plana ait doz dağılımı istatistiği **Şekil 23.**'de, TPS tarafından hesaplanan doz dağılımı **Şekil 24.**'de, ölçülen doz dağılımı **Şekil 25.**'de ve karşılaştırılması **Şekil 26.**'de verilmiştir.

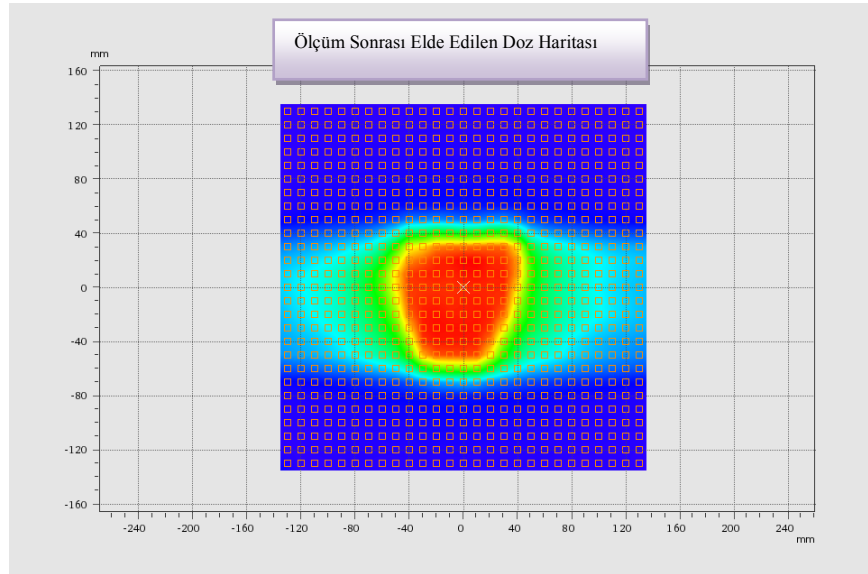
Değerlendirilen Nokta Sayısı	362 (49,7 %)
Başarılı Nokta Sayısı	360 (99,4 %)
Başarısız Nokta Sayısı	2 (0,6 %)
 Sonuç	99,4 %

Şekil 23. Tedavi planına ait doz dağılımı hesaplama ve ölçüm istatistiği.

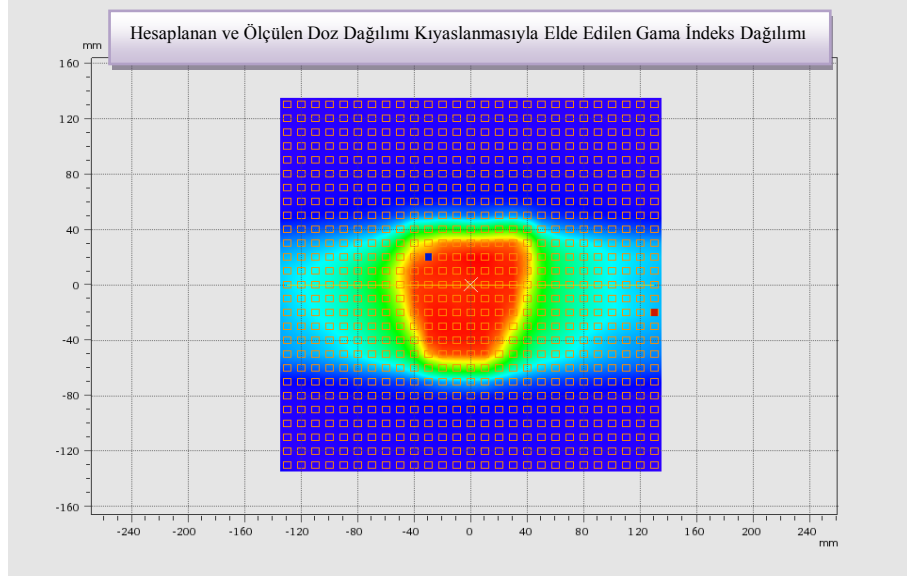
Düzlem iyon odası ölçüm sisteminde 729 kübik iyon odası bulunmaktadır. Doz dağılımı istatistiğine göre 362 iyon odası kullanılarak ölçüm alınmıştır. Gama indeksi değerlendirmesi sonucuna göre 360 iyon odası başarılı 2 iyon odası başarısız olduğunu göstermektedir. Hesaplama ve ölçüm sonuçları **%99.4** başarılıdır.



Şekil 24. Hedef hacmin TPS tarafından hesaplanan doz dağılımı.



Şekil 25. Düzlem iyon odasında elde edilen hedef hacmin doz dağılımı.



Şekil 26. Hedef hacmin hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı için elde edilen kıyaslama sonucu. Mavi ve Kırmızı kübik iyon odaları kıyaslamada sonucu hesaplanan Gama indeksin 1 den büyük olduğu başarısız olarak kabul edilen ölçüm noktalarıdır.

4.2. Cheese Fantomda Silindirik İyon Odası ile Yapılan Ölçümler

Tedavi planının bir diğer kalite kontrolü, Cheese fantom ve silindirik iyon odası kullanılarak yapılmıştır. Ölçüm değerleri IAEA TRS 398 (International Atomic Energy Agency Technical Report Series No:398) protokolü kullanılarak soğurulan doza çevrilmiştir (26). Okuma değerleri iyon odasının N_{DW} sudaki kalibrasyon faktörü ve k_Q düzeltme faktörleri ile çarpıldı ve soğurulan doz;

$$D_{W,Q} = M_Q \times N_{D,Q} \times k_Q$$

denklemini ile hesaplandı.

Ölçümde kullanılan iyon odasında $N_{DW} = 566,208 \text{ mGy/nC}$ 'dir. 6 MV için k_Q değerleri ışın kalitelerine bağlı olarak IAEA TRS 398 protokolünde tablo olarak verilmiştir. 6MV için k_Q değeri 0.991'dir (26).

$$M_Q = M_O \times C_{TP} \times k_{pol} \times k_s$$

M_O : Okuma değeri

C_{TP} : Basınç-Sıcaklık düzeltmesi

$$C_{TP} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + 20)} \times \frac{1013}{P}$$

k_{pol} : Polarite faktörü

k_s : Yeniden birleşme faktörü

Rando fantoma ait tedavi ışınlanması yapıp elektrometreden okunan okuma değeri IAEA'nin TRS 398 protokolüne göre soğurulan doza dönüştürüldü (20). TPS tarafından hesaplanan değerler ile silindirik iyon odası ölçüm sonuçlarının kıyaslanması **Çizelge 1.**'de verilmiştir.

Çizelge 1. Silindirik İyon Odası ile Ölçülen Doz Değerleri ve TPS hesaplamaları.

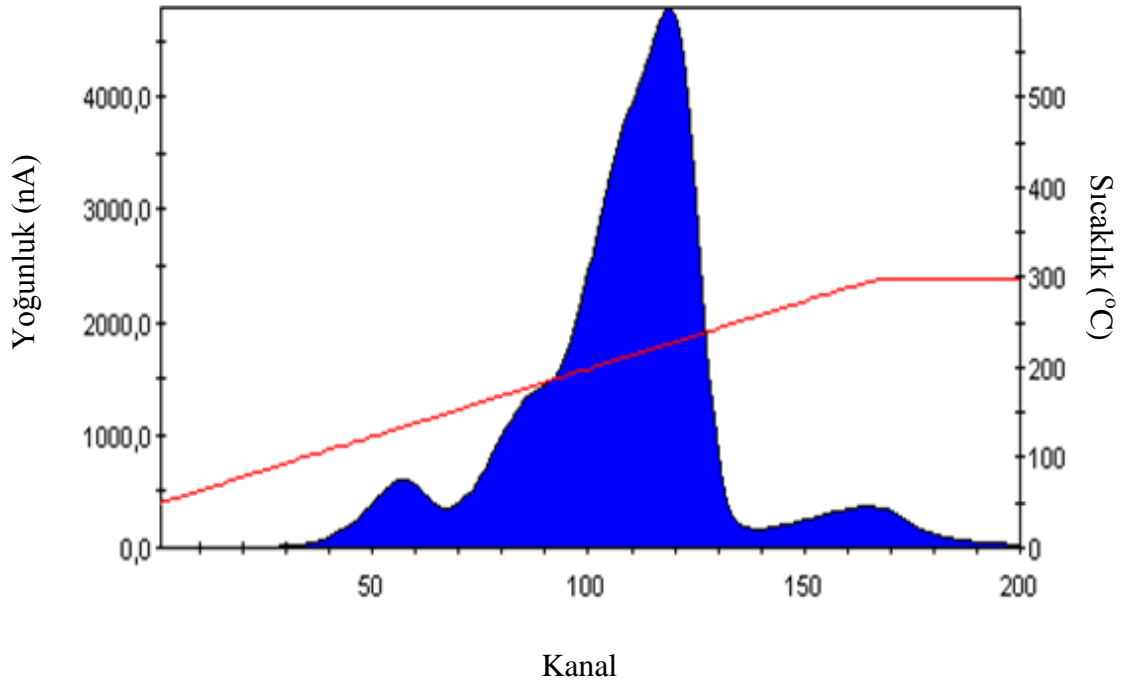
Kritik Organlar	İyon Odası (Gy)	TPS (Gy)	% Fark
Mesane	0,392	0,393	0,25
PTV	1,990	2,046	2,74
Rektum	0,437	0,450	2,89
Sol Femur	0,497	0,506	1,78
Sağ Femur	0,479	0,496	3,43

İyon odası ve TPS değerleri arasındaki fark;

$$\% Fark = \frac{|\text{İyon odası} - \text{TPS}|}{\text{TPS}} \times 100 \text{ formülü kullanılarak hesaplanmıştır.}$$

4.3. TLD-100 Kristallerinin Kalibrasyonu

TLD-100 kristalleri alkol ile ultrasonik banyoda yıkanarak temizlenmiştir. TLD'lerin tuzaklanan elektronları boşaltmak amacıyla TLD fırınında 400 °C'de, 1 saat süreyle tavlama işleminden geçirilmiştir. TLD'lerin kalibrasyonu lineer hızlandırıcıda 6 MV foton demeti kullanılarak yapılmıştır. Lineer hızlandırıcının mekanik ve dozimetrik kontrolleri (Ek 2.) yapıldıktan sonra SSD = 100 cm'de 1,6 cm derinlikte 10 × 10 cm²'lik alanda katı su fantomuna yerleştirilen TLD'lere 100 cGy doz verilmiştir. Ardından TLD fırınında 100 °C'de 10 dakika ön ısıtma uygulanmıştır. TLD okuyucusunda TLD'lerin her birinin verilen doz için verdikleri lüminesans şiddeti 10 °C/s ısıtma hızında 300 °C sıcaklığa kadar ölçülmüştür (Şekil 27).



Şekil 27. Çalışmada kullanılan TLD-100 için lüminesans eğrisi. Eğri altında kalan toplam alan, fosforun aldığı doz ile orantılıdır.

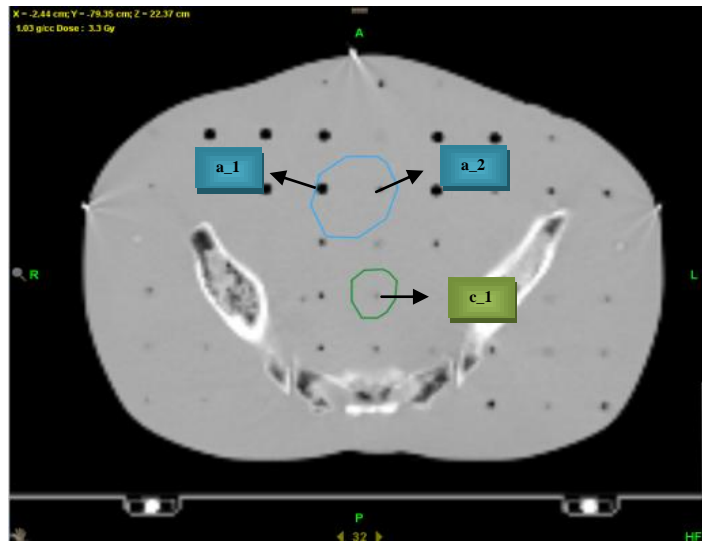
Tüm TLD'ler aynı duyarlılıkta olmadığı için aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda lüminesans salarlar. Okumaların aynı olmasını sağlamak için her TLD için *element düzeltme faktörü (ECC)* denilen ağırlık faktörü verilmiştir. Her bir TLD kristali için verilen ECC faktörü farklı olduğundan bu aşamadan sonra TLD'leri karıştırmamak için her biri numaralandırılmıştır. TLD'lerin nC (nano Coulomb) cinsinden verdikleri doz cevaplarının soğurulan radyasyon miktarına dönüştürmek için *okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF)* bulunmuştur. Doz yanıtlarının birine yakın olan ve tekrarlanabilirlikleri $\pm\%5$ içinde kalan **40** adet TLD çalışmada kullanılmıştır.

4.4. Rando Fantomda TLD-100 Dozimetrileri ile Yapılan Ölçümler

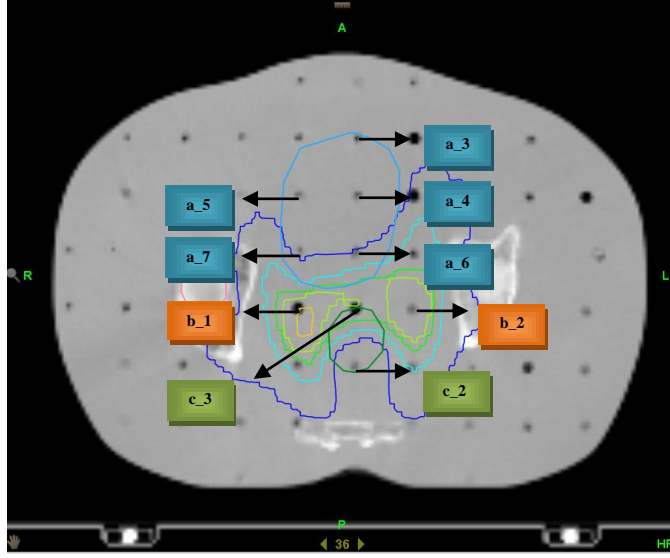
Tedavi planının bir diğer kalite kontrolü Rando fantomda TLD-100 dozimetrleri kullanılarak yapılmıştır. Fantoma ait tedavi ışınlaması yapıp TLD-100 dozimetrlere elde edilen değerler TPS ile hesaplanan değerler ile kıyaslanmıştır.

4.4.1. TLD-100 Dozimetrilerinin Rando Fantom Üzerindeki Adresleri

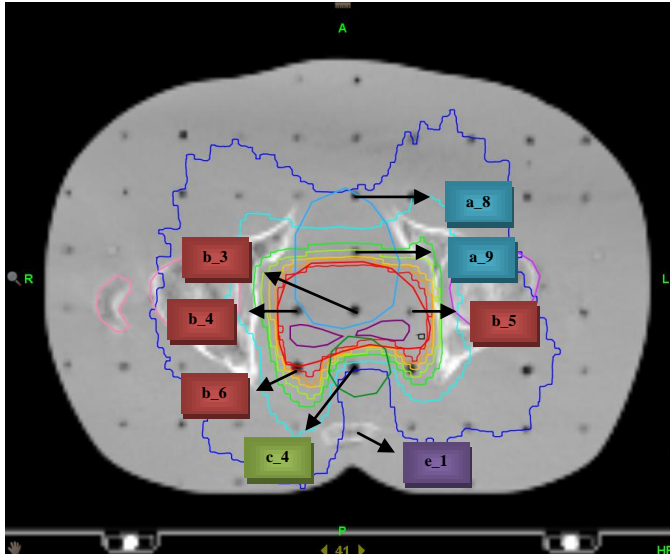
Çalışmada kullanılan TLD-100 dozimetrlere ait adresleri Şekil 28-33'de verilmiştir.



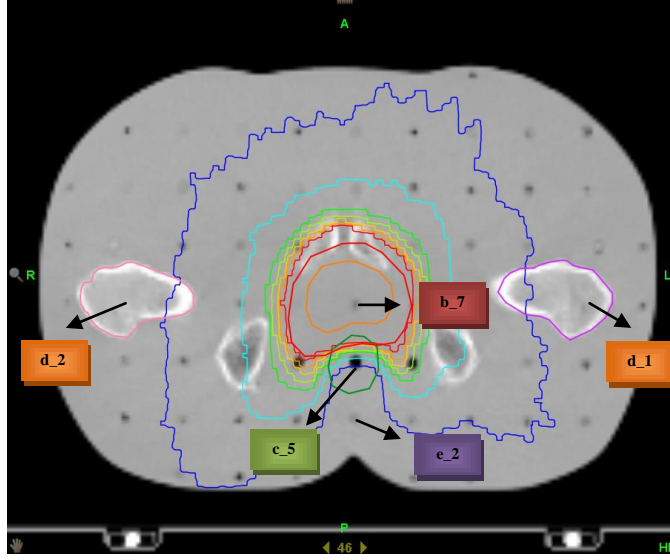
Şekil 28. Rando fantomun 29. kesitine ait dozimetri adresleri.



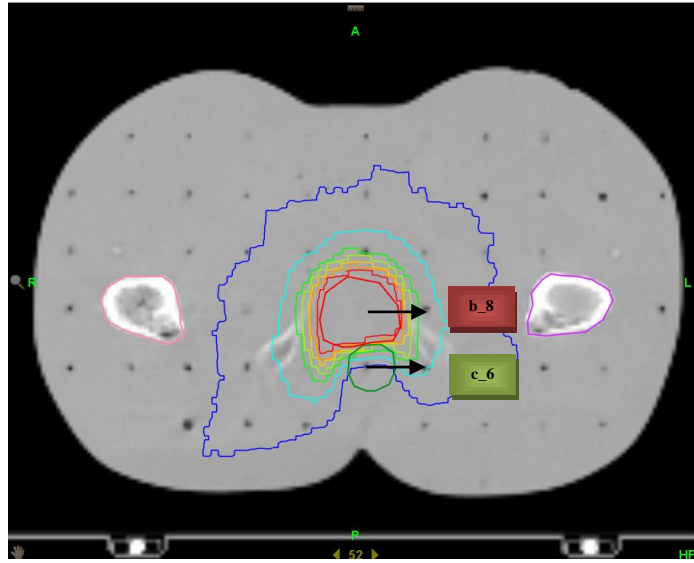
Şekil 29. Rando fantomun 30. kesitine ait dozimetri adresleri.



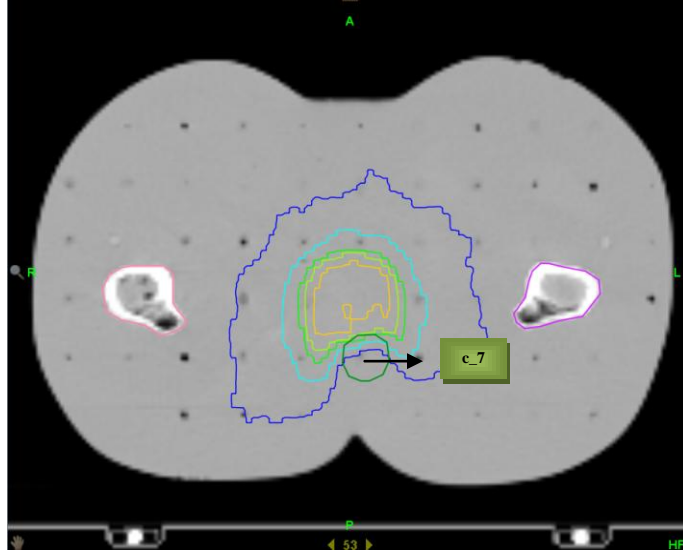
Şekil 30. Rando fantomun 31. kesitine ait dozimetri adresleri.



Şekil 31. Rando fantomun 32. kesitine ait dozimetri adresleri.



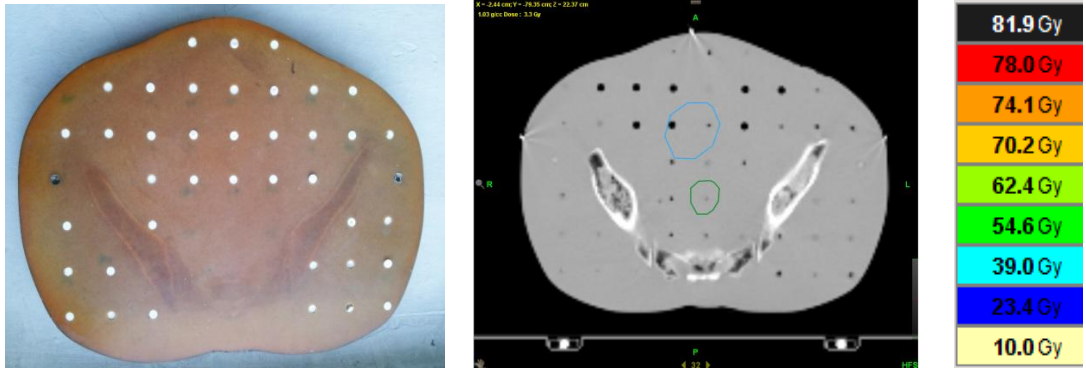
Şekil 32. Rando fantomun 33. kesitine ait dozimetri adresleri.



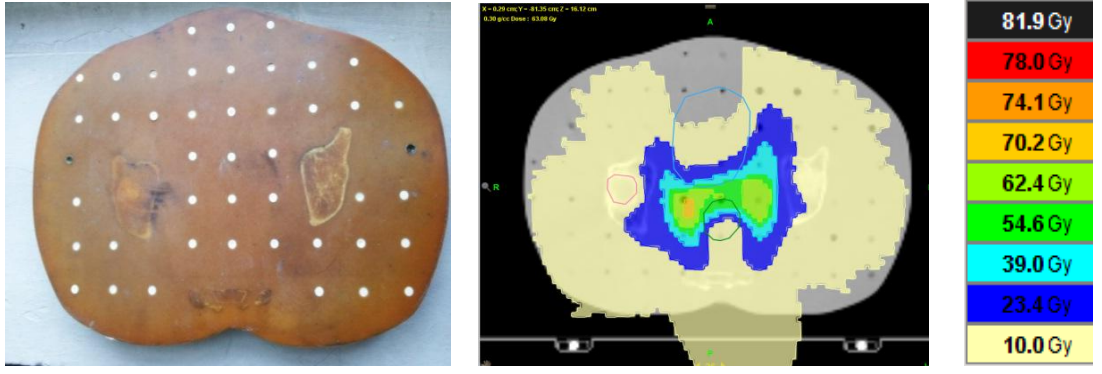
Şekil 33. Rando fantomun 34. kesitine ait dozimetri adresleri.

4.4.2. Rando Fantom Prostat Tedavi Planına ait Doz Dağılımları

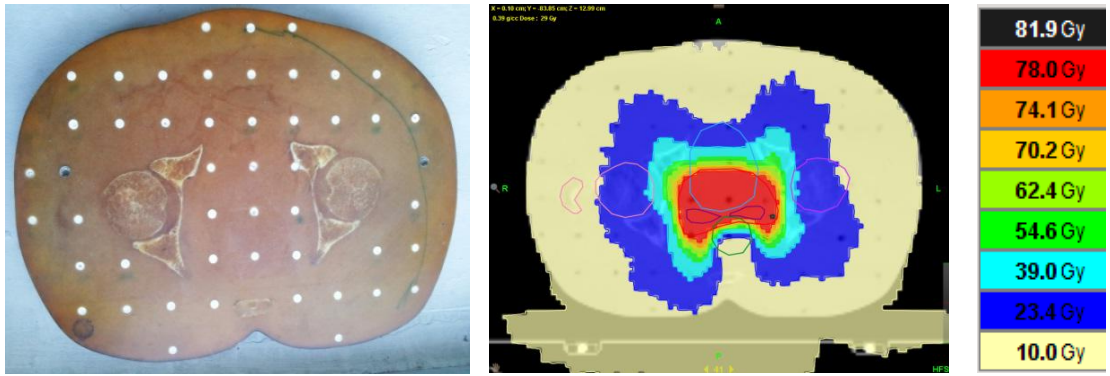
Çalışmada kullanılan Rando fantom kesitleri ve doz dağılımları Şekil 34-39'da verilmiştir.



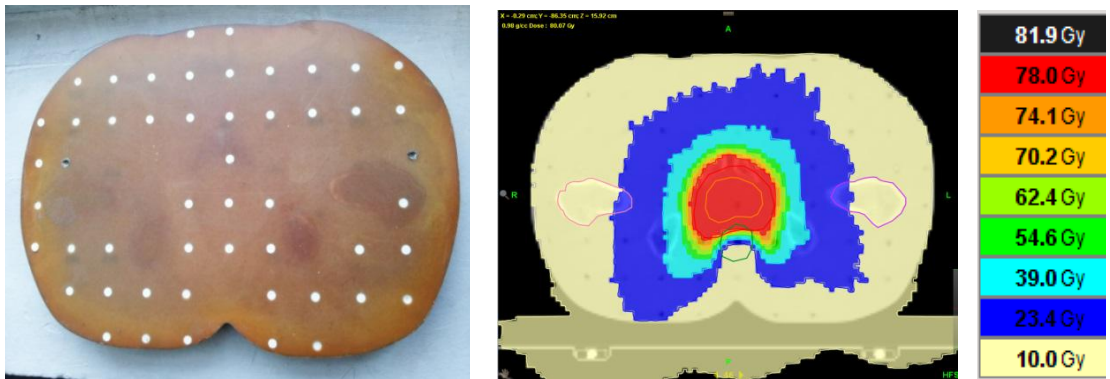
Şekil 34. Rando fantomun 29. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.



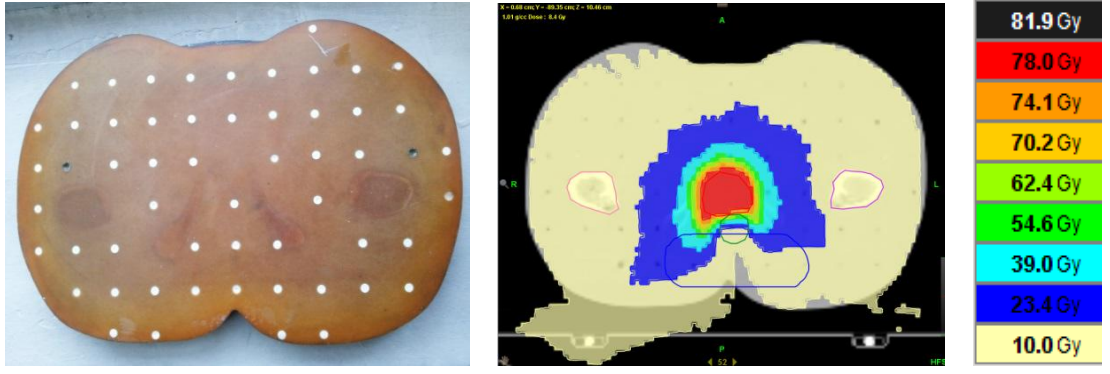
Şekil 35. Rando fantomun 30. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.



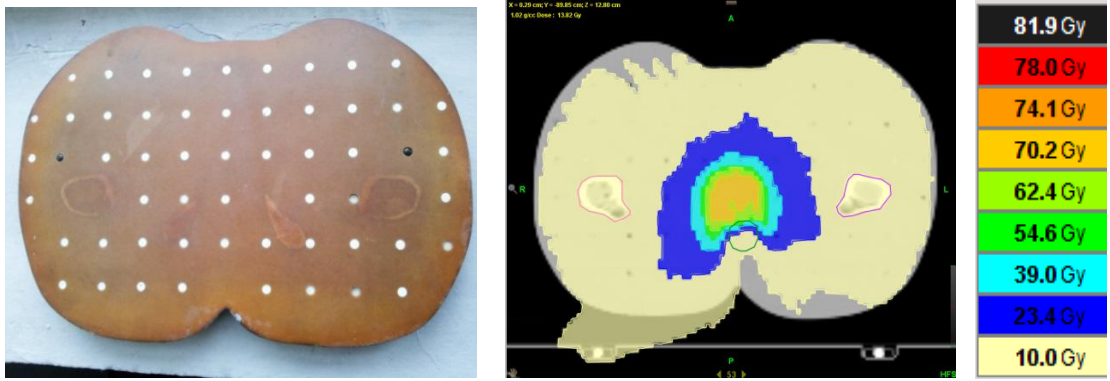
Şekil 36. Rando fantomun 31. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.



Şekil 37. Rando fantomun 32. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.



Şekil 38. Rando fantomun 33. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.



Şekil 39. Rando fantomun 34. kesiti, tomoterapide yapılan plan ve doz dağılımları.

4.4.3. TLD-100 Dozimetrileri ile Yapılan Ölçümler

TPS sisteminden okunan doz değerleri ve ortalamaları Çizelge 2.'de ve TLD-100 okumaları sonucu elde edilen doz değerleri Çizelge 3-5.'de ve TLD-100 okumalarının ortalamaları ve TPS sistemi ile değerlendirilmesi Çizelge 6.'da verilmiştir.

Çizelge 2. TLD-100 adresleri ve TPS_{Ort} doz değerleri

Kritik Organlar	TLD-100 Adresleri	TPS_{Ort} (Gy)
Mesane	a_1	3,3
Mesane	a_2	3,0
Mesane	a_3	6,4
Mesane	a_4	6,6
Mesane	a_5	12,9
Mesane	a_6	19,7
Mesane	a_7	27,0
Mesane	a_8	29,8
Mesane	a_9	42,0
PTV Komşuluğu	b_1	57,4
PTV Komşuluğu	b_2	64,8
Mesane + PTV	b_3	80,6
PTV	b_4	73,6
PTV	b_5	73,3
PTV	b_6	80,1
PTV	b_7	74,1
PTV	b_8	78,0
Rektum	c_1	4,1
Rektum	c_2	8,5
Rektum	c_3	57,6
Rektum	c_4	62,1
Rektum	c_5	29,0
Rektum	c_6	19,0
Rektum	c_7	13,7
Sol Femur	d_1	20,1
Sağ Femur	d_2	13,3
Koruma Hacmi	e_1	7,9
Koruma Hacmi	e_2	10,7

TPS_{Ort} : TLD yuvalarının TPS’de okunan 3 farklı nokta için doz değerlerinin ortalaması

Çizelge 3. Birinci ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri

Kritik Organlar	TLD-100 Adresleri	TLD (Gy)	Σ TLD (Gy)
Mesane	a_1	0,084	3,3
Mesane	a_2	0,079	3,1
Mesane	a_3	0,138	5,4
Mesane	a_4	0,156	6,1
Mesane	a_5	0,300	11,7
Mesane	a_6	0,479	18,7
Mesane	a_7	0,715	27,9
Mesane	a_8	0,808	31,5
Mesane	a_9	1,062	41,4
PTV Komşuluğu	b_1	1,426	61,7
PTV Komşuluğu	b_2	1,582	55,6
Mesane + PTV	b_3	1,777	69,3
PTV	b_4	1,977	77,1
PTV	b_5	1,833	71,5
PTV	b_6	1,854	71,4
PTV	b_7	1,831	72,3
PTV	b_8	1,894	73,9
Rektum	c_1	0,085	3,3
Rektum	c_2	1,554	8,3
Rektum	c_3	1,379	53,8
Rektum	c_4	0,213	60,6
Rektum	c_5	0,449	24,1
Rektum	c_6	0,356	17,5
Rektum	c_7	0,618	13,9
Sol Femur	d_1	0,456	17,8
Sağ Femur	d_2	0,395	15,4
Koruma Hacmi	e_1	0,185	7,2
Koruma Hacmi	e_2	0,274	10,7

TLD; Tek ışınlama sonucu okunan doz değeri, Σ TLD; 39 gün sonra TLD'nin alacağı toplam doz (Σ TLD= 39 × TLD).

Çizelge 4. İkinci ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri

Kritik Organlar	TLD-100 Adresleri	TLD (Gy)	Σ TLD (Gy)
Mesane	a_1	0,079	3,1
Mesane	a_2	0,074	2,9
Mesane	a_3	0,159	6,2
Mesane	a_4	0,151	5,9
Mesane	a_5	0,351	13,7
Mesane	a_6	0,445	17,3
Mesane	a_7	0,726	28,3
Mesane	a_8	0,772	30,1
Mesane	a_9	1,121	43,7
PTV Komşuluğu	b_1	1,456	62,2
PTV Komşuluğu	b_2	1,595	56,8
Mesane + PTV	b_3	1,895	73,9
PTV	b_4	1,962	76,5
PTV	b_5	1,931	75,3
PTV	b_6	1,925	67,3
PTV	b_7	1,726	75,1
PTV	b_8	1,902	74,2
Rektum	c_1	0,108	4,2
Rektum	c_2	1,592	9,2
Rektum	c_3	1,441	56,2
Rektum	c_4	0,236	62,1
Rektum	c_5	0,454	28,1
Rektum	c_6	0,372	17,7
Rektum	c_7	0,721	14,5
Sol Femur	d_1	0,485	18,9
Sağ Femur	d_2	0,336	13,1
Koruma Hacmi	e_1	0,192	7,5
Koruma Hacmi	e_2	0,249	9,7

TLD; Tek ışınlama sonucu okunan doz değeri, Σ TLD; 39 gün sonra TLD'nin alacağı toplam doz ($\Sigma \text{TLD} = 39 \times \text{TLD}$).

Çizelge 5. Üçüncü ışınlamanın ardından okunan TLD doz değerleri

Kritik Organlar	TLD-100 Adresleri	TLD (Gy)	Σ TLD (Gy)
Mesane	a_1	0,090	3,5
Mesane	a_2	0,062	2,4
Mesane	a_3	0,172	6,7
Mesane	a_4	0,167	6,5
Mesane	a_5	0,303	11,8
Mesane	a_6	0,487	19
Mesane	a_7	0,751	29,3
Mesane	a_8	0,872	34
Mesane	a_9	1,179	46
PTV Komşuluğu	b_1	1,492	58,5
PTV Komşuluğu	b_2	1,500	58,2
Mesane + PTV	b_3	1,869	72,9
PTV	b_4	1,931	75,3
PTV	b_5	1,854	72,3
PTV	b_6	2,082	76,1
PTV	b_7	1,951	81,2
PTV	b_8	1,96	76,5
Rektum	c_1	0,113	4,4
Rektum	c_2	1,444	8,6
Rektum	c_3	1,467	57,2
Rektum	c_4	0,221	56,3
Rektum	c_5	0,467	28,6
Rektum	c_6	0,367	18,2
Rektum	c_7	0,733	14,3
Sol Femur	d_1	0,479	18,7
Sağ Femur	d_2	0,354	13,8
Koruma Hacmi	e_1	0,203	7,9
Koruma Hacmi	e_2	0,267	10,4

TLD; Tek ışınlama sonucu okunan doz değeri, Σ TLD; 39 gün sonra TLD'nin alacağı toplam doz (Σ TLD= 39 × TLD).

Çizelge 6. ΣTLD_{Ort} , TPS_{Ort} ve aralarındaki %Fark

Kritik Organlar	TLD-100 Adresleri	ΣTLD_{Ort} (Gy)	TPS_{Ort} (Gy)	% Fark
Mesane	a_1	3,2 \pm 0,2	3,3	% 3
Mesane	a_2	2,8 \pm 0,3	3	% 6,7
Mesane	a_3	6,1 \pm 0,5	6,4	% 4,7
Mesane	a_4	6,2 \pm 0,2	6,6	% 6,6
Mesane	a_5	12,4 \pm 0,9	12,9	% 3,9
Mesane	a_6	18,3 \pm 0,7	19,7	% 6,9
Mesane	a_7	28,5 \pm 0,5	27	% 5,6
Mesane	a_8	31,9 \pm 1,4	29,8	% 7
Mesane	a_9	43,7 \pm 1,5	42	% 4
PTV Komşuluğu	b_1	56,9 \pm 3,9	57,4	% 0,8
PTV Komşuluğu	b_3	60,8 \pm 3,9	64,8	% 4,3
Mesane + PTV	b_4	76,3 \pm 4,3	80,6	% 4,7
PTV	b_5	72 \pm 2,1	73,6	% 2,2
PTV	b_6	73 \pm 1,5	73,3	% 0,4
PTV	b_7	76,2 \pm 3,4	80,1	% 3,4
PTV	b_8	71,6 \pm 4,6	74,1	% 4,9
PTV	b_9	74,9 \pm 1,1	78	% 4
Rektum	c_1	4 \pm 0,4	4,1	% 3,3
Rektum	c_2	8,7 \pm 0,3	8,5	% 3,9
Rektum	c_3	55,7 \pm 1,3	57,6	% 3,3
Rektum	c_4	59,7 \pm 2,2	62,1	% 2,3
Rektum	c_5	26,9 \pm 1,9	29	% 7,1
Rektum	c_6	17,8 \pm 0,3	19	% 6,3
Rektum	c_7	14,2 \pm 0,2	13,7	% 3,9
Sol Femur	d_1	18,5 \pm 0,4	20,1	% 8,1
Sağ Femur	d_2	14,1 \pm 0,8	13,3	% 6
Koruma Hacmi	e_1	7,5 \pm 0,2	7,9	% 5,1
Koruma Hacmi	e_2	10,2 \pm 0,4	10,7	% 4,6

ΣTLD_{Ort} ; Üç ışınlama sonucu elde edilen ölçüm değerlerinin ortalamasının 39 gün sonra alacağı doz, TPS_{Ort} : TPS'den okunan 3 farklı noktanın doz değerlerinin ortalaması

5. SONUÇ ve TARTIŞMA

Bu çalışmada, tomoterapi Hi-ART tedavi planlama sisteminde prostat hedef hacmi için hedef hacim ve sağlıklı dokuların aldığı dozlar tedavi planlama sistemi ile belirlenmiştir. TPS ile alınan sonuçlar klinikte kullanılan iyon odaları ve fantomlar kullanılarak yapılan ölçümlerle karşılaştırılmıştır. Uygulanacak tedavinin farklı üç günü için, TLD-100 dozimetreleri ve rando fantom kullanılarak hedefin ve sağlıklı dokuların aldığı dozlar ölçülmüştür. Her ölçüm için alınan sonuçlar karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

Esch ve ark. (2007) octavius fantomda düzlem iyon odasını konvansiyonel lineer hızlandırıcı ve helikal tomoterapide cihaz ve plan kalite kontrolünde kullanmışlardır. Kabul kriteri olarak DTA için **3mm** ve doz tolerans düzeyi için ise **%1** ve **%5** almışlardır (27). Low vd. (2003) yaptığı çalışmada: 3mm uyuşma mesafesinde (DTA: distance to agreement) **%3** doz farkı (DD: dose difference) tolerans limitini kabul etmektedir (28).

Bu çalışmada hedef hacim değerlendirilmesi DTA için **3mm** ve doz tolerans düzeyi **%3** gama analiz kriterleri kullanılarak yapılmıştır. Hesaplamalarda dikkate alınan noktaların **%99,4**'ü bu kriteri sağladığı görülmüştür. Gama indeks değerlendirmesini geçemeyen noktalar hem hedef hacim (PTV) hem de düşük doz bölgesinde yer almaktadır. Kübik iyon odaları cm mertebesinde aralıklarla dizilmiş olmasından dolayı ölçüm noktası sayısı kısıtlıdır. Hızlı doz düşmesinin olduğu bölgelerde belirsizliğin arttığı ayrıca düşük doz bölgesinde saçılmalardan kaynaklanan dozun ölçülmesinde bir takım eksiklikleri olduğu düşünülmektedir.

İyon odaları silindirik yapıları bakımından helikal tedavide dozun yöne bağımsız olarak ölçülmesinde ve pratik olması açısından bir avantaj olarak görülebilir. Fakat iyon odaları sıcaklık basınç gibi parametrelerden kolay etkilenen dozimetrelerdir. Bu sebepten ölçümler alınırken sıcaklık basınç gibi parametrelerden iyon odasının fazla etkilenmemesi amacıyla tüm ölçümlerin sabit parametrelerde alınmasına özen gösterilmiştir.

Kumar ve ark. (2012), çalışmalarında kullandıkları farklı hacimli iyon odası ile soğurulan doz ölçümlerinde hesaplanan ve ölçülen doz değerlerinin %5'in altında olduğunu belirtmişlerdir (29). Fraser ve ark. (2009), çalışmalarında farklı hacime sahip iyon odası kullanarak, YART tekniği ile 50 hastaya ait plan kalite kontrolü (QA) yaparak nokta doz ölçümü yapmışlardır (30). YART planlarında 0,6 cc iyon odası için hesaplanan ve ölçülen nokta doz değerleri arasındaki ortalama farkı %3,5 elde etmişlerdir.

Bu çalışmada cheese fantomda, 0,6 cc iyon odası kullanılarak hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farkın %0,25-%3,43 arasında olduğu **Çizelge 1.**'de görülmektedir. En yüksek % fark düşük doz bölgesindeki sağ femur hacminde ölçülmüştür. Yapılan ölçüm sonuçları literatürle uyum içindedir.

TLD ölçüm değerleri tedavi planlama sistemindeki hesaplanan değerlerle karşılaştırıldığında aralarındaki farkın % 0,4-8,1 arasında değiştiği görülmüştür. Klein vd. (2009) yayınladığı AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) 142 nolu raporda, hesaplanan doz ile ölçülen dozun $\pm\%5$ doğruluk içerisinde olması gerektiği belirtilmiştir (31).

Hedef hacmin (PTV) aldığı dozun incelenmesi amacıyla yapılan çalışmamızda prostat için elde edilen farklar %0,4-%4,9 arasındadır. Elde edilen sonuçların da literatür ile uyum içerisinde olduğu görülmektedir. Hedef komşuluğunda olan mesanenin hedefe yaklaştıkça aldığı dozların arttığı ve iç içe geçmiş tümörlü mesane hacminin de planlandığı gibi hedefe uygulanan dozu aldığı **Çizelge 6.**'da görülmektedir. Mesanenin aldığı dozlar %3-%7 arasında değişmektedir. Hedef hacmin bir diğer komşuluğunda olan rektumun hedef ile yapışık olduğu noktalarda aldığı dozun yükseldiği ve rektumun aldığı dozların %2,3-%7,1 arasında değiştiği tespit edilmiştir. Femur başları %6-%8,1 koruma hacmi içinse %4,6-%5,1 arasında değişen doz farklılıkları olduğu gözlenmiştir. Çalışmada elde edilen farklar bir bütün olarak değerlendirilecek olursa günlük tedavide $\geq 1\text{Gy}$ doz alan TLD dozimetride elde edilen fark $\pm\%5$ civarında olduğu belirlenmiştir. $\pm\%5$ doğruluk içerisinde olmayan TLD dozimetride günlük aldıkları dozların $<1\text{Gy}$ 'den düşük olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca koruma hacmi için hesaplanan ve ölçülen dozun literatür için kabul edilen sınırlar içerisinde olduğu belirlenmiştir.

Tomoterapi IGRT tekniğinin kullanıldığı bir cihazdır. MVCT taraması yapılan bir hastanın günlük aldığı doz ortalama 1-3 cGy'dir (5). Çalışmada rando fantomun TLD dozimetlerinden uzak bölgeleri üzerinden MVCT taraması yapılarak dozimetlerin olabildiğince düşük doz alması sağlanmıştır. Sonuçta TLD dozimetlerinin aldığı doz MVCT taraması dozlarını da içermektedir. TPS sistemi ise MVCT taramasında hastanın aldığı dozu içermemektedir. Bu sebepten düşük doz alan TLD'lerin yüzde farkının artmasına katkısı olduğu düşünülmektedir.

Sistematik hatalar dışında hedef hacmin (PTV'nin) aldığı dozun incelenmesi amacıyla hazırlanan tez kapsamında hedef hacmin planlama sistemindeki doz değerleri ile ölçülen değerlerinin $\pm\%5$ doğruluk içerisinde olduğu sonucuna varılmıştır.

TLD'ler küçük boyutlu olmaları, yüksek hassasiyette, doku eşdeğeri olması, doz hızı, sıcaklık ve enerji bağımlılığının düşük olması nedeniyle retrospektif çalışmalarda avantaj yarattığı düşünülmektedir. Birçok faktörden bağımsız olmaları nedeniyle uygun in-vivo dozimetri yöntemi olmakla birlikte, soğurmuş olduğu dozun belirlenmesinin uzun zaman alması bir dezavantaj olarak görülmektedir. Tedavi planlama sürecinde oluşabilecek dozimetrik hataların belirlenmesinde TLD in-vivo doz ölçüm sisteminin, pratik olmasa da yararlı olduğu düşünülmektedir.

5. EK BİLGİLER

Ek 1. Gama İndeks

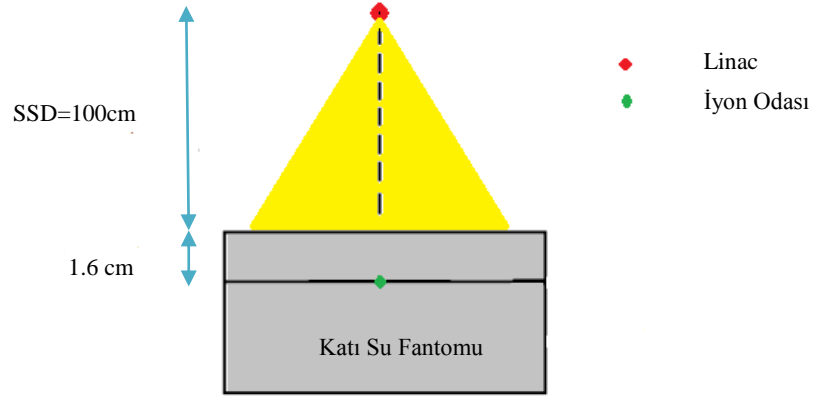
TPS'de hesaplanan ve deneysel olarak ölçülen doz dağılımının karşılaştırılmasında ve birbirleriyle uyumluluğunun değerlendirilmesinde kullanılır. İlgilenilen kesitlerin doz haritası TPS hesaplanır ve ölçüm sonucu elde edilen doz haritası ile kıyaslanır. Verisoft yazılımı ile gama analizini geçen piksellerin değerlendirilmesi yapılır.

Esch ve ark. (2007) octavius fantomda düzlem iyon odasını konvansiyonel lineer hızlandırıcı ve helikal tomoterapide cihaz ve plan kalite kontrolünde kullanmışlardır. Kabul kriteri olarak DTA için **3mm** ve doz tolerans düzeyi için ise **%1** ve **%5** almışlardır (27). Low vd. (2003) yaptığı çalışmada: 3mm uyuşma mesafesinde (DTA: distance to agreement) **%3** doz farkı (DD: dose difference) tolerans limiti olarak kabul etmektedir (28). Gama indeks =1 hesaplanan ve ölçülen dozun $\pm\%3$ ve **3 mm** içinde olduğunu göstermektedir.

Ek 2. 6 MV Foton Demeti İçin Lineer hızlandırıcının Doz Verimi Kalite Kontrol Testi

Lineer hızlandırıcının doğru çalışılabilirliğinin kontrol edilmesinde periyodik kalite kontrol testleri uygulanır. Bu çalışmaya başlamadan önce dozimetrik ölçümler kapsamında cihazın ürettiği radyasyonun verimi kontrol edilmiştir.

Cihaz SSD=100 cm ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutlarında 6 MV foton demeti için maksimum doz derinliği $d_{\text{maks}}=1,6 \text{ cm}$ 'de 100 MU=1 Gy olacak şekilde kalibre edilmiştir. Kalibrasyon için katı su fantomu ve 0,6 cc iyon odası kullanılmıştır. TLD-100 dozimetlerinin kalibrasyonunda doz verimi kalite kontrol parametreleri kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 40. Kalite Kontrol Test Düzeneği

6. KAYNAKLAR

1. Martin, J.E., 2013, “Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği”, Çeviri Editörleri : A.Güneş Tanır, M.Hicabi, Bölükdemir, Kemal Koç, Palme Yayıncılık, Ankara.
2. Karaman, O., 2012, “Radyoterapide Uygulanan Alçılı Hastalarda X-Işınlarının Dozimetrik Etkisi”, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
3. ICRU Report 50, 1993, “Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy”, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda.
4. Ezzell,G.A., Galvin, J.M., Low, D., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L., Yu, C.X., Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med. Phys. 30 (8), 2003.
5. Mackie, T.R., Holmes, T., Swerdloff, S., Reckwerd, P., Deasy, J.O., Yang, J., Paliwal, B., Kinsella T., Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. Med Phys.20 (6), 1993.
6. Alkan, N.,Ö., 2006, “Homojen Olmayan Vücut Yapıları için Üç Boyutlu Tedavi Planlama Algoritmalarının Doğruluklarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması.”, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
7. Bilge, H., Gökçe, Ş.Ç., Özyiğit, G., Yıldız, O.G., 2013, “Temel ve Klinik Radyoterapi”, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği ,Ankara.
8. Williams, J.R., and Thwaites, D.I., 2000, “Radiotherapy Physics in Practice.” New York: Oxford University Press.
9. Radiation Oncology in Integrated Cancer Management, 1986, “Report of the Inter-Study Council for Radiation Oncology “.
10. Mackie, T. R., 2006, History of tomotherapy. Phys. Med. Biol. 51, R427-R453.

11. Aitken, M. J., 1998, “An Introduction to Optical Dating”, Oxford University Press, London.
12. Kaya, Ş., 2009, ” Türkiye Kaynaklı Doğal Kuvarsın Lüminesans Özellikleri ve Geriye Dönük Dozimetri Çalışmalarında Kullanımı.”,Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
13. Çatlı, S., 2012, “İnsan Vücuduna Yerleştirilen Biyomalzemelerin Radyoterapideki Doz Dağılımına Etkisinin Monte Carlo Yöntemiyle ve Dozimetrik Olarak İncelenmesi.” Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
14. Kissick, M. W., Fenwick, J., James, A. J., Jeraj, R., Kapatoes, J. M., Keller, H., Mackie, T. R., Olivera, G., Soisson, E. T., 2005, The helical tomotherapy thread effect. Med. Phys. 32 (5).
15. Tomoterapi Hi-Art, <http://www.denvertomotherapy.net/>, Erişim: 20 Aralık 2013.
16. Balog, J. and Soisson, E., 2008, Helical tomotherapy quality assurance. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 71, No. 1, Supplement.
17. Khan, F. M., 2003, “The Physics of Radiation Therapy, 3rd Edition” Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, Chapter 4.
18. Alderson Phantom, http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm, Erişim: 20 Aralık 2013.
19. The Phantom Laboratory, http://www.phantomlab.com/pdf/RAN100_110DS.pdf, Erişim: 20 Aralık 2013.
20. Poppe, B., Blechschmidt, A., Djouguela, A., Kollhoff, R., Rubach, A., Wilborn, K.C., Harder, D., 2006, Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. Med. Phys. 33 (4).
21. PTW Ionizing Radiation Detectors, 2006. Detectors for Relative and Absolute Dosimetry,2001. Scanditronix Wellhöfer- Germany.
22. Marinello, G., 2005, Methods for in vivo dosimeter in external radiotherapy. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.
23. Harshaw 3500 Manual TLD Reader Product Brochure, 2011. JRT Associates
24. Thermo Scientific, <http://www.thermo.com/com/cda/product/detail/1,1055,20408,00.html>, Erişim: 21 Mart 2011.

25. Thomas, S.D., Mackenzie, M. , Field, G.C., Syme, A.M., and Fallone, B.G., 2005, Patient specific treatment verifications for helical tomotherapy treatment planes. *Med. Phys.* 32 (12).
26. Technical Report Series No:398, 2000, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency, Vienna.
27. Esch, V.,A., Clermont, C., and Devillers, M., Lori, M., Huyskens, D.P., 2007, On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and Octavius phantom. *Med. Phys.* 34 (10), 3825-3837.
28. Low, D.A., Dempsey, J.F., 2003, Evaluation of teh gama dose distribution comparison method *Med. Phys.* 30 (9) .
29. Kumar, S., Sukumar, P., Sriram, P., Rajasekaran, D., Aketi, S. and Vivekanandan, N., 2012, A patient-Specific quality assurance study on absolute dose verification using ionization chambers of different volumes in RapidArc treatments, *Medical Dosimetry* 37.
30. Fraser, D., Parker, W., Seuntjens, J., 2009, Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol 10, No 4.
31. Klein, E.E, Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F. F., Simon, W., 2009, Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics* 36.

7. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı: ERDOĞAN, Taha

Doğum Tarihi ve Yeri: 08.07.1988, Ankara

Mail: taha.erdogan@icloud.com

Yabancı Dil: İngilizce (ÜDS-Mart 2012- Puan: 70)

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı	2014
Lisans	Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü	2012 (3,5 Yıl)
Lise	Esenevler Anadolu Lisesi	2006

İş Deneyimi

Kurum	Görev	Tarih
T.C. Sağlık Bakanlığı Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği	Gönüllü Stajyer	2013 (1 Yıl)
Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi	Öğrenci Asistanı	2012