

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYOTERAPİ ALAN HASTALARDA İNTEGRAL DOZ
FARKLILIKLARININ TEDAVİ CİHAZ VE TEKNİKLERİNE GÖRE MOSFET
VE TLD DOZİMETRİSİ İLE İN VİVO DOZ DEĞERLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Emine IŞIK

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

**ANKARA
2015**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Emine Işık tarafından hazırlanan ”Radyoterapi Alan Hastalarda İntegral Doz Farklılıklarının Tedavi Cihaz ve Tekniklerine göre MOSFET ve TLD Dozimetrisi ile İn vivo doz Değerlerinin Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı / Sağlık Fiziği Programında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ

Eş Danışman : Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ

AÜTF Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı



Prof. Dr. Ali Ulvi Yılmaz

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü



Doç. Dr. Bahar Dirican

GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı



Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

RADYOTERAPİ ALAN HASTALARDA İNTEGRAL DOZ FARKLILIKLARININ TEDAVİ CİHAZ VE TEKNİKLERİNE GÖRE MOSFET VE TLD DOZİMETRİSİ İLE İN VIVO DOZ DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Emine IŞIK

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

Danışman: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ
Eş Danışman: Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Radyoterapi kanser tedavisinin önemli bir parçası olmakla beraber kanser gelişimine de neden olabilmektedir. Geçen 10 yıl içinde radyoterapinin, ikincil kanser gelişimine küçük ama istatistikî olarak anlamlı katkıda bulunduğu gösterilmiştir. Hedef doku dışındaki dokuların almış olduğu doz olarak tanımlanan integral dozdaki artış uzun dönem yaşayan hastalarda radyoterapiye bağlı ikincil kanser risklerinin artışına neden olmaktadır. Radyoterapi sırasında tedavi alanı dışında ikincil radyasyonun oluşumu biliniyor olmasına rağmen yeni tedavi tekniklerine bağlı farklılıklar dozimetrik olarak tam değerlendirilmemiş ve hala hipotetik düzeyde kalmıştır.

Bu çalışmada farklı cihaz ve tedavi teknikleri (3 Boyutlu Konformal Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi) ile uygulanan radyoterapide, alan dışında oluşan integral dozun in vivo dozimetrik olarak ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bunun için in vivo dozimetri sistemlerinden Termolüminesans Dozimetre (TLD) ve Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors (MOSFET) dozimetre kullanılarak karşılaştırma yapılmıştır. Yüksek enerjinin daha çok kullanıldığı ve yüksek doz uygulamalarının daha çok yapıldığı pelvik bölge, hedef tedavi alanı olarak seçilmiştir. Farklı tedavi teknikleri ile yapılan uygulamalara özel tedavi planlaması sonrasında rando fantomda belirlenen hacim beş ayrı cihazda ışınlanmıştır. Tedavi alanı dışındaki 11 lokalizasyona in vivo dozimetri yerleştirilmiştir. Alan dışı bölgelerde yer alan organların maruz kaldığı dozlar belirlenmiştir. Yapılan planlamalar rando fantom üzerinde MOSFET ve TLD dozimetrelerinden okunan doz değerleri ile karşılaştırılmıştır.

İntegral dozun ölçümünde TLD-100 dozimetre sisteminin MOSFET dozimetre sistemine göre daha doğru ve anlamlı sonuçlar verdiği çıkarılmıştır. Elde edilen sonuçların literatür ile uyumlu olduğu görülmüştür.

2015, 63 sayfa

Anahtar Kelimeler: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Ark Radyoterapi, Termolüminesans Dozimetre, MOSFET Dozimetre, İntegral doz

ABSTRACT

Master Thesis

Receiving radiation therapy patients comparison of in vivo dose values for dose distribution differences outside of the treatment volume according to different treatment devices and techniques using Mosfet and TLD dosimetry

Emine IŞIK

**Ankara University Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics**

**Supervisor: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ
Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Niyazi MERİÇ**

Although radiotherapy is a major modality for cancer treatment on the other hand it may cause the development of the cancer. During the past decade, radiation-induced secondary malignancies have become a major concern and recent studies have shown that radiotherapy treatment is associated with a small, though statistically significant enhancement in the risk of secondary cancers. Integral dose is described as a deposited dose of the outside the treatment field; increasing of the integral dose have been a cause of radiation-induced secondary malignancies especially in long term surviving patients. Although consisting of the secondary radiation has been known during radiotherapy treatment, differences because of the new treatment techniques haven't been evaluated dosimetrically and still maintained hypothetical level.

In this study, measurement and comparison of integral dose outside of the treatment field was made by using different devices and techniques (3 Dimensional Conformal Radiotherapy, Intensity Modulated Radiotherapy, Volumetric Modulated Arc Therapy) as in vivo dosimetric. For this purpose, comparison was made using with TLD and Mosfet dosimetry which are one of the in vivo dosimetric systems. Thus, pelvic region was chosen as a target treatment site because of applicability of high doses. Different radiation devices and treatment techniques were used for radiation treatment plans. All here were performed in a rando phantom and irradiated by five different devices. In vivo dosimetry systems were located at 11 localizations outside of the treatment field. Doses were calculated at the organs localized outside of the treatment field. Values of the doses were compared between treatment plans of rando phantom and using MOSFET and TLD dosimeters.

In measuring the integral dose with TLD-100 dosimeters are compared with MOSFET dosimeter system and it is found that more accurate and meaningful results are obtained with TLD dosimeters. The results obtained were found consistent with the literature .

2015, 63 pages

Key words: 3 Dimensional Conformal Radiation Therapy, Intensity Modulated Radiation Therap, Volumetric Modulated Arc Therapy, Thermoluminescent Dosimetry, MOSFET Dosimetry, Integral dose

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılarından dolayı danışmanım Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkoloji Anabilim dalı öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ'e ve yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nden Sayın Doç. Dr. Niyazi MERİÇ'e tüm öğretim görevlilerine ve araştırma görevlilerine,

Çalışmam için uygun imkanların sağlanmasında desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkoloji bölümünden Prof. Dr. Yıldız Yükselen GÜNEY'e ve Dr. Ayşen DİZMAN'a,

Çalışmam boyunca çok büyük yardımları olan Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Teknikerlerinden Sinan GÖKMEN'e, Ümit ÇETİNKAYA'ya, Nergiz YÜKSEL'e, Hakan DELİGÖZ'e, Yeliz KARAKOÇ'a, Şeyma ÇALIŞKAN'a, Nüket BOZKURLAR'a ve Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Teknikerlerinden Faysal BARTAN'a, Gülfer KARAKURT'a

Çalışmam boyunca yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerileri ile beni her zaman destekleyen Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Fiz. Yük. Müh. Tuğba ATAKUL'a, Fizikçi Ayfer ŞAR'a ve Yakup ARSLAN'a, Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Fiz. Yük. Müh. Zerrin SAĞLAM GANİ'ye, Fiz. Yük. Müh. Arif GANİ'ye, Fiz. Yük. Müh. İlkay ALTUNDAĞ'a

Tezimin hazırlanmasında her türlü desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım ve meslektaşlarım Sema PİR'e, Ramiser TANRISEVEN'e, Sanaz HENDİ'ye, Engin AŞLAR'a, Nafiye KAPLAN'na, Taylan YILDIRIM'a, Gamze KAYA'ya, Bü şa ÇAKIR'a, Behiye Aşkın ÇEŞMECİ'ye, Hasan UYSAL'a, Ferihan ERTAN'a ve Aslı BOZKURT'a

Tüm yaşamım boyunca hep yanımda olan ve beni destekleyen çok sevgili aileme,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez TÜBİTAK 213S029 numaralı proje tarafından desteklenmiştir.

Emine IŞIK

Ankara, 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Fotonların Madde ile Etkileşmesi.....	3
2.2 Bremsstrahlung	4
2.3 Medikal Lineer Hızlandırıcılar.....	5
2.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	6
2.5 Doz Hacim Histogramları (DVH).....	7
2.6 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	7
2.7 Radyoterapide Kullanılan Hacim ve Doz kavramları.....	7
2.8 Eksternal Işınlama Radyoterapi Teknikleri.....	8
2.8.1 3 Boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT).....	8
2.8.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART).....	9
2.8.3 Yoğunluk ayarlı ark terapi.....	10
2.9 Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi	10
2.10 Radyoterapiye Bağlı İkincil Kanserler.....	10
2.11 İntegral Doz	11
2.12 İn Vivo Dozimetri.....	11
2.12.1 MOSFET (Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors) dozimetre.....	12
2.12.2 Termolüminesans dozimetre (TLD)	14
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	15
3.1 Materyaller	15
3.1.1 Tomoterapi cihazı.....	15
3.1.2 Tomoterapi tedavi planlama sistemi	16

3.1.3 Varian marka clinac DHX model lineer hızlandırıcı.....	16
3.1.4 Varian marka Trilogy model lineer hızlandırıcı cihazı.....	17
3.1.5 Eclipse tedavi planlama sistemi	18
3.1.6 Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı	18
3.1.7 Elekta Precise plan tedavi planlama sistemi.....	19
3.1.8 Cyberknife robotik lineer hızlandırıcı cihazı	19
3.1.9 Multi plan tedavi planlama sistemi	20
3.1.10 Bilgisayarlı tomografi cihazı	21
3.1.11 Rando fantom ve katı su fantomu.....	21
3.1.12 LiF termoluminesans dozimetri.....	23
3.1.13 Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu	24
3.1.14 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını.....	24
3.1.15 THERMO 2210 model beta ışınlama ünitesi.....	25
3.1.16 MOSFET dozimetre.....	26
3.2 YÖNTEM.....	27
3.2.1 Rando fantom üzerinde yapılan çalışmalar	27
3.2.2 Rando rantom üzerinde yapılan tedavi planlamaları.....	29
3.2.3 TLD-100 kristallerinin kalibrasyonu	31
3.2.4 MOSFET dozimetrelerinin kalibrasyonu	32
3.2.5 TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinin rando fantom üzerindeki yerleri.....	33
4. BULGULAR	39
4.1 Rando Fantom Prostat Tedavi Planlarına ait Doz Dağılımları	39
4.2 TLD-100 ve MOSFET Dozimetreleri ile Yapılan Ölçümler	41
4.3 İstatiksel Analiz Sonuçları.....	47
5. SONUÇ ve TARTIŞMA	57
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ.....	63

SİMGELER DİZİNİ

AÜTF	Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
AOEA	Dr.Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi
3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
CTV	Klinik Hedef Hacim
DVH	Doz Hacim Histogramı
ECC	Element Düzeltme Faktörü
GTV	Görüntülenebilir Tümör Hacmi
MR	Magnetik Rezonans
MU	Monitör Unit
MOSFET	Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors
nC	Nano Columb
ICRU	The international Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
IV	Işınlanan Hacim
OAR	Riskli Organlar
PMT	Foto çoğaltıcı tüp

PTV	Planlanan Hedef Hacim
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
RCF	Okuyucu Düzeltme Faktörü
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
SRC	Stereotaktik Radyocerrahi
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	Yoğunluk Ayarlı Ark Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Compton Saçılması	3
Şekil 2.2 Bremsstrahlung oluşumu	4
Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcının şematik temel yapısı	6
Şekil 2.4 Mosfet dozimetre çalışma mekanizması	13
Şekil 2.5 Enerji band modeli	14
Şekil 3.1 Tomoterapi cihazı.....	16
Şekil 3.2 Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	17
Şekil 3.3 Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	18
Şekil 3.4 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı Cihazı	19
Şekil 3.5 Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	20
Şekil 3.6 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	21
Şekil 3.7 Alderson rando fantom.....	22
Şekil 3.8 TLD-100 Kristalleri.....	23
Şekil 3.9 Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu	24
Şekil 3.10 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını.....	25
Şekil 3.11 THERMO 2210 model Beta Işınlama Ünitesi	25
Şekil 3.12 MOSFET Dozimetre	26
Şekil 3.13 Hedef hacim ve sağlıklı dokuların rando fantomda çizilmiş görüntüsü	29
Şekil 3.14 Çalışmada kullanılan TLD-100 için lüminesans eğrisi.....	31
Şekil 3.15 Rando fantomun 9.kesiti ve dozimetre yeri (tiroid merkezi)	33
Şekil 3.16 Rando fantomun 16. kesiti ve dozimetre yeri (özefagusun merkezi).....	33
Şekil 3.17 Rando fantomun 17. kesiti ve dozimetre yerleri (akciğerler ve kalp merkezi).....	34
Şekil 3.18 Rando fantomun 19. kesiti ve dozimetre yeri (özafagusun sonu).....	34
Şekil 3.19 Rando fantomun 20. kesiti ve dozimetre yeri (Mide merkezi)	35
Şekil 3.20 Rando fantomun 21. kesiti ve dozimetre yeri (karaciğer merkezi).....	35
Şekil 3.21 Rando fantomun 22. Kesiti ve dozimetre yeri (mide sonu)	36
Şekil 3.22 Rando fantomun 23. kesiti ve dozimetre yeri (karaciğer sonu)	36
Şekil 3.23 Rando fantomun 25. Kesiti ve dozimetre yerleri (sağ ve sol böbrekler)....	37

Şekil 4.1 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı	39
Şekil 4.2 Tomoterapi cihazında tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı	39
Şekil 4.3 Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı	40
Şekil 4.4 Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı	40
Şekil 4.5 Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı	40



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 İn vivo Dozimetre yerleştirilen kesitlerin alan merkezinden uzaklıkları.....	38
Çizelge 4.1 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Precise planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri.....	42
Çizelge 4.2 Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Eclipse planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri	43
Çizelge 4.3 Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Eclipse planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri.....	44
Çizelge 4.4 Tomoterapi cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Tomoterapi planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri	45
Çizelge 4.5 Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Multi planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri.....	46
Çizelge 4.6 Wilcoxon Signed Rank Testine göre her cihazın kendi içinde 200 cGy MOSFET, 200 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırması ve Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı için 720 cGy karşılaştırması sonucu p değerleri.....	48
Çizelge 4.7 Wilcoxon Signed Rank Testine göre her cihazın kendi içinde 7000 cGy de MOSFET ve 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri..	49
Çizelge 4.8 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 200 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	50
Çizelge 4.9 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 200 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	51

Çizelge 4.10 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	52
Çizelge 4.11 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	53
Çizelge 4.12 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	54
Çizelge 4.13 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife dahil) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	55
Çizelge 4.14 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife dahil) 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri	56



1. GİRİŞ

Kanser günümüzde her üç kişiden birinin ömrü boyunca yakalanabileceği yaygın bir hastalık haline gelmiştir. Kanser tanısının erken evrelerde konabilmesi ve daha etkin tedavilerin uygulanabilirliği bu hastalıkta beklenen sağ kalımın uzamasını sağlamıştır. Böylece kür sağlamanın ötesinde hastaların kaliteli yaşamaları adına yapılacak tüm çalışmalar değer kazanmaktadır.

Radyoterapi (RT) alanında son yıllarda gözlenen hızlı gelişmeler teknolojiadaki gelişmelere paralel olarak gitmektedir. Kullanılan cihazların gelişmesi, tedavi tekniklerine ve planlama sistemlerine doğrudan yansımıştır. Bu sayede radyoterapinin temel prensibi olan normal dokuların etkilendiği ışın dozunu azaltıp, tümörü yok edecek en yüksek doz uygulanabilmektedir.

Modern anatomik görüntüleme teknikleri, fonksiyonel görüntüleme teknikleri radyoterapide tümör hacminin 3 boyutlu olarak sınırlandırılmasına olanak sağlamaktadır. İleri görüntüleme sistemlerinin avantajlarını kullanabilen 3 boyutlu tedavi planlama sistemleri ile klinik uygulamalarda 3 boyutlu konformal RT (3BKRT) standart tedavi şekli olarak kabul edilmektedir (Meyer ve Purdy 1999). Bunlara ek olarak Çok Yapraklı Kolimatör sistemi (ÇYK) içeren, tedavi sırasında volümetrik görüntü sistemlerinin eklendiği yeni lineer hızlandırıcılar ile her bir ışın demetinde yoğunluk ayarlaması sağlayabilen tedavi planlamaları ile yoğunluk ayarlı radyoterapiler gündeme gelmiştir (Boyer vd. 2001). Tüm bu konformal tedavi seçeneklerinde önemli parametrelerden biri tümör ya da hedef hacminin ve kritik normal dokunun tanımlanmasıdır. Hedef hacimde gerekli en yüksek dozun homojen verilmesini sağlarken, kritik organların tolerans dozlarının aşılmasını sağlayacak ışın yoğunluk ayarları ile tedavi planlarının yapılmasıdır. Diğer bir üzerinde durulması gereken parametre de bu konformal tekniklerde ikincil kanser oluşma riskinin ortaya çıktığı artan düşük doz alan vücut hacimleridir.

Bu tez çalışmasında, farklı tedavi cihaz ve teknikleri ile alan dışı yakın ve uzak çeşitli organlardaki ikincil radyasyonun in vivo dozimetri sistemlerinden MOSFET ve TLD dozimetreleri ile ölçülüp karşılaştırılması amaçlanmıştır. Hedef doku dışındaki dokuların almış olduğu doz olarak tanımlanan integral dozdaki artış uzun dönem

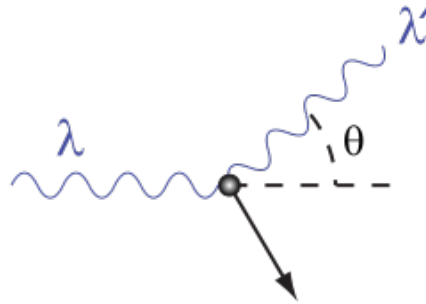
yaşayan hastalarda radyoterapiye bağı ikinci kanser risklerinin artışına neden olmaktadır. Ayrıca, radyoterapide integral doz, düşük doz hassasiyetine sahip tiroid, meme gibi yapılar için ya da radyoterapi alan hamile bir hastadaki fetüse olan etkileri açısından çok önemlidir. Yapılan bazı çalışmalar radyoterapiden sonra tiroid kanserlerinde artış olduğunu göstermiştir. Özellikle genç yaştaki hastalarda bu artış oldukça belirgindir. Meme hastalarında da radyoterapi sonrası radyasyonun karsiyonejik etkileri gözlenmiştir. Bu çalışmada farklı cihaz ve tedavi teknikleri ile uygulanan radyoterapide, alan dışında oluşan periferik doz (integral doz)un in vivo dozimetrik olarak ölçülmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu çalışma sonucunda elde edilecek in vivo ölçüm sonuçları, küratif tedavide teknik ve cihaz seçimine yönelik önemli kanıtlar oluşturacaktır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Fotonların Madde ile Etkileşmesi

Fotonlar madde içerisinden geçerken atomla etkileşirler ve içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rastgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak soğurulabileceği gibi saçılıma da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve Çift oluşumu olaylarıdır. Fotoelektrik olay, ışığın kuantumlu yapıda olduğunu gösteren önemli olaylardan biridir. Bu olay ilk kez Hertz tarafından gözlenmiş nicel açıklaması Einstein tarafından yapılmıştır. Fotoelektrik etki, bir kaynaktan yayılan ışık veya daha yüksek enerjili elektromanyetik dalganın (morötesi ışın veya X-ışını) bir madde (metaller, metal olmayan katılar, sıvılar veya gazlar) yüzeyine düşmesi sonucu maddeden elektron yayınlanması olayıdır. Maddeden yayınlanan bu elektronlar fotoelektron olarak adlandırılır.

Bir diğer etkileşme türü Compton saçılmasıdır (Şekil 2.1). Compton saçılması atomun dış tabaka elektronlarından biri ile fotonun çarpışması esnasında gözlenir. Gelen fotonun enerjisi çarptığı elektronun bağlanma enerjisinden oldukça büyüktür. Gelen foton enerjisinin bir kısmını çarptığı elektrona yörüngesinden fırlatmak için harcar. Geri kalan enerjisi, geliş doğrultusu ile bir θ açısı yaparak yoluna devam etmesini sağlar. Foton ile elektron arasında oluşan bu açı fotonun enerjisine bağlıdır. Foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır saçılıma uğrayarak yoluna devam eder.

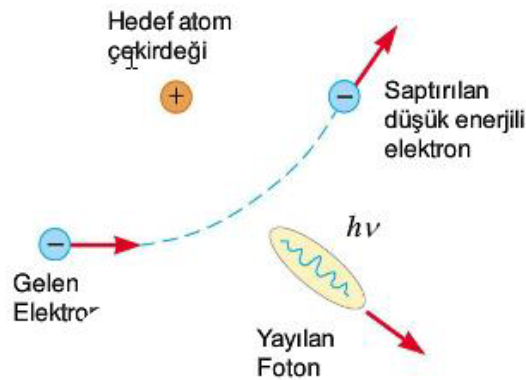


Şekil 2.1 Compton Saçılması

Eğer fotonun enerjisi yeteri kadar büyük ise ve bu foton atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse, kütlesi olmayan fotonun enerjisinden çekirdek yakınında aynı anda biri negatif yüklü elektron diğeri pozitif yüklü pozitron olmak üzere iki parçacık yaratılır. Böylece elektromanyetik bir dalgadan madde oluşur. Bu olay çift oluşumu olarak adlandırılır. Böyle bir çift oluşumunun olabilmesi için fotonun enerjisinin en az 1,022 MeV olması gerekir. Foton enerjisinin daha büyük olduğu durumlarda ise bu enerjinin artan kısmı elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır (Khan 2003).

2.2 Bremsstrahlung

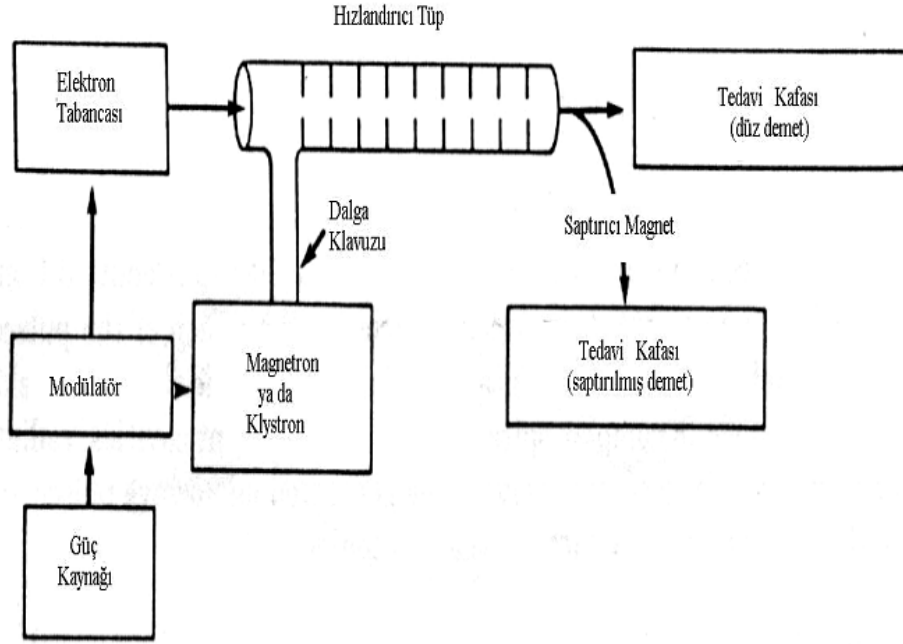
Bremsstrahlung elektronun, hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesiyle yaptığı ivmeli hareketin sonucu olarak yayınlanır. Elektronların yavaşlatılması neticesinde meydana gelen bu radyasyona, Almanca'da frenleme ışınması anlamına gelen Bremsstrahlung adı verilir. Çekirdeğin çekim kuvveti nedeniyle elektron yolundan saptırılır bu da bir ivmelenmeye neden olur, ivmelenen yük de elektromanyetik ışınım yapar, foton salar, oluşan bu ışınımın frenleme ışınımı anlamındaki Bremsstrahlung beyaz ışınım denir ve sürekli bir X-ışını spektrumuna neden olur. 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 (Khan 2003).



Şekil 2.2 Bremsstrahlung oluşumu

2.3 Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Medikal lineer hızlandırıcılar, yüksek enerjili X-ışınlarının elde edildiği ve bu amaçla derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan cihazlardır. Lineer hızlandırıcılar modülatör, elektron tabancası, RF güç kaynağı, (magnetron veya klystron) hızlandırıcı tüp ve kolimatör sistemlerinden oluşur. Güç kaynağı sayesinde modülatöre doğru akım (DC) sağlanır. Modülatör, içinde bulunan Thyatron lambaları sayesinde şebekeye pulslu akım sağlar. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar potansiyel fark uygulanarak hızlandırıcı tüp içine gönderilir bu elektronlar 50 keV enerjiye sahiptirler (Alkan 2006). Hızlandırıcı tüpler genelde bakırdan yapılır. Elektronlara, enerji kazandırmak ve hızlandırmak için magnetron ya da klystron tarafından üretilen elektromanyetik dalgalar, hızlandırıcı tüpün içine gönderilmektedir. Magnetron, mikrodalga üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Yüksek enerji üreten lineer hızlandırıcılarda klystron kullanılmasına karşılık, 25 MeV' a kadar olan lineer hızlandırıcılarda, 5 MW (Mega Watt) gücündeki magnetronlar kullanılabilir. Elektronlar, elektromanyetik dalga üzerine bindirilerek ışık hızına ($\sim 0,98c$) yakın bir hıza kadar hızlandırılır. Dalga kılavuzunu geçen elektronlar güçlü mıknatıslarla çevrelenmiş eğici odaya girerler ve burada hasta tedavisini kolaylaştıracak şekilde tedavi cihazının izomerkezine gönderilirler (Khan 2003).



Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcının şematik temel yapısı

2.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi (TPS), farklı tedavi tekniklerinde planlama yapabilmektedir. İçinde yüklü olan doz hesaplama algoritmaları sayesinde hasta tedavisinde kullanılacak olan farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde, istenilen alan boyutlarında ve şekillerinde foton veya elektron demetleri oluşturmaktadır. Bu demetler farklı tedavi teknikleri kullanılarak hastaya uygulandığında, ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını görmemizi sağlayan bir sistemdir (Tanrıseven 2013).

2.5 Doz Hacim Histogramları (DVH)

Doz Hacim Histogramları (DVH), hedef hacmin ve sağlıklı dokuların almış olduğu dozları gösteren grafiklerdir. Radyoterapi planları bu DVH'lere bakılarak değerlendirilir.

2.6 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı Tomografi, vücudun incelenecek bölümünün X-ışınları kullanılarak bir bilgisayar yardımıyla görüntülenmesini sağlar. Bu sistemde, X-ışını tüpü ve dedektörler gantri içerisine karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. Hasta etrafında dönme hareketi yaparken birçok açıda elde edilen görüntüler (projeksiyonlar) kesit görüntülerinin oluşturulmasını sağlar (Wili 2011).

Elde edilen kesit görüntüleri (transvers) birleştirilip üç boyutlu görüntü elde edilir. Bu 3 boyutlu görüntüden sagittal ve koronal kesitler de oluşturulur. Radyoterapi için oluşturulan kesitlerin kalınlığı 1.5-10 mm arasında değişir.

2.7 Radyoterapide Kullanılan Hacim ve Doz Kavramları

Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramları tanımlanmıştır. 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. RT'de üç boyutlu tedavi planlaması için ve YART için gerekli olan hedef hacimlerin ve riskli normal dokuların ayrıntılı olarak tanımlandığı raporlardır.

6 tane tanımlanan anatomik volüm vardır. Bunlar;

Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumour Volume - GTV): Fiziksel inceleme ya da görüntüleme yöntemleriyle saptanan tümör hacmidir.

Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume - CTV): Görüntülenebilir tümör hacmine fiziksel inceleme ya da görüntüleme yöntemleriyle saptanamayan olası mikroskopik tümör yayılım boyutunun eklenmesi ile belirlenir.

Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume - PTV): Klinik hedef hacmine organ, tümör ve hasta hareketleriyle hasta set-up sırasında oluşabilecek olası hata boyutunun eklenmesi ile oluşturulur.

Tedavi Hacmi (Treatment Volume - TV): Radyasyon onkoloğu tarafından tedavinin amacını sağlayacak izodoz dağılımı içindeki alandır.

Işınlanan Hacim (Irridated Volume - IV): Işının direk ve saçılarak geçtiği hacimdir.

Riskli Organlar (Organ at Risk - OAR): Planlanan tedavi alanı içinde olan ve tolerans dozları nedeniyle doz sınırlamaları getirecek olan, tümör hacminin komşuluğunda bulunan riskli dokulardır.

2.8 Eksternal Işınlama Radyoterapi Teknikleri

2.8.1 3 Boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)

Modern görüntüleme yöntemleri olan Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Magnetik Rezonans Görüntüleme (MR) ile kanser hasta anatomisinin üç boyutlu gözlenmesi ve tümörün normal doku ile ilişkisinin daha net ortaya konulmasıyla üç boyutlu konformal radyoterapi bugün için kullanım yerini almıştır. BT görüntüleri ile aynı hastaya ait Pozitron Emisyon Tomografi (PET) - BT veya MR görüntüleri birleştirilerek daha doğru bir yer saptaması yapılabilmekte ve hastaya en uygun üç boyutlu tedavi planı gerçekleştirilebilmektedir. Ayrıca, Lineer Hızlandırıcı cihazında bulunan çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) sayesinde ışın almasını istemediğimiz normal dokuların en iyi şekilde korunması yapılabilmektedir. 3BKRT, normal dokulara verilen radyasyon dozunu azaltırken hedef dokunun aldığı miktarı artırmaktadır. 3BKRT tedavi planı doz

dağılımlarının her üç düzlemde görülüyor olması, PTV'yi daha iyi ve homojen bir doz dağılımıyla kapsayan alan sınırlarının belirlenmesine imkan sağlamaktadır. Seçilen ışın alanlarının PTV'ye en uygun olacak şekilde biçimlendirilmesi için her ışın alanının kenarındaki (veya içindeki) ışın almasını istemediğimiz bölgeler özel koruma bloklarıyla korunur. Her ne kadar 3BKRT planlamasıyla PTV'nin daha homojen ışınlanması ve sağlıklı dokunun daha iyi bir şekilde korunması büyük ölçüde gerçekleşse de bazı tümörlerin yerleşimi ve risk organlarına yakınlığı nedeniyle bazen istenilen başarıya ulaşılamamaktadır (Levitt vd. 2006).

2.8.2 Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)

Uniform ışın demetleriyle yapılan tedavilerde, özellikle konkav tümörlerin istenildiği gibi ışınlanması oldukça zordur. Bunun için 3BKRT'nin geliştirilmiş bir şekli olan Yoğunluk Ayarlı RT (YART) tekniği kullanılır. Aynı bilgisayarlı planlama sistemlerinde yine hekimin belirlemiş olduğu tümör hacmi ve sağlıklı doku hacimleri göz önüne bulundurularak, bilgisayarın belirlediği yoğunluk farklılıkları oluşturulmuş alanlardan tedavi yapılır. Yani farklı ışın yoğunlukları oluşturacak şekilde daha küçük ışın demetçikleri bulunur. Bu tedavi tekniği sayesinde, tümöre daha yüksek doz verilip riskli yapılar maksimum seviyede korunurlar. Günümüzde 2 temel YART tekniği olarak statik YART ve dinamik YART teknikleri kullanılmaktadır. Statik YART tekniginde tedavi planlama sisteminde önceden belirlenen farklı yaprak pozisyonlarında ışınlama yapılır ve ÇYK'lerin hareketi sırasında ışınlama yapılmaz. Bu "Step and Shoot YART" yani statik YART olarak adlandırılır. ÇYK'lerin her yaprağının çeşitli hızlarda alan içi hareketi ile de yoğunluk dağılımı sağlanabilir. ÇYK'ler ışınlama süresince hareket halinde ise bu teknik dinamik YART yani "Sliding Window YART" olarak adlandırılır.

Bu uygulama oldukça yaygın olarak prostat, baş-boyun ve diğer kanserlerin tedavisinde de kullanılmaktadır (Levitt vd. 2006).

2.8.3 Yoğunluk ayarlı ark terapi

Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi (Volumetric Modulated Arc Therapy - VMAT) anlamına gelmekte olup çok kısa zamanda görüntü rehberliğinde yoğunluk ayarlı radyoterapi yapılmasına olanak sağlayan bir ışınlama tekniğidir. Cihaz hasta etrafında dönerek ışınlama yapar. VMAT tedavi süresi aynı işi yapan diğer cihazlara göre göreceli olarak daha az olmaktadır. VMAT teknolojinin sağladığı en büyük avantajlardan biridir, tedavi süresini 2-4 dakikaya kadar indirerek hastanın konforunu büyük ölçüde artırmaktadır. Tedavi süresinin kısa olması aynı zamanda hastanın maruz kaldığı dozu da azaltmaktadır. Bununda radyasyona bağlı ikincil kanser riskini azaltacağı düşünülmektedir (Zhang vd. 2010).

2.9 Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi

Görüntü rehberliğinde radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy – IGRT), tedavi esnasında ışınlanan bölgenin 2 ya da 3 boyutlu olarak görüntülerinin alınıp, başlangıçta planlanan ışın bölgesi ile karşılaştırma yapılmasıdır. Kaymalar tespit edilirse gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra tedavi edilir, böylece tedavinin en doğru şekilde verilmesi sağlanmaktadır (Khan 2003).

2.10 Radyoterapiye Bağlı İkincil Kanserler

Kansere genetik bir eğilim içermeyen hastalarda latent dönem sonrası ve farklı patolojide gelişen tümörlerdir. Meme kanseri nedeniyle göğüs duvarı ışınlanması sonrası görülen anjiosarkom örnek verilebilir. Geliştirilen yeni radyoterapi aygıt ve teknikleriyle yüksek doz alan normal doku hacmi azaltılabilirken düşük doz alan hacim artmaktadır. Bu nedenle söz konusu tekniklerin geç dönemde normal dokuda neden olabileceği (ikincil kanserler vb) sonuçlarla ilgili veri birikimi ve çalışmalar devam etmekte olup her raporlama değerlidir (Curtis vd. 2000).

2.11 İntegral Doz

Hedef doku dışındaki dokuların almış olduğu doz, integral doz olarak tanımlanır. İntegral dozun 2 önemli kaynağı olduğu bilinmektedir. Bunlardan bir tanesi hızlandırıcı kafasından fotonükleer reaksiyon sonucunda oluşan nötronlar, diğeri kolimatörden saçılan ışınlardır. Bunlardan başka hasta vücudundan, tedavi odasının duvarlarından, linak komponentlerinden saçılan ışınlar da vardır. Ayrıca 2BKRT 'den 3BKRT'ye geçmek ışınlanan hacmi artırdığı için monitor units (MU=1 cGy doza karşılık gelen ışınlama) değerlerinde artışa neden olmuş ve buna bağlı olarak integral doz da artmıştır. İntegral dozun , YART'ta kullanılan fazla ışın demetleri ve yüksek MU nedeniyle artığı da gözlenmiştir. Stereotaktik radyocerrahi uygulamalarında kullanılan Cyberknife, Gama knife gibi cihazlar sayesinde, çok küçük alanlarla fraksiyon başına yüksek radyasyon dozlarının verilmesi, çevresel dozun yani integral dozun artışına neden olmuştur. Radyoterapide integral doz, düşük doz hassasiyetine sahip tiroid, meme gibi yapılar için önemlidir. Yapılan bazı çalışmalar radyoterapiden sonra tiroid kanserlerinde artış olduğunu göstermiştir özellikle uzun dönem yaşayan genç hastalarda bu artış oldukça belirgindir. Meme hastalarında da radyoterapi sonrası radyasyonun karsiyonejik etkileri gözlenmiştir (Karlsson vd. 1998). Uzun dönem yaşayan hastalarda radyoterapiye bağlı ikincil kanser risklerinin artışı nedeniyle integral dozun belirlenmesi büyük önem taşımaktadır (Engels vd. 1998).

2.12 İn Vivo Dozimetri

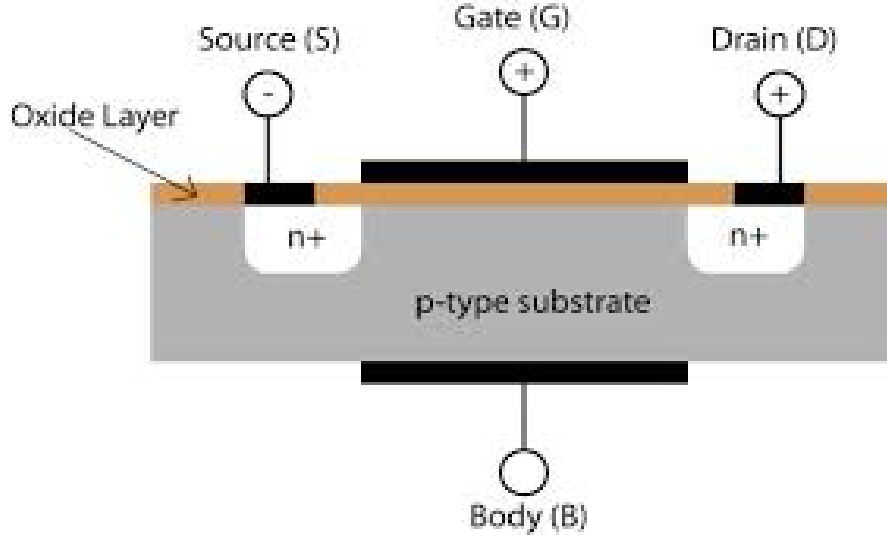
İyonlaştırıcı radyasyonların hiçbiri insanların duyu organları ile belirlenemedikleri için ölçümleri ancak özel yapılmış aletler ve cihazlar ile belirlenebilir. Radyasyonun ölçülmesinin temeli, radyasyon ile maddenin etkileşmesi esasına dayanır. İn vivo dozimetride kullanılmak üzere film dozimetrisi, TLD, diyot dozimetrisi, yarıiletken dedektörler ve iyon odaları gibi çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiş olup en sık kullanılan in vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn vivo dozimetride kullanılacak olan yöntemin kolay ve güvenli olması gerekir (Emeritus 2006). Bu nedenle hangi çalışmada hangi tip yöntemin kullanılabilir olduğunun bilinmesi çok önemlidir. Seçilecek dozimetri sisteminin doz yanıtlarının enerji, doz hızı, doz ve sıcaklıktan bağımsız olması istenir. TLD'ler birçok faktörden bağımsız

olduklarından en uygun in vivo dozimetri yöntemi olarak kabul edilirler. TLD'ler farklı şekil ve boyutları, uzun kullanımlı olması nedeniyle tercih edilirken, aynı anda dozun okunamaması, uzun prosedür gerektiren okuma işlemi sistemin dezavantajlarıdır. MOSFET dozimetre, küçük duyarlı hacmi ve küçük fiziksel boyutu , anında ve birçok farklı yerden doz okuması, okuma işleminin basitliği, enerjiden bağımsız oluşu, doz okumalarda düzeltme faktörü kullanılmaması, doz hızından bağımsız olması nedenleriyle tercih edilirken, yöne bağımlı olması ve kısa ömürlü olması dezavantajlarıdır.

Radyoterapi uygulamalarında in vivo dozimetri sistemleri hastada doz ölçme ile ölçülen ve planlanan dozları karşılaştırma fırsatı verir. Ancak bazı tedavi tekniklerinde, uygulamalarının zorluğu nedeniyle in vivo doz ölçümleri de karışık bir işlemdir. Anlamlı sonuçlar bulabilmek için, klinik uygulamalardan önce invivo dozimetri metodu fantomla doğrulanmalıdır (Emeritus 2006).

2.12.1 MOSFET (Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors) dozimetre

İn vivo dozimetride en yeni gelişmedir ve klinik radyoterapide kullanılmaktadır. MOSFET dozimetre minyatür bir yarı iletken radyasyon dedektörüdür. MOSFET detektörler, yariletken dedektör prensibine göre çalışır. Temelde iyonizasyon odalarıdır. Üzerine voltaj uygulanmış karşılıklı iki elektrot arasındaki soğurma ortamıdır. Soğurulan iyonlaştırıcı radyasyon oksitli yapı içerisinde elektron-hole çifti oluşturur. Elektrik alan etkisi altında hareket eden yükler elektrik akımını oluşturur. Tuzaklarda biriken elektronlar bir elektrik pulsu oluşturur. Bu pulsun genliği soğurulan radyasyonla doğru orantılıdır.



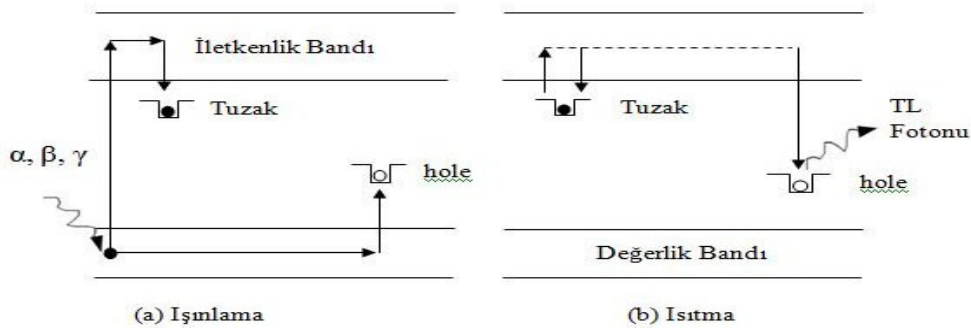
Şekil 2.4 Mosfet dozimetre çalışma mekanizması

MOSFET dozimetre, bir (P-tipi) pozitif silikon bir yarı iletken alt-tabaka ile (N-tipi) negatif silikon bir yarı iletken tabakayı ayıran yalıtkan bir oksit tabakasından oluşan sandviç biçimli dedektör türüdür. MOSFET dozimetreler 0.2 x 0.2 mm aktif alanlı küçük silikon chiplere sahiptir. MOSFET dozimetre tarafından soğurulan doz, radyasyonun üretilmesi nedeniyle oluşan eşik voltajdaki sürekli değişimin sonucudur. Voltajdaki değişim soğurulan dozla orantılıdır.

Anında doz okuma özelliğine sahip MOSFET dozimetre, radyoterapi uygulama yelpazesinde in vivo dozimetri için uygun dedektörlerdir. Klinik dozimetre olarak kullanımı destekleyen MOSFET dedektörlerin geniş spektrumlu uygulamalarda kullanılabilmeleri birincil avantajlarıdır. MOSFET sisteminin ikinci avantajı, basit doz okuma yöntemi ve düzeltme faktörlerinin azlığıdır. Ayrıca, sistemin taşınabilirliği ile farklı cihazlardaki doz doğrulama işlemleri gerçekleştirilebilmesi maliyetleri azaltmak için önemli bir avantajdır. MOSFET dozimetrenin elektron ışınlamaları, yarı alan uygulamalarının kullanıldığı bitişik alan teknikleri, tüm vücut ışınlamaları ve brakiterapide kullanımına dair çalışmalar vardır (Yeşil 2009).

2.12.2 Termolüminesans dozimetre (TLD)

İn vivo doz ölçümlerinde kullanılan ilk tekniktir ve bugün de hala kullanılmaktadır. Termolüminesans (TL), kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olarak tanımlanır. Bu metotta genellikle küçük boyutlarda Lityum Florür (LiF) gibi termolüminesans kristalleri kullanılır. Bu kristaller yalıtkan veya yarı iletken malzemelerden yapılırlar. Kristallerin TL özellik göstermelerinin temel nedenleri, kristal içi yapı bozuklukları veya kristal içine yabancı atomların ilave edilmesidir. Maddenin yapısındaki bozukluklardan dolayı değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji aralığında lokalize olmuş yarı kararlı enerji seviyeleri bulunur. Bu enerji seviyeleri elektronlar için tuzak merkezlerini oluştururlar. Madde üzerine iyonlaştırıcı radyasyon geldiğinde, kristal içindeki elektronlar uyarılarak değerlik bandından iletkenlik bandına geçer ve değerlik bandında holler (boşluklar) oluşur. İletkenlik bandındaki elektronlar bu uyarılmış düzeyden tekrar değerlik bandına dönerken iletkenlik bandının altında bulunan farklı derinliklerdeki tuzaklara yani yarı kararlı enerji seviyelerine yakalanırlar. Elektronların yarı kararlı düzeyden değerlik bandına doğrudan geçişleri yasaklanmıştır. Kristal ısıtılarak tuzaklardaki elektronlara yeterli enerji verildiğinde elektronlar iletkenlik bandına geçerek buradan taban düzeyine geri dönerler ve kazanmış oldukları enerjiyi foton olarak geri verirler. Bu olaya Termolüminesans, denir. Yayınlanan foton miktarı soğurulan doz ile orantılıdır, açığa çıkan ışık şiddeti ölçülerek maddenin soğurduğu radyasyon dozu bulunabilir. TLD materyali ısıtıldığında görünür ışık yayır ve bu ışık Foto çoğaltıcı tüpe (Photon Multiplied Tube - PMT) algılanır (Kaya 2009).



Şekil 2.5 Enerji band modeli, (a) Serbest hale gelen elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde tutulması, (b) Isıtma sonucu uyarılan elektronların daha düşük enerji seviyelerine dönerken TL yayınlanması (Kaya 2009).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

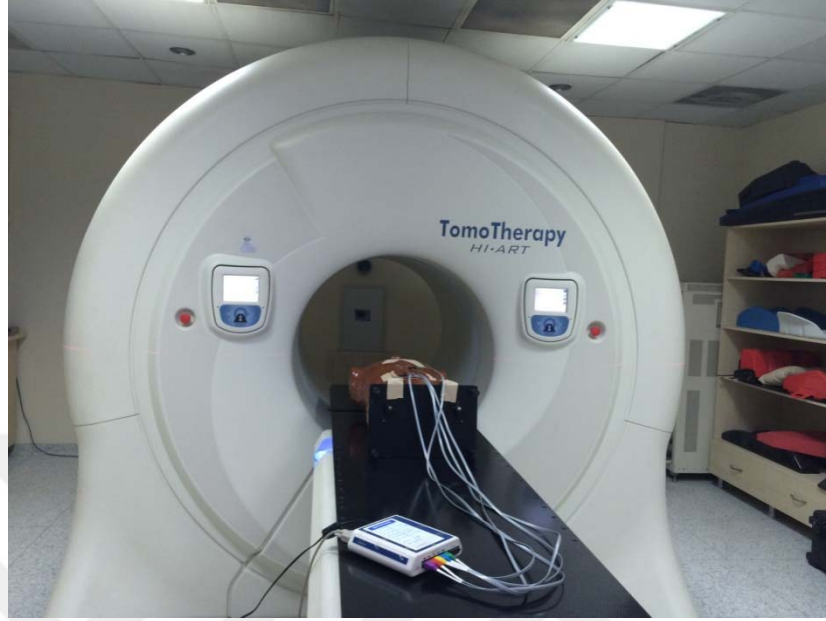
3.1 Materyaller

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi (AÜTF) Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi (AOEA) kliniği ve Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde yapılmış olup, klinikte bulunan aşağıdaki cihaz ve donanımlar kullanılmıştır.

3.1.1 Tomoterapi cihazı

Tez çalışmasında Accuray marka Tomoterapi cihazı kullanılmıştır. Kendine özel planlama sistemiyle sarmal ışınlama yapabilen tek sistemdir. Bütün bileşenleri gantri üzerinde olan bir lineer hızlandırıcıdır. 6MV foton hızlandırıcı hastanın etrafında 360 derece dönerek sarmal (helikal) hareketi ile ışın demetinin yoğunluğunu ayarlayarak ışınlama yapar. ÇYK sayesinde hastanın etrafında birden fazla farklı yoğunlukta foton radyasyonu üretir. Sağlıklı dokuları maksimum seviyede koruyarak vücudun en hayati ve hassas bölgelerine bile yüksek dozda ışın göndererek tümörün yok edilmesini veya küçülmesini sağlar. Bu sistemde hasta yatağı dönen gantri ile birlikte eş zamanlı hareket eder. Bu cihazda standart konvansiyonel lineer hızlandırıcılardan farklı olarak 100 cm kaynak cilt mesafesi (Source Skin Distance - SSD) yerine 85 cm SSD'ye sahiptir. Cihaz sadece YART yaptığı için ışın düzleştirici filtre bulunmamaktadır. Cihazda 1 cm, 2.5 cm ve 5 cm boyutlarında 3 farklı kolimatör boyutu vardır. Kolimatörlerin çene genişliği ise 40 cm'dir. Alan şekillendirilmesinde kullanılan çok yapraklı kolimatörler 64 çift olup tungstenden yapılmışlardır. Basıncın etkisiyle hareket ederler. Cihaz bir gantri dönüşü boyunca 51 noktada ışınlama yapmaktadır. Yani 51 farklı açıda ışınlama yapar ve bu ışınlamaların her birine projeksiyon adı verilir. Her projeksiyonda ÇYK'lerin konumu değişmektedir. Yani her 7,06 derecede bir modülasyon hareketi yapmaktadır (Uysal 2013).Yapılan çalışmalarda prostat kanserlerinde (Aoyama vd. 2006), intrakraniyal tümörlerde (Han vd. 2006), baş-boyun tümörlerinde (Lee vd. 2008, Van vd. 2005) tomoterapi ile uygulanan YART'ın konvansiyonel lineer hızlandırıcılarla

yapılan YART'a göre daha homojen doz dağılımı sağladığı ve normal dokuları daha iyi koruduğu gösterilmiştir.



Şekil 3.1 Tomoterapi cihazı

3.1.2 Tomoterapi tedavi planlama sistemi

Tomoterapi cihazının tedavi planlama sistemidir. Tedavi Planlama Sistemi Convolution / Superposition algoritması ile ters planlama yapar. Sistemde sadece 6 MV foton enerjisi verileri vardır. Yazılım sayesinde kritik organlar kısmen ya da tamamen korunabilmektedir.

3.1.3 Varian marka clinac DHX model lineer hızlandırıcı cihazı

Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazı 3BKRT, YART tedavi tekniklerinin uygulandığı bir lineer hızlandırıcı cihazıdır. Cihazda, 6 ve 18 MV X-ışınları ile 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV enerjili elektronlar ile tedavi yapılabilmektedir. 120 yapraklı ÇYK sistemine sahiptir. Cihaz dinamik YART yapmaktadır.



Şekil 3.2 Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.4 Varian marka Trilogy model lineer hızlandırıcı cihazı

Tez çalışmasında Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz; 3BKRT, YART ve VMAT tedavi tekniklerinin uygulandığı bir lineer hızlandırıcı cihazdır. Ark tekniği sayesinde hastanın ışın tedavi süresini kısaltan, yüksek teknolojiyle üretilmiş bir radyoterapi cihazıdır. Cihazda, 6 ve 18 MV X-ışınları ile 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV enerjili elektronlar ile tedavi yapılabilmektedir. 120 yapraklı kolimatör sistemine sahiptir. Yaprak kalınlıkları 0.5 cm, SSD mesafesi 100 cm iken açılan minimum alan boyutu 1 cm x 1cm ve maksimum alan boyutu 40 cm x 40 cm'dir. Tedavi kafasında Tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatörler, tungsten düzleştirici filtre, saçıcı foil, iki monitör iyon odası, Y üst çeneleri ve X alt çeneleri, 60 çift yapraklı kolimatör sistemi, ışın kaynağı ve ayna sistemi bulunur. Cihaz dinamik YART yapmaktadır. Cihazda bulunan Kilovoltaj kaynağı ve Kilovoltaj dedektörü ve Megavoltaj kaynağı (gantrinin kendisi) ve Megavoltaj dedektörü de vardır. Bunlar sayesinde hastanın CBCT (Cone Beam Computer Tomography) görüntüleri alınarak doğru bir şekilde set-up'ının yapılması sağlanır (Wolff D vd. 2009).



Şekil 3.3 Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.5 Eclipse tedavi planlama sistemi

Varian marka cihazların planlama sistemi Eclipse tedavi planlama sistemidir. Bu çalışmada yoğunluk ayarlı radyoterapi ve ark tedavi teknikleri için Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Fantomdan elde edilen BT görüntüleri online olarak, tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Bu görüntüler üzerinden organlar konturlanmış ve tedavi planları yapılmıştır.

3.1.6 Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı

Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazı 40 çift yapraklı kolimatör sistemine sahip 6 ve 18 MV enerjili X-ışınları ve 6, 8, 10, 12, 15, 18 MeV enerjili elektronlar üreten bir lineer hızlandırıcıdır. Kaynak cilt mesafesi 100 cm iken açılabilen minimum alan boyutu 1 cm x 1 cm ve maksimum alan boyutu 40 cm x 40 cm'dir.



Şekil 3.4 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı

3.1.7 Elekta Precise plan tedavi planlama sistemi

Precise Plan Tedavi planlama sistemi, Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemidir. Bu planlama sistemi sayesinde BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alarak, görüntüleri 3 boyutta düzenleyerek tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır. Linux işletim sistemiyle çalışır. DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir.

3.1.8 Cyberknife robotik lineer hızlandırıcı cihazı

Stereotaktik Radyocerrahi (SRC) cihazıdır. Cyberknife, robotik radyocerrahi sistemi olarak bilinmektedir. Bu sistem sayesinde radyasyon demetleri odaksal olarak kullanılarak, beyin ve vücuttaki kanserli bölgeler yüksek dozlarla tedavi edilebilmektedir. Aynı zamanda normal dokular, radyasyonunun etkilerinden maksimum oranda korunabilmektedir. Cyberknife robotik lineer hızlandırıcı cihazı, içerisinde bir çok gelişmiş yüksek teknolojiyi barındıran alt sistemlerden oluşur. Bunlar, görüntüleme rehberliğinde tümörün yerini saptayan sistem, ileri derece hassas bilgisayar

kontrollü robot sistemi ve modern robotik hasta pozisyonlandırma sistemleridir. Cihaz 6 MV enerjili X-ışınları üretir. Cyberknife'in en önemli bölümü lineer hızlandırıcı adı verilen X-ışını kaynağı robotik koldur. Robotik kola takılı ışın kaynağı, 1 milimetrelük hareketlere dahi duyarlı bir şekilde, tümörü ışınlama kabiliyetine sahiptir. Cyberknife robotik lineer hızlandırıcı cihazı, görüntü eşliğinde tedaviyi tavana 45 derece açı yapacak şekilde monte edilmiş X-ışını tüpleri ve tabandaki dedektör sistemleri ile sağlamaktadır. Tedavi esnasında bir çok farklı noktaya hareket edebilen robotik kol farklı noktalardan ışın demeti geçişini sağlar (Chang vd. 2003).



Şekil 3.5 Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı Cihazı

3.1.9 Multi plan tedavi planlama sistemi

Multi Plan Tedavi Planlama sistemi Cyberknife robotik lineer hızlandırıcı cihazının planlama sistemidir. DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Bu program sayesinde, kullanıcı tarafından sisteme girilen hasta verileri kullanılarak tedavi planları oluşturulur.

3.1.10 Bilgisayarlı tomografi cihazı

Bu çalışmada AÜTF Radyasyon Onkolojisi kliniğindeki rando fantomun BT görüntüsünü çekmek için GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi cihazı, AOEA hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğindeki rando fantomun BT görüntüsünü çekmek için Philips marka Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Cihazlar 16 dedektörlü ve 3.kuşaktır. Fantomlar, cihazların masaları üstüne sırt üstü yatırılmış ve prostat bölgesi tedavi alanı olacak şekilde işaretleyiciler yerleştirilerek 2.5 ve 1.25 mm kalınlıklarda kesitler oluşturacak şekilde BT görüntüleri çekilmiştir. BT'den elde edilen görüntüler DICOM ağı ile sanal ortamda çizim (kontur) ve planlama bilgisayar sistemlerine aktarılmıştır.

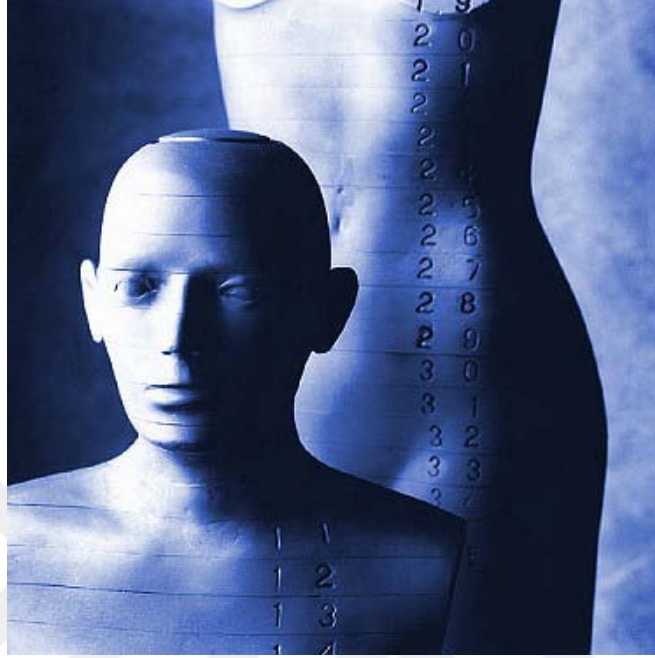


Şekil 3.6 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.11 Rando fantom ve katı su fantomu

Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı şekle sahip olan antropomorfik (insan yapılı) fantomlar, radyoterapide kalite kontrol aracı olarak klinik dozimetride kullanılmaktadır. Bu fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir kullanımda olan Alderson Rando fantomlardır. Fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı hatlara sahiptir, ayrıca yumuşak

doku, akciğer dokusu, doğal insan kemiği ve insan vücudunda bulunan boşlukları da içermektedir.

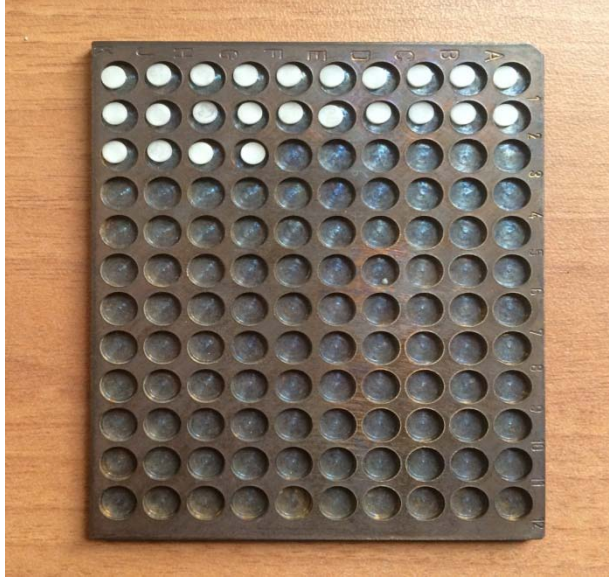


Şekil 3.7 Alderson rando fantom

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 (Erdoğan 2014). Dozimetrik inceleme amacıyla fantom her biri 2.5 cm olan 35 adet yatay kesit ve kesit içinde yer alan 5-6 mm TLD yuvalarından oluşmaktadır. Bu çalışmada AÜTF Radyasyon Onkolojisi ve AOEA hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniklerinde bulunan rando fantomlar kullanılmıştır. Katı su fantomu $30 \times 30 \text{ cm}^2$ boyutlarında, beyaz polyesterden yapılmış 1, 2, 5 ve 10, 20 mm kalınlıklarında kullanılan içinde iyon odalarına uygun delikler bulunan plakalar şeklindedir. Kütle yoğunluğu 1.45 gr/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ tür. Rando fantom ve Katı su fantomu radyoterapi tedavi planlarını değerlendirmek için sık kullanılan fantomlardandır (Khan 2003).

3.1.12 LiF Termolüminesans dozimetri

Bu çalışmada LiF materyaline Magnezyum (Mg) ve Titanyum (Ti) katkılanmış LiF:Mg,Ti yani TLD-100 kristalleri kullanılmıştır. 3.2 mm x 0.9 mm boyutlarında disk şeklinde kristallerden oluşmaktadır. LiF yoğunluğu 2.64 gr/cm^3 olan alkali halojenidir ve radyasyon doz ölçümünde en fazla kullanılan termolüminesans dozimetrelere dendir. LiF'ün etkin atom numarası 8,14'dür ve dokunun etkin atom numarası ise 7,42'dir. Bu nedenle doku eşdeğeri olan bir dozimetredir ve radyasyonu doku gibi soğurması, soğurduğu radyasyon miktarı ile orantılı yanıt vermesi nedeniyle medikal alanda doz ölçümünde tercih edilir. TLD-100 dozimetrelere tercih edilmesinin bir diğere nedeni de, lineer doz yanıt aralığının olması ve radyoterapide uygulanan dozların genelde TLD-100'lerin lineer doz yanıt aralığında bulunmasındandır. TLD-100'ün lineer doz yanıtı $10 \text{ } \mu\text{Gy}$ (1mrad) ile 10 Gy (1000 rad) aralığındadır. LiF'ün yaydığı termolüminesans ışığın dalga boyu 3500 A° ile 6000 A° arasındadır. TLD-100'ün ışımada eğrisinde 5 karakteristik pik görülür. LiF piklerinin yarı ömürleri sırasıyla birinci pik 10 dakika, ikinci pik 10 saat, üçüncü pik 6 ay, dördüncü pik 7 yıl ve beşinci pik'in yarı ömrü 80 yıldır. Bu yüzden birinci ve ikinci pikler dozimetri çalışmaları için uygun değildir (Yeşil 2009).



Şekil 3.8 TLD-100 Kristalleri

3.1.13 Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu

TLD'lerin okunmasında kullanılan Harshaw marka 3500 model okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan "WinREMS" in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS, okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden bir programdır. Program sayesinde ön ısıtma sıcaklığı ve zamanı, maksimum okuma sıcaklığı, ısıtma hızı, tavlama sıcaklığı ve zamanı ayarlanabilmektedir. Okuyucu cihazı, tek bir TLD elementinin yerleştirilebildiği bir çekmece, programlanabilir ısıtma sistemi ve PMT'ten oluşmaktadır. 400 °C ye kadar ısıtma yapabilmektedir.



Şekil 3.9 Harshaw marka 3500 model TLD okuyucu

3.1.14 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını

PTW marka TLD 3500 model TLD fırını TLD kristallerini tavlama için kullanılır. Aynı anda 3 tane TLD tablası fırınlanabilir. Isıtma döngüsü sırasında fırındaki fan sistemi ısının fırın içinde eşit olarak dağıtılmasını sağlar. Theldo yazılımı sayesinde

istenilen sıcaklık değerleri belirlenebilir. Digital gösterge ile gerçek sıcaklık ve programlama sıcaklığı izlenebilir.



Şekil 3.10 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını

3.1.15 THERMO 2210 model beta ışınlama ünitesi

Bu alışmada TLD'lerin kalibrasyonu için THERMO 2210 model Beta Işınlama Ünitesi kullanılmıştır. Cihazın içinde kaynak olarak S-90 /Y-90 beta kaynağı vardır. 12 turda 1mGy doz verir.



Şekil 3.11 THERMO 2210 model Beta Işınlama Ünitesi

3.1.16 MOSFET dozimetre

Bu çalışmada, 0.2 mm x 0.2 mm aktif alanlı küçük silikon çiplere sahip MOSFET dozimetreler kullanılmıştır. MOSFET dozimetre minyatür bir yarı iletken radyasyon dedektörüdür. MOSFET bir (P-tipi) pozitif silikon bir yarı iletken alt-tabaka ile (N-tip) negatif silikon bir yarı iletken tabakayı ayıran yalıtkan bir oksit tabakasından oluşan sandviç biçimli dedektör türüdür. MOSFET dozimetre tarafından soğurulan doz, radyasyonun üretilmesi nedeniyle oluşan eşik voltajdaki sürekli değişimin sonucudur. Voltajdaki değişim soğurulan dozla orantılıdır. Anında doz okuma özelliği kliniklerde en önemli tercih nedenidir.



Şekil 3.12 MOSFET Dozimetre

3.2 YÖNTEM

Bu çalışmada, AÜTF ve AOEA Radyasyon Onkolojisi kliniklerinde bulunan cihazlar kullanıldı. Yüksek enerjinin daha çok kullanıldığı ve yüksek doz uygulamalarının daha çok yapıldığı pelvik bölge, hedef tedavi alanı olarak seçildi. Beş ayrı tedavi cihazı ve farklı tedavi teknikleri ile (3BKRT, YART, VMAT) yapılmış uygulamalara özel tedavi planlaması sonrasında rando fantomda belirlenen hacim içindeki yerlere TLD-100 ve MOSFET dozimetreleri yerleştirilip 5 ayrı cihazda ışınlandı. Bu planlamalardan elde edilen doz haritaları ile alan dışı bölgelerde yer alan organların maruz kaldığı dozlar belirlendi. Daha sonra in vivo doz ölçümleri TLD-100 ve MOSFET dozimetreleri ile karşılaştırıldı. Yapılan işlemler aşağıda sırasıyla verilmiştir.

3.2.1 Rando fantom üzerinde yapılan çalışmalar

AOEA ve AÜTF Radyasyon Onkolojisi kliniklerinde bulunan rando fantomların sırasıyla 1.25 mm ve 2.5 mm aralıklarla taranarak BT görüntüleri alındı. Görüntüler alınırken prostat tedavisine uygun yerlere kurşun işaretleyiciler konuldu. Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazına özel planlama için ise 4 tane altın işaretleyici kesitlerin içerisine yerleştirildi. Planlamaya hazır olan görüntüler AÜTF Radyasyon Onkolojisi hastanesindeki Varian marka Clinac DHX model ve Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazlarının, AOEA Radyasyon Onkolojisi kliniğindeki Tomoterapi, Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı cihazları ve Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazının planlama sistemlerine aktarıldı. BT görüntüleri alınan rando fantomlar, bir hastanın MR görüntüleri ile füzyon yapıldı fakat rando fantomların boyutları ile seçilen hastanın boyutları tam olarak uyumlu olmadığından riskli organların çiziminde oransal küçültmeler uygulandı. Rando fantomlar üzerinde hedef hacim ve bütün sağlıklı organlar konturlandı. Hedef hacim olarak prostat bölgesi seçildi. Prostat bölgesi GTV olarak belirlenip buna 0.5 cm pay verilerek CTV ve CTV'ye 0.5 cm pay verilerek PTV oluşturuldu. Tedavi planlama sistemlerine aktarılan görüntüler kullanılarak hedef hacim ve normal doku tolerans dozlarına önem verilerek tedavi planlamaları yapıldı. Bu çalışmada, Varian marka Clinac DHX model, Varian marka Trilogy model ve Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı ve Tomoterapi cihazlarında tedavi için yapılan planlarda,

prostat hedef hacmine 35 günlük tedavide her gün 2 Gy olmak üzere toplamda **70 Gy** doz verilmesi planlanmıştır. 70 Gy dozun prostat hacminin **%95'**ine sardırılması hedeflenmiştir. Işınlanan alan içinde Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazında ise, konvansiyonel dozlara eşdeğer doz hesabı yapılarak SRC dozu bulundu. Prostat hedef hacmine 5 fraksiyonda 36 Gy doz şeması kullanılmıştır. PTV komşuluğundaki riskli organlar ise sağ ve sol femurlar, mesane ve rektumdur. Rando fantom içindeki 11 lokalizasyona (alan merkezinden belli uzaklıkta karaciğer merkezi, tedavi alanına yakın karaciğer bölgesi, tedavi alanına yakın mide, mide merkezi, özefagus merkezi, alana yakın özefagus bölgesi, akciğer sağ sol merkezleri, alana yakın bölgeleri, tiroid merkezi) TLD-100 dozimetreleri yerleştirilmiştir. Işınlanan bölgeye en yakın olan 5 kesite de MOSFET dozimetreleri, TLD-100 dozimetreleri ile birlikte yerleştirilmiş ve tüm cihazlarda 6 MV foton demeti kullanılarak ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada fantomu 35 gün boyunca ışınlamak yerine her bir ışınlamada 2 Gy doz verilecek şekilde toplam 3 kere ışınlama yapılmış ve bunların ortalamaları alınarak 1 tedavi süresi boyunca 11 lokalizasyonda alınan dozlar belirlenmiştir. Daha sonra 35 fraksiyon sonucunda bu bölgelerin aldığı dozlara ulaşmak için 35 ile çarpılarak sonuçlar hesaplanmıştır. MOSFET ve TLD-100 dozimetrelerinde okunan doz değerleri karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.13 Hedef hacim ve sağlıklı dokuların rando fantomda çizilmiş görüntüsü

3.2.2 Rando fantom üzerinde yapılan tedavi planlamaları

Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi olan Eclipse planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri kullanılarak 6 MV foton demetleri ile 9 alan YART planı yapılmıştır. 70 Gy dozun prostat hacminin **%95'**ine sardırılması hedeflenmiştir.

Tomoterapi cihazının tedavi planlama sistemi olan Tomoterapi planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri kullanılarak plan yapılmıştır. 70 Gy dozun prostat hacminin **%95'**ine sardırılması hedeflenmiştir.

Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi olan Eclipse planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri kullanılarak 6 MV foton demetleri ile VMAT tedavi tekniğiyle 2 tam rotasyon kullanılarak plan yapılmıştır. 70 Gy dozun prostat hacminin **%95'**ine sardırılması hedeflenmiştir.

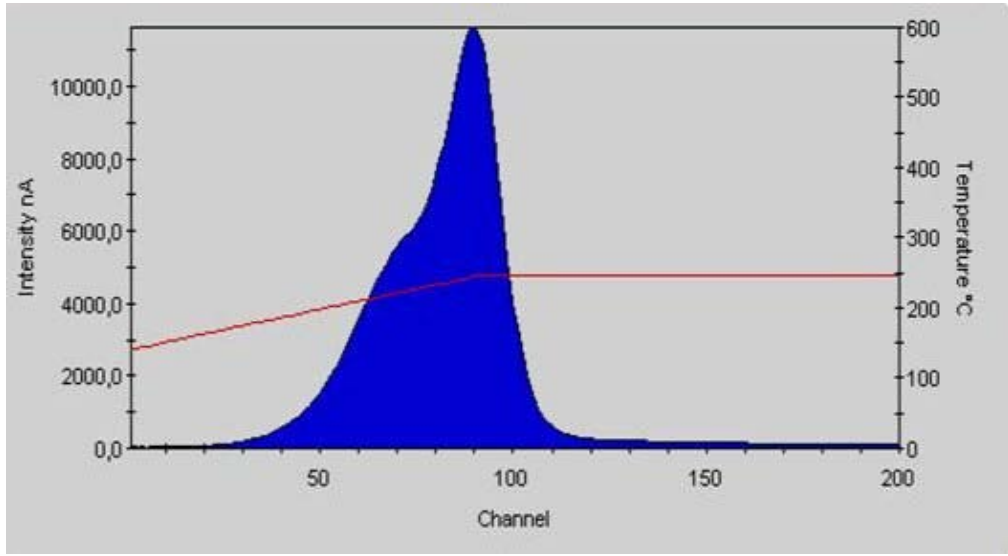
Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi olan Precise planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri kullanılarak 6 MV foton demetleri ile 3BKRT tekniğiyle 7 alan kullanılarak plan yapılmıştır. 70 Gy dozun prostat hacminin **%95**'ine sardırılması hedeflenmiştir.

Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemi olan Multiple planlama sistemine aktarılan BT görüntüleri kullanılarak 6 MV foton demetleri kullanılarak plan yapılmıştır. 70 Gy doza eşdeğer doz olan 36 Gy dozun prostat hacminin **%95**'ine sardırılması hedeflenmiştir.



3.2.3 TLD-100 kristallerinin kalibrasyonu

Bu çalışmada daha önce hiç işlem görmemiş 50 adet TLD-100 kristalleri, TLD kalibrasyonu için kullanılmıştır. Önce TLD-100 kristalleri numaralandırılmış ve TLD fırınında, 400 °C'de 1 saat 15 dakika tutularak fırınlanmış ve bütün tuzaklardaki elektronların boşaltılması sağlanmıştır. Beta kaynağı kullanılarak, TLD'lere 1 mGy doz verilmiştir. Daha sonra TLD fırınında 100 °C'de 10 dakika ön ısıtma işlemi yapılmıştır. TLD-100 kristalleri Harshaw 3500 TLD okuyucusunda okunarak her birinin verilen doz değerine karşılık lüminesans değerleri bulunmuştur.



Şekil 3.14 Çalışmada kullanılan TLD-100 için lüminesans eğrisi. Eğri altında kalan toplam alan, fosforun aldığı doz ve ısıtıldığında yaydığı lüminesans ile doğru orantılıdır.

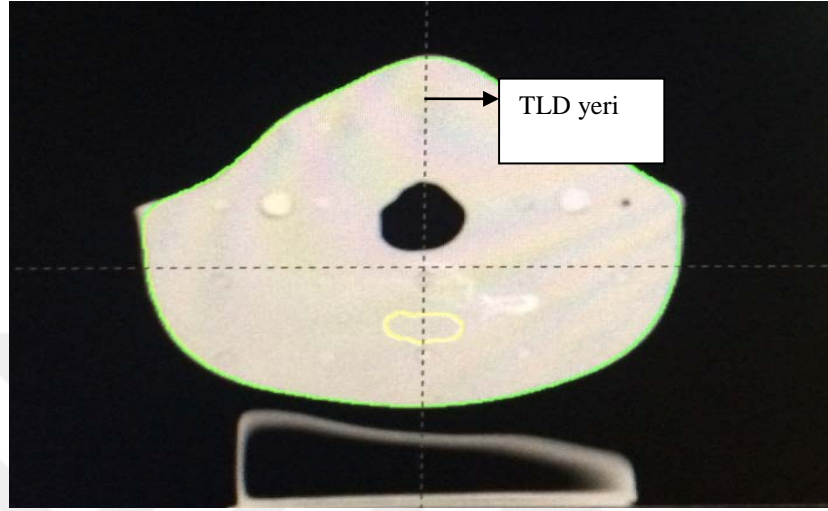
TLD'lerin nC (nano Coulomb) cinsinden verdikleri doz yanıtlarını soğurulan radyasyon miktarına dönüştürmek için okuyucu kalibrasyon faktörü (Reading Calibration Factor - RCF) bulunmuştur. Her bir TLD'nin doza karşı hassasiyeti farklı olduğundan, hepsi aynı dozla ışınlanmalarına rağmen okuma değerleri yani saldıkları ışık miktarları farklıdır. Okumaların aynı olması için her TLD kristali için element düzeltme faktörü (Element Correction Coefficient - ECC) denilen bir ağırlık faktörü verilmiştir. Daha sonra bulunan ECC değerleri içerisinde doz yanıtları birbirine yakın olan ve tekrarlanabilirlikleri $\pm\%20$ içinde kalan 44 adet TLD-100 seçilmiştir.

3.2.4 MOSFET dozimetrelerinin kalibrasyonu

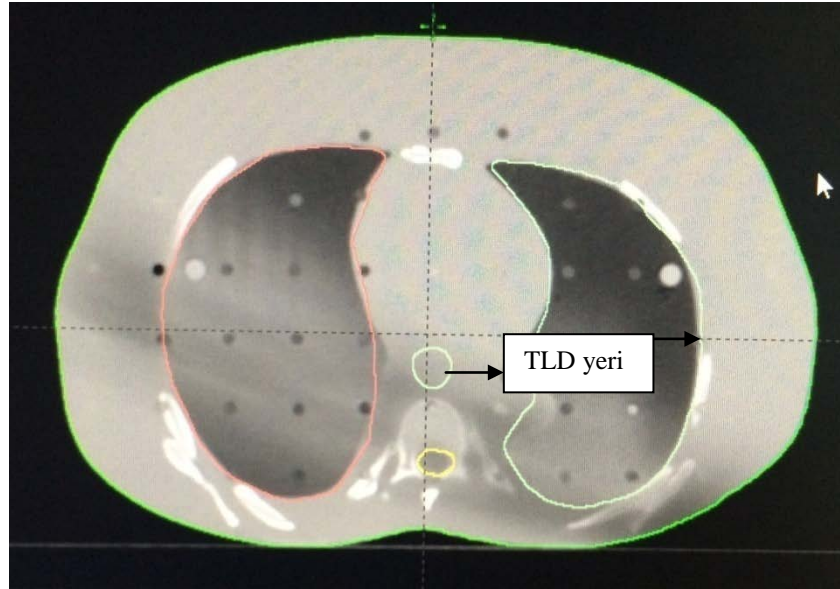
MOSFET dozimetreler ölçümlerde kullanmadan önce kalibre edilmiştir. Kalibrasyonlar Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazında gerçekleştirilmiştir. Kalibrasyon 6 MV foton demeti için maksimum doz derinliğinde, $d_{maks}= 1.5$ cm'de yapılmıştır. Katı su fantomu kullanılarak 1.5 cm derinlikte, 10 cm x 10 cm alan içine 5 tane MOSFET dozimetre yerleştirilmiş, SSD =100 olacak şekilde ayarlanmış ve her seferinde 100 cGy doz değeri verilerek 3'er kez ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Daha sonra MOSFET dozimetre programı kullanılarak her bir MOSFET dozimetre için kalibrasyon faktörü (CF) bulunmuş ve sisteme 6 MV foton demeti ölçümlerinde kullanılmak üzere kayıt edilmiştir. Daha sonraki ölçümlerimizde sistem her MOSFET dozimetre için belirlenen bu kalibrasyon faktörlerini kullanarak doz ölçüm sonuçlarını vermiştir.

3.2.5 TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinin rando fantom üzerindeki yerleri

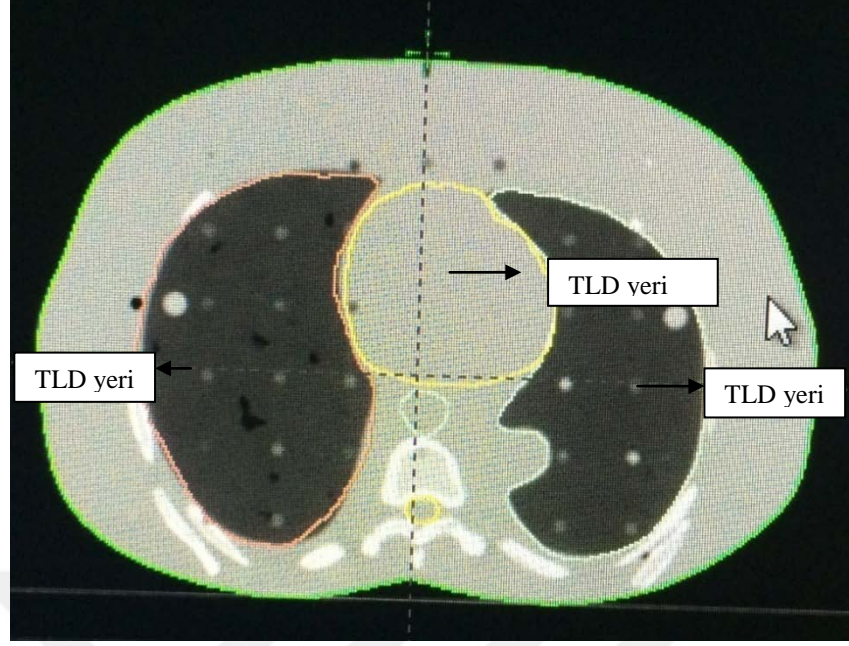
Çalışmada kullanılan TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinin yerleri kesitlerine göre Şekil 3.15-3.23'de verilmiştir.



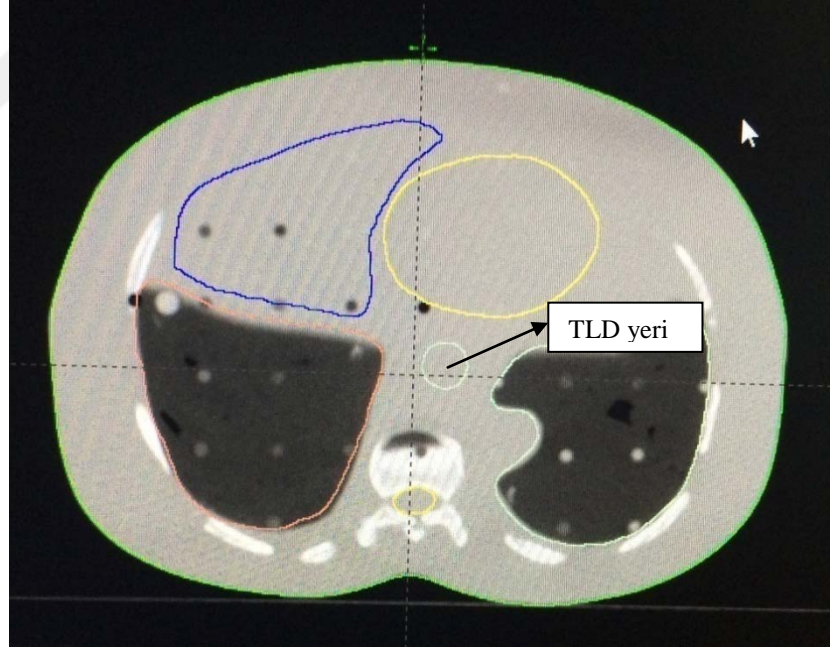
Şekil 3.15 Rando fantomun 9.kesiti ve dozimetre yeri (tiroid merkezi)



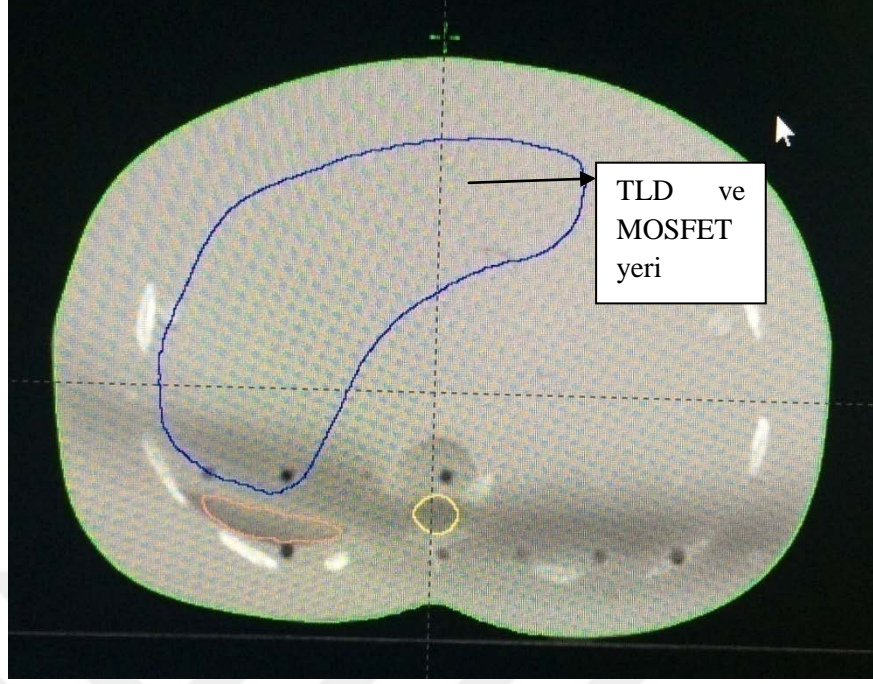
Şekil 3.16 Rando fantomun 16. kesiti dozimetre yeri (özefagusun merkezi)



Şekil 3.17. Rando fantomun 17. kesiti ve dozimetre yerleri (akciğerler ve kalp merkezi)



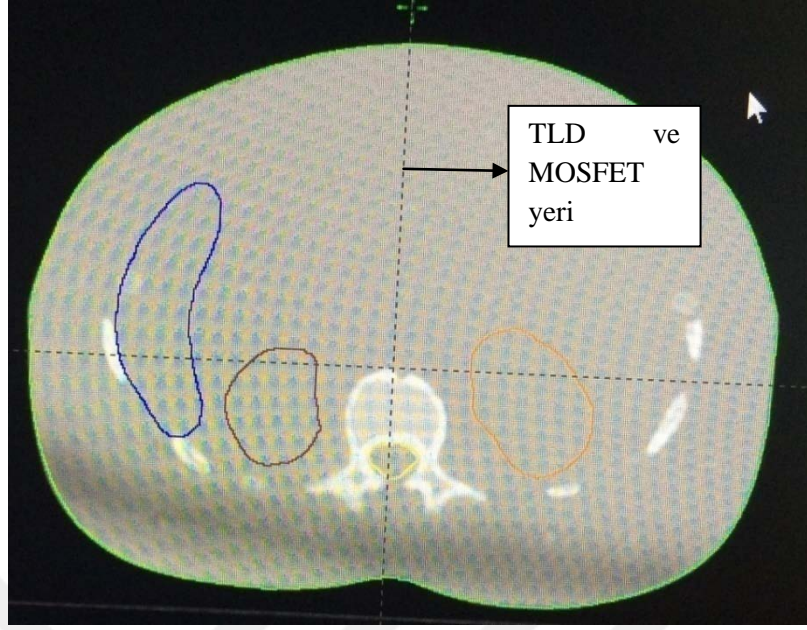
Şekil 3.18 Rando fantomun 19. kesiti ve dozimetre yeri (özafagusun sonu)



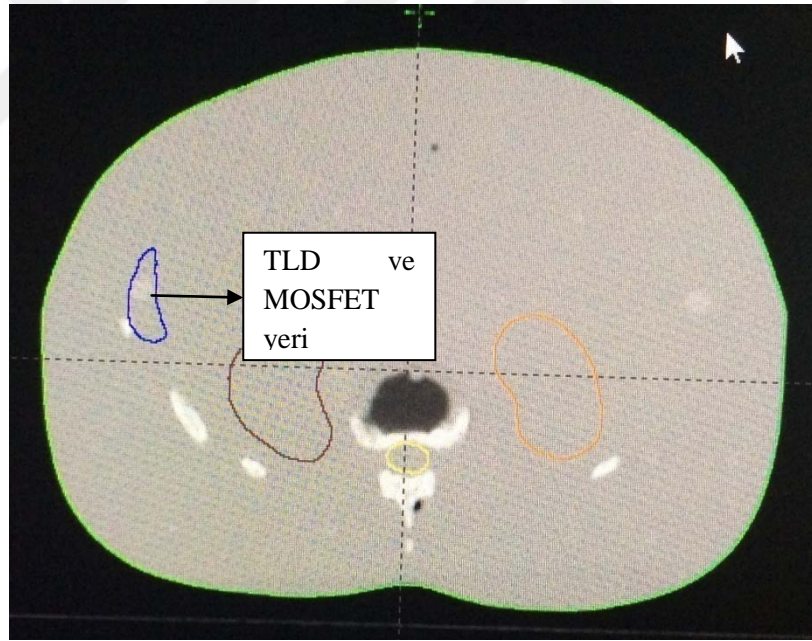
Şekil 3.19 Rando fantomun 20. kesiti ve dozimetre yeri (Mide merkezi)



Şekil 3.20 Rando fantomun 21. kesiti ve dozimetre yeri (karaciğer merkezi)



Şekil 3.21 Rando fantomun 22. kesiti ve dozimetre yeri (mide sonu)



Şekil 3.22 Rando fantomun 23. kesiti ve dozimetre yeri (karaciğer sonu)



Şekil 3.23 Rando fantomun 25. kesiti ve dozimetre yerleri (sağ ve sol böbrekler)

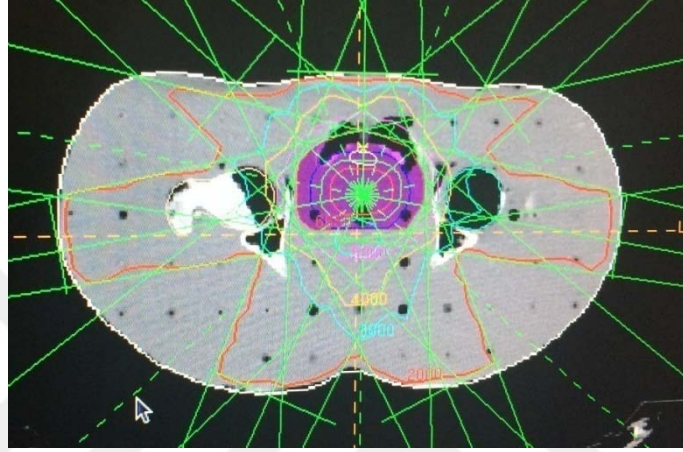
Çizelge 3.1 İn vivo dozimetre yerleştirilen kesitlerin alan merkezinden uzaklıkları

Kesit No	İN Vivo Dozimetri yerleri	Alan merkezinden olan uzaklıkları (cm)
9	Tiroid Merkezi	55
16	Özafagusun Merkezi	37.5
17	Kalp Merkezi	35
	Sağ Akciğer	35
	Sol Akciğer	35
19	Özafagusun Sonu	30
20	Mide Merkezi	27.5
21	Karaciğer Merkezi	25
22	Mide Sonu	22.5
23	Karaciğer Sonu	20
25	Sağ Böbrek	17.5
	Sol Böbrek	17.5

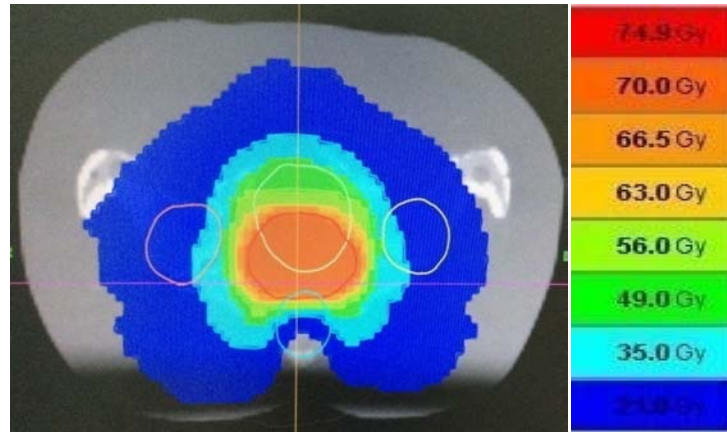
4. BULGULAR

4.1 Rando Fantom Prostat Tedavi Planlarına ait Doz Dağılımları

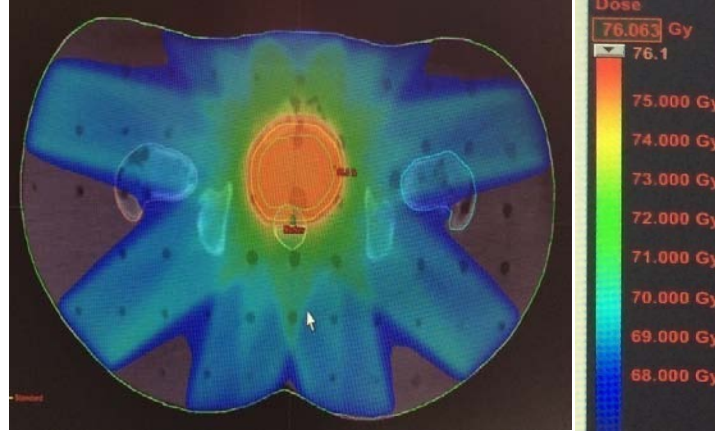
Lineer hızlandırıcı cihazlarının, tedavi planlama sistemlerinde yapılan planlara ait doz dağılımları şekil 4.1-4.5'te verilmiştir.



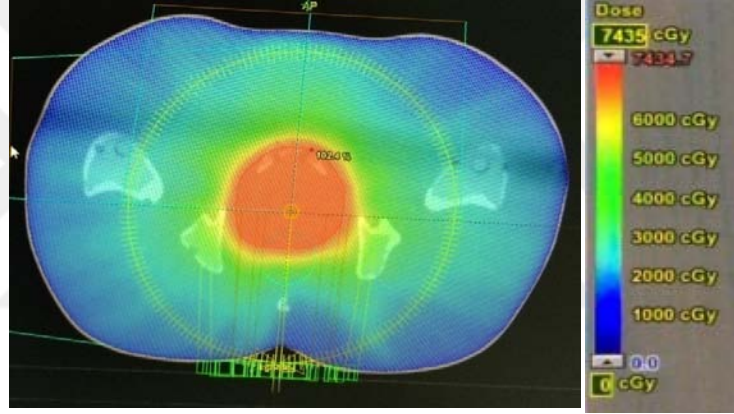
Şekil 4.1 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı



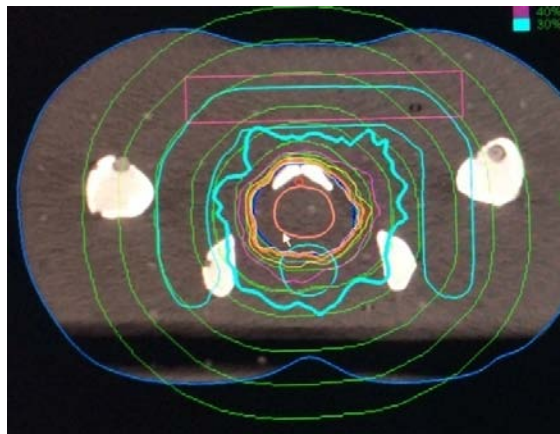
Şekil 4.2 Tomoterapi cihazında tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı



Şekil 4.3 Varian marka Clinac DHX model Lineer hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı



Şekil 4.4 Varian marka Trilogy model Lineer hızlandırıcıda tedavi için yapılan planlamanın doz dağılımı



Şekil 4.5. Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcıda yapılan planlamanın doz dağılımı

4.2 TLD-100 ve MOSFET Dozimetreleri ile Yapılan Ölçümler

Cihazların tedavi planlama sistemlerinde yapılan planlamalarda PTV'ye verilen 200 cGy, 720 cGy ve 3600 cGy (Cyberknife için), 7000 cGy dozlar için, cihazlarda yapılan ışınlamalar sonucu fantom üzerine 11 lokalizasyona yerleştirilen TLD-100 ve MOSFET dozimetre okumaları sonucunda elde edilen doz değerleri ölçülmüştür. Cihazlarda fantomu 35 gün boyunca ışınlamak yerine her bir ışınlamada PTV'ye 200 cGy doz verilecek şekilde toplam 3 kere ışınlama yapılmış ve 11 lokalizasyonda dozimetrelerle ölçümler alınmıştır. Bu 3 ölçümün ortalamaları alınarak 1 tedavi süresi boyunca 11 lokalizasyonda alınan dozlar belirlenmiştir. Daha sonra 35 fraksiyon sonunda yani PTV'nin 7000 cGy doz alması durumunda, bu bölgelerin aldığı dozlara ulaşmak için buradaki değerler 35 ile çarpılarak toplam doz değerleri hesaplanmıştır. İn vivo doz değerleri tedavi planlama sistemlerinden elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar çizelge 4.1-4.5'te verilmiştir.

Çizelge 4.1 Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Precise planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	PTV- 200 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	PTV-7000 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	İn Vivo Dozimetri	PTV-200 cGy üç ışınlama sonucu ortalama değer	PTV-7000 cGy ışınlama sonucu hesaplanan değer
9	Tiroid Merkezi	0	0	TLD-100	0.272	9.520
16	Özafagusun Merkezi	0	0	TLD-100	0.215	7.525
17	Kalp Merkezi	0	0	TLD-100	0.270	9.450
	Sağ Akciğer	0	0	TLD-100	0.305	10.680
	Sol Akciğer	0	0	TLD-100	0.254	8.890
19	Özafagusun Sonu	0	0	TLD-100	0.259	9.060
20	Mide Merkezi	0	0	TLD-100	0.303	10.610
				MOSFET	0.770	26.950
21	Karaciğer Merkezi	0	0	TLD-100	0.317	11.090
				MOSFET	1.396	48.860
22	Mide Sonu	0	0	TLD-100	0.36	12.600
				MOSFET	0.31	10.850
23	Karaciğer Sonu	0	0	TLD-100	0.524	18.340
				MOSFET	0.242	8.490
25	Sağ Böbrek	0	0	TLD-100	0.716	25.060
		0	0	MOSFET	1.681	58.840
	Sol Böbrek	0	0	TLD-100	0.704	24.640

Çizelge 4.2 Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Eclipse planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	PTV- 200 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	PTV-7000 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	İn Vivo Dozimetri	PTV-200 cGy üç ışınlama sonucu ortalama değer	PTV-7000 cGy ışınlama sonucu hesaplanan değer
9	Tiroid Merkezi	0	0	TLD-100	0.376	13.180
16	Özafagusun Merkezi	0	0	TLD-100	0.355	12.440
17	Kalp Merkezi	0	0	TLD-100	0.418	14.630
	Sağ Akciğer	0	0	TLD-100	0.420	14.680
	Sol Akciğer	0	0	TLD-100	0.378	13.230
19	Özafagusun Sonu	0	0	TLD-100	0.436	15.250
20	Mide Merkezi	0	0	TLD-100	0.448	15.700
				MOSFET	0.540	18.900
21	Karaciğer Merkezi	0	0	TLD-100	0.516	18.060
				MOSFET	1.920	67.130
22	Mide Sonu	0	0	TLD-100	0.635	22.220
				MOSFET	0.730	25.430
23	Karaciğer Sonu	0	0	TLD-100	0.785	27.480
				MOSFET	0.290	10.240
25	Sağ Böbrek	0	0	TLD-100	1.000	35.000
				MOSFET	1.200	41.870
	Sol Böbrek	0	0	TLD-100	0.970	33.960

Çizelge 4.3 Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Eclipse planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	PTV- 200 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	PTV-7000 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	İn Vivo Dozimetri	PTV-200 cGy üç ışınlama sonucu ortalama değer	PTV-7000 cGy ışınlama sonucu hesaplanan değer
9	Tiroid Merkezi	0	0	TLD-100	0.372	13.020
16	Özafagusun Merkezi	0	0	TLD-100	0.313	10.950
17	Kalp Merkezi	0	0	TLD-100	0.327	11.445
	Sağ Akciğer	0	0	TLD-100	0.330	11.550
	Sol Akciğer	0	0	TLD-100	0.299	10.470
19	Özafagusun Sonu	0	0	TLD-100	0.347	12.150
20	Mide Merkezi	0	0	TLD-100	0.342	11.970
				MOSFET	0.920	32.270
21	Karaciğer Merkezi	0	0	TLD-100	0.433	15.150
				MOSFET	0.980	34.300
22	Mide Sonu	0	0	TLD-100	0.460	16.100
				MOSFET	1.250	43.750
23	Karaciğer Sonu	0	0	TLD-100	0.630	22.050
				MOSFET	0.581	20.340
25	Sağ Böbrek	0	2.3	TLD-100	1.036	36.260
		0	2.2	MOSFET	1.220	42.700
	Sol Böbrek	0	1.8	TLD-100	0.871	30.480

Çizelge 4.4 Tomoterapi Cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Tomoterapi planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	PTV- 200 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	PTV-7000 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	İn Vivo Dozimetri	PTV-200 cGy üç ışınlama sonucu ortalama değer	PTV-7000 cGy ışınlama sonucu hesaplanan değer
9	Tiroid Merkezi	0	0	TLD-100	0.247	8.645
16	Özafagusun Merkezi	0	4	TLD-100	0.323	11.305
17	Kalp Merkezi	0	3	TLD-100	0.284	9.940
	Sağ Akciğer	0	2	TLD-100	0.302	10.570
	Sol Akciğer	0	1	TLD-100	0.303	10.610
19	Özafagusun Sonu	0	4	TLD-100	0.372	13.020
20	Mide Merkezi	0	3	TLD-100	0.377	13.210
				MOSFET	1.820	63.700
21	Karaciğer Merkezi	0	3	TLD-100	0.336	11.760
				MOSFET	0.248	8.680
22	Mide Sonu	0	5	TLD-100	0.434	15.190
				MOSFET	1.040	36.300
23	Karaciğer Sonu	0	8	TLD-100	0.485	16.980
				MOSFET	0.445	15.580
25	Sağ Böbrek	0	16	TLD-100	0.743	26.000
		0	16	MOSFET	1.620	56.560
	Sol Böbrek	0	17	TLD-100	0.775	27.130

Çizelge 4.5 Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı cihazında ışınlama sonucu TLD-100 ve MOSFET dozimetrelerinde okunan doz değerleri ve Multi planlama programında cGy olarak okunan doz değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	PTV- 720 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	PTV-3600 cGy planlama sonucu plandan okunan doz değeri	İn Vivo Dozimetri	PTV-720 cGy üç ışınlama sonucu ortalama değer	PTV-3600 cGy ışınlama sonucu hesaplanan değer
9	Tiroid Merkezi	5.7	28.24	TLD-100	6.070	30.250
16	Özafagusun Merkezi	6.9	30.49	TLD-100	4.410	22.050
17	Kalp Merkezi	6.35	32.08	TLD-100	4.110	20.550
	Sağ Akciğer	3.83	25.51	TLD-100	4.750	23.750
	Sol Akciğer	4.52	19.14	TLD-100	3.870	19.350
19	Özafagusun Sonu	6.44	32.06	TLD-100	3.560	17.800
20	Mide Merkezi	6.45	33.80	TLD-100	3.490	17.450
				MOSFET	2.940	14.700
21	Karaciğer Merkezi	6.22	32.02	TLD-100	3.690	18.450
				MOSFET	3.530	17.650
22	Mide Sonu	7.08	35.80	TLD-100	4.100	20.500
				MOSFET	5.660	28.300
23	Karaciğer Sonu	6.42	32.25	TLD-100	4.890	24.450
				MOSFET	4.340	21.700
25	Sağ Böbrek	8.39	41.25	TLD-100	6.610	33.050
		8.41	41.27	MOSFET	8.350	41.750
	Sol Böbrek	7.98	39.85	TLD-100	6.260	31.300

4.3 İstatiksel Analiz Sonuçları

Bütün cihazlarda elde edilen TLD-100 ve MOSFET dozimetre ölçüm sonuçlarına göre karşılaştırılmalı istatistik sonuçları çizelge 4.6-4.14'de verilmiştir. SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) programı kullanılmıştır. Bağımsız gruplarda Wilcoxon Signed Rank Testi ve Kruskal-Wallis Testi sonucu yaklaşım metodu ile elde edilen p değerlerinin $p > 0.05$ 'e göre anlamlılığı değerlendirilmiştir.



Çizelge 4.6 Wilcoxon Signed Rank Testine göre her cihazın kendi içinde 200 cGy MOSFET, 200 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırması ve Cyberknife için 720 cGy karşılaştırması sonucu p değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı	Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı	Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı	Tomoterapi Cihazı	Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı
		200 cGy MOSFET ve TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri				
20	Mide Merkezi	0.285	1.000	0.285	0.109	0.109
21	Karaciğer Merkezi	0.109	0.285	0.109	0.593	0.285
22	Mide Sonu	0.655	1.000	0.109	0.285	0.109
23	Karaciğer Sonu	0.655	0.593	0.285	0.109	0.109
25	Sağ Böbrek	0.285	0.285	0.285	0.109	0.109

Çizelge 4.7 Wilcoxon Signed Rank Testine göre her cihazın kendi içinde 7000 cGy de MOSFET ve 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri Yerleri	Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı	Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı	Varian marka Trilogy model Lineer Hızlandırıcı	Tomoterapi Cihazı	Cyberknife Robotik Lineer Hızlandırıcı
		7000 cGy MOSFET ve TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri				
20	Mide Merkezi	0.285	1.000	0.285	0.109	0.109
21	Karaciğer Merkezi	0.109	0.285	0.109	0.593	0.285
22	Mide Sonu	1.000	1.000	0.109	0.285	0.109
23	Karaciğer Sonu	0.285	0.593	1.000	1.000	0.109
25	Sağ Böbrek	0.109	0.285	0.593	0.109	0.109

Çizelge 4.8 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 200 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit no	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 200 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri
20	Mide Merkezi	0.414
21	Karaciğer Merkezi	0.154
22	Mide Sonu	0.222
23	Karaciğer Sonu	0.385
25	Sağ Böbrek	0.816

Çizelge 4.9 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 200 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 200 cGy TLD-100 karşılaştırma sonucu p değerleri
9	Tiroid Merkezi	0.697
16	Özafagusun Merkezi	0.242
17	Kalp Merkezi	0.722
	Sağ Akciğer	0.625
	Sol Akciğer	0.649
19	Özafagusun Sonu	0.547
20	Mide Merkezi	0.697
21	Karaciğer Merkezi	0.097
22	Mide Sonu	0.091
23	Karaciğer Sonu	0.199
25	Sağ Böbrek	0.622
	Sol Böbrek	0.722

Çizelge 4.10 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri
9	Tiroid Merkezi	0.110
16	Özafagusun Merkezi	0.066
17	Kalp Merkezi	0.161
	Sağ Akciğer	0.066
	Sol Akciğer	0.072
19	Özafagusun Sonu	0.050
20	Mide Merkezi	0.041
21	Karaciğer Merkezi	0.025
22	Mide Sonu	0.042
23	Karaciğer Sonu	0.218
25	Sağ Böbrek	0.109
	Sol Böbrek	0.157

Çizelge 4.11 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit no	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar	Cihazlar arası 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri
20	Mide Merkezi	Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı-Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı	0.028
21	Karaciğer Merkezi	Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı-Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı	0.027
22	Mide Sonu	Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı-Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı	0.027

Çizelge 4.12 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife hariç) 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit no	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri
20	Mide Merkezi	0.414
21	Karaciğer Merkezi	0.154
22	Mide Sonu	0.222
23	Karaciğer Sonu	0.385
25	Sağ Böbrek	0.816

Çizelge 4.13 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife dahil) 7000 cGy TLD-100 dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit No	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 7000 cGy TLD-100 karşılaştırma sonucu p değerleri
9	Tiroid Merkezi	0.031
16	Özafagusun Merkezi	0.022
17	Kalp Merkezi	0.045
	Sağ Akciğer	0.022
	Sol Akciğer	0.023
19	Özafagusun Sonu	0.025
20	Mide Merkezi	0.017
21	Karaciğer Merkezi	0.017
22	Mide Sonu	0.017
23	Karaciğer Sonu	0.171
25	Sağ Böbrek	0.077
	Sol Böbrek	0.095

Çizelge 4.14 Kruskal-Wallis Testine göre cihazlar arasında (Cyberknife dahil) 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri

Kesit no	İn Vivo Dozimetri yerleri	Cihazlar arası 7000 cGy MOSFET dozimetre karşılaştırma sonucu p değerleri
20	Mide Merkezi	0.365
21	Karaciğer Merkezi	0.093
22	Mide Sonu	0.343
23	Karaciğer Sonu	0.571
25	Sağ Böbrek	0.885

5. SONUÇ VE TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı cihazlar ve tedavi teknikleri kullanılarak rando fantom üzerinde alan dışı bölgelerde yer alan organların maruz kaldığı dozlar MOSFET ve TLD-100 dozimetreler kullanılarak belirlendi. Yapılan planlamalardaki okunan doz değerleri ile karşılaştırıldı.

TLD'lerin düşük ışınlama dozlarını ölçebilmesi, uzun süreli ışınlamalar için soğurulan dozu saklayabilmesi, geniş kullanım skalası ve yüksek hassasiyeti olması, doku eşdeğeri olması, doz hızı, sıcaklık ve enerji bağımlılığının düşük olması, küçük boyut, enerji kapasitesi, hassasiyeti ve hastada doz ölçüm noktalarına yerleştirilebilmesi gibi avantajları vardır. Aynı anda dozun okunamaması, uzun prosedür gerektiren okuma işlemi ve okumaları kaydetmemesi sistemin dezavantajlarıdır.

MOSFET dozimetreler, küçük duyarlı hacmi ve küçük fiziksel boyutu, anında ve birçok farklı noktadan doz okuması, okuma işleminin basitliği, enerjiden ve doz hızından bağımsız oluşu, nedenleriyle tercih edilirken, yöne bağımlı olması ve kısa ömürlü olması dezavantajlarıdır.

Yaptığımız çalışmada TLD-100 ve MOSFET dozimetreler ile yapılan ölçümler karşılaştırıldığında MOSFET dozimetre okuma sonuçlarında büyük sapmalar olduğu gözlenmiş ve alan dışı düşük doz ölçümlerinde kullanımının uygun olmadığı, düşük dozlarda TLD-100 ile yapılan ölçümlerin daha güvenilir olduğu sonucuna varılmıştır. Cihazların kendi içlerinde yapılan TLD-100 ve MOSFET dozimetre karşılaştırılması sonucu yapılan istatikselsel analiz sonucunda ise p değerleri 0.05'ten büyük çıkmış ve istatikselsel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.(Çizelge 4.6 ve çizelge 4.7)

Yaptığımız çalışmada, Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazında 3BKRT tekniğiyle yapılan planın ışınlanması sonucu bulunan 200 cGy ve 7000 cGy TLD-100 okuma sonuçları (çizelge 4.1), Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazında YART tekniğiyle yapılan plana göre ışınlanan ölçüm sonuçları TLD-100 okuma sonuçlarıyla (çizelge 4.2, çizelge 4.3, çizelge 4.4 ve çizelge 4.5) karşılaştırıldığında 3BKRT tekniğinde integral dozun daha az olduğu görülmüştür. 3BKRT ve YART tekniği karşılaştırıldığında, YART'ta kullanılan yüksek MU değerlerinin ve fazla ışın demetlerinin bu artışta rol oynadığı bilinmektedir (Wolff vd.

2009). Cihazlar arasında yapılan istatistiksel karşılaştırmaya göre de Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı ve Varian marka Clinac DHX model Lineer Hızlandırıcı cihazları arasındaki karşılaştırmada p değerleri 0.05'ten küçüktür ve istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır (Çizelge 4.10 ve çizelge 4.11).

YART tekniğiyle yapılan planın 200 cGy ve 7000 cGy TLD-100 ölçüm sonuçları ile VMAT tekniğiyle yapılan planın 200 cGy ve 7000 cGy TLD-100 ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında, beklenildiği gibi integral dozun VMAT tekniğiyle yapılan planda daha az olduğu ölçülmüştür (Çizelge 4.2, çizelge 4.3). Fakat istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Çizelge 4.9 ve çizelge 4.10). VMAT tekniğinde kısa tedavi süresi ve düşük MU değerlerinin integral dozun düşüşüne neden olduğu bilinmektedir (Zhang vd. 2010, Kjaer-Kristoffersen vd. 2009, Hardcastle vd. 2011).

VMAT tekniğiyle yapılan planın 200 cGy ve 7000 cGy TLD-100 ölçüm sonuçları, Tomoterapi cihazı kullanılarak YART tekniğiyle yapılan planın 200 cGy ve 7000 cGy TLD-100 ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında bir çok kesitte beklenilenin aksine integral dozun Tomoterapi cihazında daha düşük olduğu ölçülmüştür (Çizelge 4.3 ve çizelge 4.4) ama istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Çizelge 4.9, çizelge 4.10).

Benzer şekilde Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcıda YART tekniği kullanılarak yapılan planın ölçüm sonuçları, Tomoterapi cihazı kullanılarak YART tekniğiyle yapılan planın 200 cGy ve 7000 cGy TLD ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldığında, beklenilenin aksine integral dozun Tomoterapi cihazında daha düşük olduğu ölçülmüştür (Çizelge 4.2, çizelge 4.4).

Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazında yapılan planın 7000 cGy eş değeri olan 3600 cGy değeri TLD-100 ölçüm sonuçları, diğer cihazlardaki tedaviler için yapılan planlama teknikleriyle yapılan planların 7000 cGy TLD-100 ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldığında en yüksek integral doz değerinin Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazında olduğu görülmüştür. Bunun nedeninin de uzun tedavi süreleri nedeniyle verilen yüksek MU değerleri olduğu bilinmektedir (Çizelge 4.5) (Chuang vd. 2008, Di Betta vd. 2010), ve istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür (Çizelge 4.13).

Tedavi planlama sistemlerinden okunan 200 cGy, 720 cGy, 7000 cGy'deki alan dışı bölgelerdeki dozlar; TLD-100 ve MOSFET dozimetre ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldığında, TLD-100 ve MOSFET dozimetre ölçüm sonuçlarının daha hassas olduğu görülmüştür. Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı ve Varian marka DHX model lineer hızlandırıcı cihazlarının tedavi planlama sistemlerinde, algoritmaları nedeniyle alan dışı bölgelerde nokta doz değerleri görülememiştir. (Çizelge 4.1-çizelge 4.4). Cyberknife Robotik Lineer hızlandırıcı cihazındaki tedavi planlama sisteminden elde edilen 720 cGy ve 7000 cGy eş değeri olan 3600 cGy'deki uzak organ dozları ile TLD-100 ve MOSFET dozimetre ölçümleri sonucunda elde edilen sonuçların birbirine çok yakın olduğu görülmüştür.



KAYNAKLAR

- 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, 3-4 s., Ankara.
- Aoyama, H. Westerly, DC., Mackie, TR., et al. 2006. Integral radiation dose to normal structures with conformal external beam radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 64, 962-967.
- Boyer, L.E., Butler, B.E., Dipetrillo, T.A., 2001. Intensity Modulated Radiotherapy: Current Status and Issues of Interest. *Radiotherapy and Oncology*, 880-914.
- Chuang, CF. Larson, DA., Zytovicz, A., Smith, V., Petti, PL. 2008: Peripheral dose measurement for CyberKnife radiosurgery with upgraded linac shielding. *Med Phys*, 35(4):1494-1496.
- Curtis, RE. Freedman, DM., Ron, E., Ries, LAG., Hacker, DG., Edwards, BK., Tucker, MA., Fraumeni, JF Jr. (eds) 1973-2000. *New Malignancies Among Cancer Survivors: SEER Cancer Registries*
- Chang, SD. Main, W., Martin, DP., et al. 2003. An analysis of the accuracy of the CyberKnife: a robotic frameless stereotactic radiosurgical system. *Neurosurgery* 52:140-146; discussion 146-147.
- Di Betta, E. Fariselli, L., Bergantin, A., Locatelli, F., Del Vecchio, A., Broggi, S., Fumagalli, ML. 2010. Evaluation of the peripheral dose in stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatments. *Med Phys* 37(7), 3587-3594.
- Emeritus, JVD. 2006. Methods for in-vivo dosimetry in external radiotherapy division of radiation physics, 2. Edition, Department Of Radiotherapy University Hospital Gasthuisberg-France, pp.1-60
- Engels, H., Wambersie, A. 1998. Relative biological effectiveness of neutrons for cancer induction and other late effects: A review of radiobiological data. *Rec. Res. Cancer Res.*;150:54-87. doi: 10.1007/978-3-642-78774-4_3.
- Erdoğan, T. 2014. Tomoterapi ile Tedavilerde hedef dozun farklı dozimetrik sistemler ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi, 13-14, 32 s., Ankara.
- Han, C. Liu, A., Schultheiss, TE., et al. 2006. Dosimetric comparisons of helical tomotherapy treatment plans and step-and-shoot intensity- modulated radiosurgery treatment plans in intracranial stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 65:608e616.

- Hardcastle, N., Tome, WA., Foo, K., Miller, A. Carolan M, Metcalfe P. 2011. Comparison of prostate IMRT and VMAT biologically optimised treatment plans. *Med Dosim*;36:292–8
- 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 Report 83 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)
- Karlsson, P. 1998. Holmberg E., Samuelsson A., Johansson K.-A., Wallgren A. Soft tissue sarcoma after treatment for breast cancer—A Swedish population-based study. *Eur. J. Cancer.* 34:2068–2075. doi: 10.1016/S0959-8049(98)00319-0.
- Kaya, Ş. 2009. Türkiye Kaynaklı Doğal Kuvarsın Lüminesans Özellikleri ve Geriye Dönük Dozimetri Çalışmalarında Kullanımı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, 4-7 s. Ankara.
- Khan, FM. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*, 4th Edition. Lippincott Williams and Wilkins, pp.30-31, 216-217 Philadelphia.
- Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues, L., Medin, J., Korreman, S. 2009. RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 48:p227–32
- Lee, TF., Fang FM, Chao PJ, et al. 2008. Dosimetric comparisons of helical tomotherapy and step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy nasopharyngeal carcinoma. *Radiother Oncol* 89:89e96.
- Levitt, SH., Purdy JA, Perez CA, Vijayakumar S. 2006. *Technological basis of radiation therapy: practical clinical applications*. Berlin: Springer
- Meyer, JL., Purdy JA. 1996. 3-D conformal radiotherapy: a new era in their Purdy JA, Starkschall G. *A practical guide to 3-D planning and conformal radiation therapy*. Madison, WI: Advanced Medical Publishing; 1999. radiation of cancer. Basel, Switzerland: Karger
- Tanrıseven, R. 2013. Radyoterapide 6 MV foton enerjisinde PPC ve AAA algoritmalarının dozimetrik açıdan karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi, 3-5,24 s., Ankara.
- Uysal, H. 2013. Tomoterapi ile Nazofarenks Kanseri Tedavisinin Dozimetrik Değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi, 24 s. Ankara.

- Van, VM., Field C, Raaijmakers CP, et al. 2005. Comparing step-and-shoot IMRT with dynamic helical tomotherapy IMRT plans for head-and-neck cancer. *Int J Radi Oncol Biol Phys* 62: 1535e1539
- Wili, A. Kalender 2011. *Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality* 3rd revised edition. *Principles of Computed Tomography* pp. 18-31
- Wolff, D., Stieler F, Welzel G, Lorenz F, Abo-Madyan Y, Mai S, et al. 2009. Volumetric modulated arc therapy (VMAT) vs. serial tomotherapy, step-and-shoot IMRT and 3D-conformal RT for treatment of prostate cancer. *Radiother Oncol* 93:226–33
- Yeşil, A. 2009. Meme Kanseri Radyoterapisinde 3 Boyutlu Bilgisayarlı Planlama ve Dozimetrik sürecin Rando Fantom üzerinde Termolüminasans Dozimetri ile Kontrolü. *Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilimdalı*, 10, 12-13 s. Bursa.
- Zhang, P., Happersett, L., Hunt, M., Jackson, A., Zelefsky, M., Mageras, G. 2010. Volumetric modulated arc therapy: planning and evaluation for prostate cancer cases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76:1456–62

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Emine Işık

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 19.06.1984

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : İbn-i Sina Lisesi, 2002

Lisans : Ankara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği 2009

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği, 2015