

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TÜM VÜCUT IŞINLAMALARINDA 6 MV VE 18 MV FOTON
ENERJİLERİNDE DOZ DAĞILIMLARININ TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ
VE İN-VİVO DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Sinem KARACABAY

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

**ANKARA
2015**

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Sinem KARACABAY tarafından hazırlanan "Tüm Vücut Işınlamalarında 6 MV ve 18 MV Foton Enerjilerinde Doz Dağılımlarının Tedavi Planlama Sistemi ve İn-Vivo Dozimetri ile Karşılaştırılması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

Eş Danışman : Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

AUTF Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Prof. Dr. Yıldız GÜNEY

Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Doç. Dr. Turan OLGAR

Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TÜM VÜCUT IŞINLAMALARINDA 6 MV VE 18 MV FOTON ENERJİLERİNDE DOZ DAĞILIMLARININ TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ VE İN-VİVO DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Sinem KARACABAY

**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**

Tüm Vücut Işınlaması (TVI) yüksek kaynak-cilt mesafesinin (SSD) kullanıldığı özel bir radyoterapi yöntemidir. Kemik iliği transplantasyonunun hazırlık aşamasında önemli rol oynamaktadır. TVI tedavisinde, hastanın kemik iliği elemanlarını yok ederek verilecek kemik iliği hücrelerinin yerleşmesine uygun ortam hazırlamak ve hastanın bağışıklık sistemini baskılayarak verilecek kemik iliğinin reddini engellemek amaçlanmaktadır.

İdeal bir TVI tedavisinde doz dağılımı homojen olmalıdır. Fakat vücudun anatomisinin değişken olması ve dokulardaki yoğunluk farklılıklarından (kas, kemik, hava) dolayı doz homojenitesi bozulmaktadır.

Bu çalışmada Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcı cihazı ile 6 MV ve 18 MV foton enerjileri kullanılarak Alderson Rando Fantom üzerinde Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde (TPS) lateral iki yan TVI tedavi planı yapılmıştır. Termolüminesans Dozimetri (TLD) ve TPS ile cilt dozları; TLD, Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör (MOSFET) dozimetri ve TPS ile orta hat dozları belirlenmiştir. Böylece TPS'deki doz değerleri ile in-vivo doz ölçüm sonuçları karşılaştırılarak arasındaki uyum test edilmiştir. Her iki enerji ile yapılan ışınlamalar sonucu elde edilen doz verileri incelendiğinde 18 MV' deki doz dağılımlarının 6 MV' dekine göre daha homojen olduğu saptanmıştır. Ayrıca beklenildiği gibi 18 MV foton enerjisinde yapılan ışınlamalarda, 6 MV' dekine göre mediasten dozundaki eksiklik giderilmiştir.

MOSFET ve TLD ile okunan doz değerleri karşılaştırılmıştır. Orta hat dozunun ölçümünde TLD-100 dozimetri sisteminin MOSFET dozimetri sistemine göre daha doğru ve anlamlı sonuçlar verdiği çıkarılmıştır. Elde edilen sonuçların literatür ile uyumlu olduğu görülmüştür.

2015, 62 sayfa

Anahtar Kelimeler: Tüm Vücut Işınlaması (TVI), İn-vivo Dozimetri, Termolüminesans Dozimetri (TLD), Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör (MOSFET) Dozimetri, Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

ABSTRACT

Master Thesis

COMPARISON OF DOSE DISTRIBUTIONS IN TREATMENT PLANNING SYSTEM AND IN-VIVO DOSIMETRY WITH 6 MV AND 18 MV PHOTON ENERGIES IN TOTAL BODY IRRADIATION

Sinem KARACABAY

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

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

Total Body Irradiation (TBI) is a special method of radiotherapy with a high skin source distance (SSD). TBI has an important role in bone marrow transplantation. Purpose of the TBI treatment is destroying the patient's bone marrow elements and create the appropriate environment to settle for given that the bone marrow cells.

In the ideal TBI treatment, dose distribution must be homogeneous. But dose uniformity fails because of the variable of the body's anatomy and differences in density of tissue (muscle, bone, air).

Lateral TBI treatment plan was done on Eclipse Treatment Planning System (TPS) by using Varian Clinac DHX Linear Accelerator for Alderson rando phantom. 6 MV and 18 MV photon energies are used in these plans. Skin doses were detected by Thermoluminescent Dosimetry (TLD) and TPS. And midline doses were detected by TLD, Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (MOSFET) and TPS. Measurement results of TPS and in-vivo dosimetry were compared. Thus, the harmony between TPS and in-vivo dosimetry was tested. When measurement datas were analyzed, the dose distribution in 18 MV more uniform than the dose distribution in 6 MV. Also missing of mediastinal dose completed with 18 MV photon energy.

Values of the doses were compared between using MOSFET and TLD dosimeters. In measuring the integral dose with TLD-100 dosimeters were compared MOSFET dosimeter system to be more accurate and meaningful results by the system. The results obtained were found consistent with the literature.

2015, 62 pages

Key words: Total Body Irradiation (TBI), In-vivo Dosimetry, Thermoluminescent Dosimetry (TLD), Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor (MOSFET) Dosimetry, Treatment Planning System (TPS)

TEŞEKKÜR

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

Çalışmam için uygun imkanların sağlanmasında desteklerini, yardımlarını yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerilerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Fizik Mühendisleri Yakup ARSLAN, Tuğba ATAKUL ve Ayfer ŞAR' a, MEDICANA Radyasyon Onkolojisi Bölümü Fizik Mühendisleri Haluk ORHUN ve Alev TEMİZ' e,

Tez aşamam süresince bana hatırı sayılır derecede yardımları olan GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN' a,

Çalışmam süresince bana hatırı sayılır derecede yardımları olan Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Teknikerlerinden Ümit ÇETİNKAYA, Sinan GÖKMEN, Hakan DELİGÖZ' e,

Tezimin hazırlanmasında her türlü desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım Esra ARIKAN, Olgü GÜVENÇ, Tuğçe Sevim ORDU, Gizem YEĞİN, Engin AŞLAR, Pelin ATİK' e,

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

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

Sinem KARACABAY

Ankara, 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 Tüm Vücut Işınlama	3
2.1.1 Tüm Vücut Işınlamasının Tarihçesi	3
2.1.2 Tüm Vücut Işınlama Teknikleri	5
2.1.3 Enerji Seçimi	8
2.1.4 Cilt Dozu	8
2.1.5 Doz Hızı	9
2.1.6 Tedavi Dozu ve Fraksiyonasyon	9
2.1.7 Risk Altındaki Organların Korunumu.....	10
2.1.8 Yüksek Riskli Organlara Ek Doz.....	10
2.1.9 Doz Homojenitesi	10
2.1.10 Hasta Pozisyonlama	11
2.1.11 Dozimetri Bilgileri	11
2.1.12 Antropomorfik Fantomda Doz Ölçümleri.....	12
2.2 Lineer Hızlandırıcılar	13
2.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	15
2.4 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	16
2.5 İn-Vivo Dozimetri	17
2.5.1 Termolüminesans Dozimetri (TLD)	19
2.5.1.1 TLD Çeşitleri.....	21
2.5.1.2 TLD Ölçüm Düzenegi.....	22
2.5.1.3 TLD Işıma Eğrileri.....	23

2.5.2 MOSFET (Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör) Dozimetre	24
3. MATERYAL VE YÖNTEM	26
3.1 Materyaller	26
3.1.1 Varian Marka Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	26
3.1.2 GE Marka Optima 580 RT model ve Philips marka bilgisayarlı tomografi cihazı.....	28
3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	28
3.1.4 Antropomorfik Rando Fantom.....	29
3.1.5 Radyoterapi Masası.....	31
3.1.6 LiF Termolüminesans Dozimetre (TLD-100).....	31
3.1.7 Harshaw Marka 3500 Model TLD Okuyucu	32
3.1.8 PTW Marka TLD Fırını	32
3.1.9 MOSFET Dedektörü	33
3.1.10 PTW Marka 30013 0,6 cc Farmer Tipi İyon Odası.....	34
3.1.11 IBA Marka Dose 1 Model Elektrometre	35
3.1.12 PTW Marka RW-3 Katı Su Fantomu	36
3.2 YÖNTEM	37
3.2.1 Profil Ölçümü	37
3.2.1.1 Yatay Doz Profil Ölçümü	37
3.2.1.2 Dikey Doz Profil Ölçümü	37
3.2.2 D_{max} ve Yüzde Derin Doz (PDD, %DD) Ölçümü	37
3.2.3 TMR Ölçümü	38
3.2.4 Rando Fantom İçin Yapılan Tedavi Planlaması	38
3.2.5 Rando Fantom Ölçümleri	41
3.2.6 Doz Ölçümleri.....	43
3.2.7 TPS' deki Dozlar ile Ölçülen Dozların Karşılaştırılması	44
4.BULGULAR.....	45
4.1 Fantomda Yatay Düzlemde Doz Profil Ölçümleri	45
4.2 Fantomda Dikey Düzlemde Doz Profil Ölçümleri	46
4.3 D_{max} ve %DD Ölçümleri	47
4.4 TMR Ölçümleri.....	48
4.5 Perspektif Geçirgenlik Ölçümü	49

4.6 Rando Fantom Ölçümleri	49
4.6.1 Cilt Dozu Ölçümleri	49
4.6.2 Orta Hat Dozu Ölçümleri	50
4.6.3 Orta Hattta Belirlenmiş Mediasten Bölgesinde TLD Ölçümleri	52
4.7 Bulguların İstatistiksel Analizleri.....	52
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	54
KAYNAKLAR.....	56
ÖZGEÇMİŞ	60

SİMGELER DİZİNİ

A	Amper
AAA	Analitic Anisotropic Algorithm
AAPM	American Association of Physicist in Medicine
AP	Anteroposterior
BT	Bilgisayarlı Tomografi
C	Coulomb
Dmax	Maksimum Doz
ECC	Element Düzeltme Katsayısı
HU	Hounsfield Unit
MOSFET	Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör
MU	Monitor Unit
OSL	Optik Uyarmalı Lüminesans
PA	Posteroanterior
PBC	Pencil Beam Convolution
PDD	Yüzde Derin Doz
PMMA	Polimetil Metakrilat
PMT	Fotoçoğaltıcı Tüp
SAD	Kaynak – Eksen Mesafesi
SSD	Kaynak – Cilt Mesafesi
TLD	Termolüminesans Dozimetri

TMR	Doku Maksimum Oranı
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TVI	Tüm Vücut Işınlama
VMAT	Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 TVI için 1905 yılında Dessauer tarafından tasarlanan model.....	4
Şekil 2.2 Tüm vücut ışınlamada kullanılan farklı teknikler	7
Şekil 2.3 Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel görünüşü	14
Şekil 2.4 Gantrinin iç yapısı	15
Şekil 2.5 HU değerlerine karşılık gelen gri tonlar	17
Şekil 2.6 Tüm vücut ışınlamasında ölçüm alınan noktalar.....	19
Şekil 2.7 Enerji bant modeli	20
Şekil 2.8 Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi.....	22
Şekil 2.9 Işıma Eğrisi	23
Şekil 2.10 MOSFET' in çalışma mekanizması.....	24
Şekil 3.1 Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı	27
Şekil 3.2 GE Optima 580 RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	28
Şekil 3.3 Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi	29
Şekil 3.4 Alderson rando fantom	30
Şekil 3.5 TLD-100 kristalleri.....	31
Şekil 3.6 Harshaw 3500 TLD okuyucu	32
Şekil 3.7 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını.....	33
Şekil 3.8 MOSFET Dozimetre.....	34
Şekil 3.9 IBA Marka Dose 1 Model Elektrometre.....	35
Şekil 3.10 RW3 katı su fantomu	36
Şekil 3.11 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi' nde 6 MV ve 18 MV ile yapılan TVI planı.....	40
Şekil 3.12 Orta hat ve cilt dozlarının ölçüldüğü rando fantom kesitleri	42
Şekil 3.13 Seçilen fantom kesitlerinin Eclipse TPS' deki görünümü	42
Şekil 3.14 Lateral Işınlama	43
Şekil 4.1 6 MV foton enerjisi için fantomda yatay düzlemde doz profili.....	45
Şekil 4.2 18 MV foton enerjisi için fantomda yatay düzlemde doz profili.....	45
Şekil 4.3 6 MV foton enerjisi için fantomda dikey düzlemde doz profili.....	46
Şekil 4.4 18 MV foton enerjisi için fantomda dikey düzlemde doz profili	46

Şekil 4.5 6 MV foton enerjisi için % DD grafiği	47
Şekil 4.6 18 MV foton enerjisi için % DD grafiği	47
Şekil 4.7 6 MV foton enerjisi için TMR ölçümü grafiği	48
Şekil 4.8 18 MV foton enerjisi için TMR ölçümü grafiği	48

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 İn-vivo dozimetrede en sık kullanılan dedektörler.....	18
Çizelge 2.2 Yumuşak dokular, akciğerler ve kemiklerde kullanılan farklı TL maddeleri	21
Çizelge 3.1 Rando fantomda ölçüm yapılan kesitler	41
Çizelge 4.1 6 MV foton enerjisi için perspeks geçirgenlik ölçümü.....	49
Çizelge 4.2 18 MV foton enerjisi için perspeks geçirgenlik ölçümü.....	49
Çizelge 4.3 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalar için Rando fantomda ölçülen cilt dozu değerleri.....	50
Çizelge 4.4 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalar için Rando fantomda ölçülen orta hat doz değerleri	51
Çizelge 4.5 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalarda mediasten bölgesinde ölçülen doz değerleri.....	52
Çizelge 4.6 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için farklı ölçüm sistemleri ile farklı ölçüm bölgelerinde ölçülen doz değerlerinin istatistiksel analizi sonucu elde edilen p değerleri.....	53

1. GİRİŞ

Tüm Vücut Işınlama (TVI) hematopoetik kemik iliği transplantasyonlarının hazırlık aşamasında önemli rol oynamaktadır. TVI' nın hizmet ettiği çeşitli amaçlar vardır. Bunlar; hastada var olan rezidüel malign hücreleri (lösemi, lenfoma ve bazı solid tümörleri) yok etmek, kemoterapiden sonra hastada geri kalan tümör hücrelerini yok etmek, genetik bozukluğu olan (Fanconi anemisi, Cooley anemisi) hücre topluluklarını yok etmek, kemik iliği transplantasyonlarında hastanın kemik iliği elemanlarını yok ederek verilecek kemik iliği hücrelerinin yerleşmesine uygun ortam hazırlamak ve hastanın bağışıklığını baskılayarak verilecek iliğin reddini engellemektir.

Tüm vücut ışınlama; standart radyoterapiye göre daha geniş alanların ve daha büyük kaynak-cilt mesafelerinin (SSD) kullanıldığı özel bir tedavi yöntemidir. TVI' da uygulanan çeşitli ışınlama metodları vardır. TVI uygulanan kliniklerde, tedavi cihazına ve tedavi odasının koşullarına göre en uygun metod seçilerek dikkatlice uygulanmalıdır (Livingstone 2007).

TVI' nın özel bir tedavi yöntemi olması doz hesaplamalarını da daha önemli bir hale getirmektedir. TVI' da fiziksel doz hesaplamaları, seçilen bir referans noktasına göre yapılır. Referans noktası olarak vücudun yaklaşık olarak orta hattında yer alması ve çevre dokularla önemli soğurma farkı olmaması nedeniyle genellikle göbek orta hattı seçilir. Vücudun diğer bölgelerinin alacağı dozları, referans noktasına verilen doz belirler. Vücut konturunun değişken olması ve dokulardaki yoğunluk farklılıkları (kas, kemik, hava) nedeniyle doz homojenitesi bozulmaktadır (Bomford vd. 1994). Tedavi planlamasında vücut içerisine dozun homojen olarak dağıtılması gerekir. Bu nedenle yapılan hesaplamaların in-vivo dozimetri ile doğrulanması, tedavinin kalitesi açısından son derece önem taşır.

Bu çalışmanın amacı, TVI tedavisinde tedavi planlama sisteminde (TPS) yapılacak planlar doğrultusunda 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde termoluminesans dozimetri (TLD) ve Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör (MOSFET) dedektör kullanılarak antropomorfik fantomda doz dağılımlarının homojenliğini bu iki enerji için

karşılaştırmaktır. Ayrıca bu çalışma ile, kliniğimizde yeni kullanılacak olan TVI tedavisinde TPS' de kullanılan bir takım yöntemlerin doz dağılımlarının homojenliğine etkisi araştırılacak ve kullanılan doz hesaplama yöntemleri karşılaştırılacaktır.

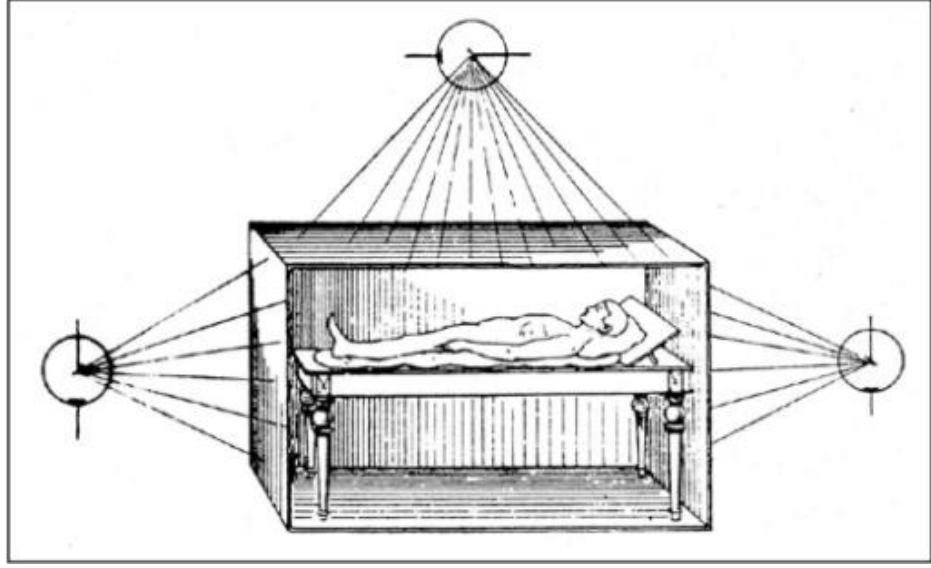
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Tüm Vücut Işınlama

Tüm vücut ışınlama; lösemi, aplastik anemi, lenfoma, Ewing' s sarkom, multipl miyelom, otoimmün hastalıklar, doğuştan kaynaklanan metabolizma hataları gibi çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanılır. Akut lösemi ve birçok yaygın hastalığın tedavisinde kemik iliği transplantasyonunun hazırlık rejiminde kemoterapi programından sonra TVI uygulanılarak tedavinin başarısı artar. Sadece kemoterapi de kullanılabilir fakat, TVI' nın da eklenmesi kliniksel şartlar ve belli hastalıklar için daha yararlıdır. Bu kombine tedavi yönteminde TVI, hastalıklı kemik iliğinin ve tümör hücrelerinin yok edilip, sağlıklı kemik iliğinin reddini önlemek için hastanın bağışıklık sisteminin yeterli derecede baskılanmasını sağlamaktadır.

2.1.1 Tüm Vücut Işınlamasının Tarihçesi

Wilhelm Conrad Roentgen 19. yüzyılda bir elektromanyetik radyasyon çeşidi olan X-ışınlarını keşfetmiş ve üretmeye başlamıştır. Bundan yaklaşık 10 yıl sonra Alman bir biyofizik mühendisi Friedrich Dessauer X ışınlarını medikal uygulamalarda kullanmak üzere çalışmalara başlamıştır. Ciltte ve yüzeysel dokularda yerleşen lezyonlarda X-ışınlarının tedavi başarısından yola çıkarak derin yerleşimli dokularda da cilde ve diğer dokulara zarar vermeden efektif bir tedavi verilebilir mi sorusuna yanıt aramaya başlamıştır. 1905 yılında vücutta homojen radyasyon doz dağılımını sağlamak üzere aynı anda ışın verecek şekilde üç adet farklı düşük voltaj kaynağından faydalanarak bir düzenek tasarlamıştır (Hoppe vd. 2007).



Şekil 2.1 TVI için 1905 yılında Dessauer tarafından tasarlanan model (Hoppe vd. 2007)

TVI gerek malign gerekse benign olmak üzere çeşitli hastalık gruplarının tedavisinde kullanılmaktadır (Hoppe vd. 2007). TVI ile ilgili yapılan in-vivo çalışmalarda insan vücudunun vereceği yanıtların anlaşılmasına başlanması ile birlikte TVI'nın malign hastalıklarda kullanımı daha faydalı bulunmaya başlanmıştır (Donnall vd. 1957). 1931-1940 yılları arasında Memorial Hastanesi'nde 270 kanser hastası TVI ile tedavi edilmiş. Hastalardan hematopoitik ve lenfoid malignansi tanılı olanları karsinom ve sarkom tanılı gruba göre daha iyi tedavi yanıtları vermiş. Avrupa'da hematopoitik ve lenfoid malignitelere radyoterapi ile erken başarı sağlanmasıyla birlikte TVI tekniklerinde hızla ilerlemeler kaydedilmiştir (Hoppe vd. 2007).

TVI'da insan vücudunun yanıtının daha iyi anlaşılması ile birlikte prelinik in-vivo çalışmalar artmış, yeni tedavi protokolleri geliştirilmeye başlanmış, 1950'lerde Thomas ve arkadaşları çoğunluğu lösemili olmak üzere bir grup hastada kemik iliği transplantasyonu yapmışlardır. Transplantasyon öncesi hazırlık rejiminde hastalara kemoterapi verilmiş ya da TVI yapılmıştır. Kemoterapi verilenlere kıyasla TVI verilenlerde kemik iliği alıcılarında daha başarılı immunsupresyon sağlanmıştır (Hoppe vd. 2007).

Günümüzde hematopoietik kök hücre nakli için özel tedavi protokolleri geliştirilmiştir. Bu protokoller sıklıkla önce kemoterapi ardından tüm vücut radyoterapisi içerir. Kombine rejimler sayesinde efektif bir tümör hücre ölümü ile alıcının immun sisteminde etkin bir baskılanma sağlanabilmektedir.

2.1.2 Tüm Vücut Işınlama Teknikleri

TVI uzak SSD kullanılan geniş tedavi alanlı bir radyoterapi uygulamasıdır. TVI uygulamalarında birçok teknik kullanılır. Belli bir tekniğin seçimi; foton ışını enerjisine, maksimum uygun alan boyutuna, tedavi mesafesine, doz hızına, hastanın boyutlarına ve belli vücut yapılarının korunma gereksinimine bağlı olarak yapılır.

Uygulanabilirliği kolay olması açısından TVI teknikleri arasından sıklıkla kullanılan iki teknik şunlardır:

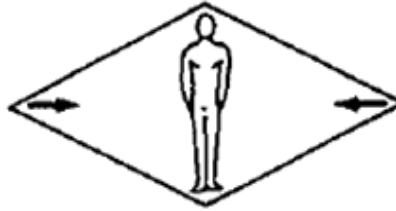
- a) Anteroposterior tekniği (AP/PA): Hasta ayakta ya da yan yatar pozisyonda olacak şekilde ön – arka alanlarla tedaviye alınır. Bu teknik iyi doz homojenliği sağlar, fakat hastanın dikey olarak konumlandırılması hastanın immobilizasyonu açısından sorun yaratabilir. Dikkat edilmesi gereken noktalar, akciğerin uygun dozu alacak şekilde kompanse edilmesi veya dozu sonradan tamamlamak üzere tamamen korunması ve tedavi süresi boyunca hastaya sabit kalacağı rahat bir pozisyon sağlanmasıdır.
- b) İki yan alan tekniği (Bilateral TVI): Hasta tedavi masasına sırt üstü yatırılır ya da rahat bir pozisyonda oturtulur. Bu teknikte vücut kalınlıkları ışın yolu boyunca değişimlere yol açar bu yüzden bu teknik kullanılacaksa vücut kalınlığı ile doz homojenliği değişecektir. Kollar vücut şekline uymak için yandan ve vücudun AP-kalınlık seviyesi ile temas halinde yerleştirilir. Burada, kolların geride kalan omurga yerine akciğerleri korumasını sağlamak için dikkat edilir (Khan 2003).

Aşağıdaki şekillerde farklı TVI teknikleri gösterilmiştir.

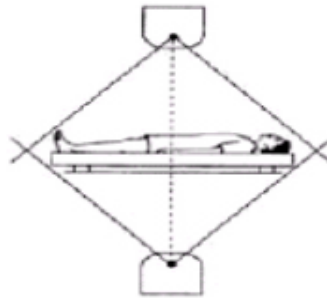
a) Çok sayıda kaynak, hasta sedyede



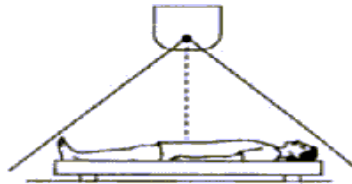
b) Çift kaynak, karşılıklı paralel alan, uzun SSD, hasta ayakta



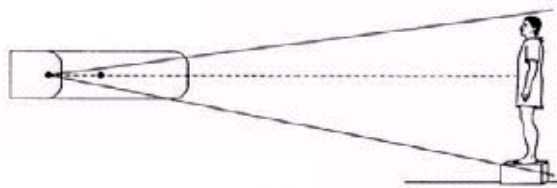
c) Çift kaynak, karşılıklı paralel alan, kısa SSD, hasta sedyede



d) Tek kaynak, kısa SSD, hasta sedyede



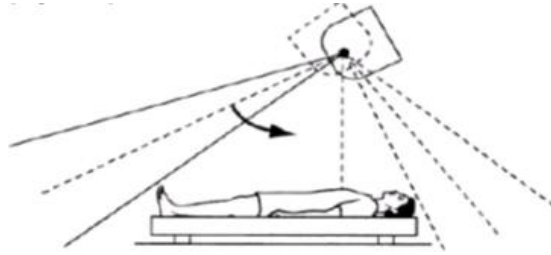
e) Tek kaynak, uzun SSD, hasta ayakta, AP/PA ışınlama



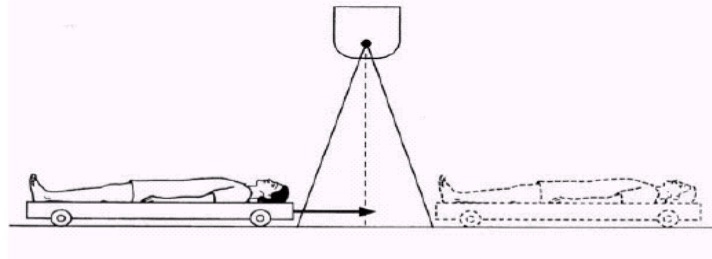
f) Tek kaynak, uzun SSD, hasta sedyede, yan ışınlama



g) Hareketli ışın demeti, hasta sedyede



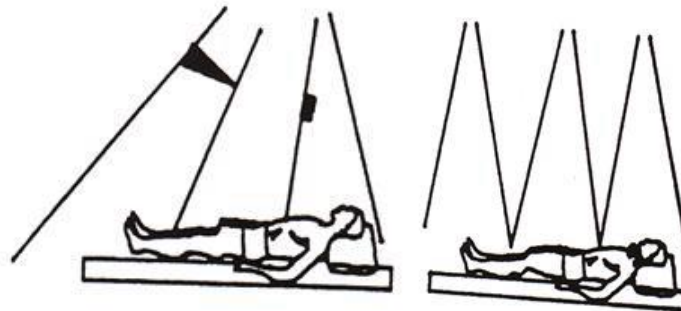
h) Sabit ışın demeti, hasta sedyesi hareketli



i) Tek kaynak, uzun SSD, hasta oturur pozisyonda, yan ışınlama



j) Tek kaynak, hasta sedyede, bitişik alanlar



Şekil 2.2 Tüm vücut ışınlamada kullanılan farklı teknikler

2.1.3 Enerji Seçimi

TVI uygulamalarında farklı enerjiye sahip fotonlar kullanılmıştır. Önceleri TVI düşük doz hızına sahip düşük enerjili ışınlar (Co-60 üniteleri) kullanılmıştır. Fakat günümüz teknolojisinde radyasyon tedavisinde en sık kullanılan cihaz lineer hızlandırıcı olduğu için; TVI teknikleri lineer hızlandırıcılara uygun şekilde düzenlenmiştir. Foton enerjisi; hastanın ışınlama eksenindeki kalınlığına bağlı olmak üzere dozun homojen dağılımını sağlayacak şekilde belirlenir. Işın enerjisine bağlı olarak hastanın ışın yolu boyunca çapı doz dağılımındaki homojenliğini etkiler. Paralel-karşılıklı alanlar için doz dağılımındaki homojenliğini elde etmek için hastanın kalınlığı arttıkça ışın enerjisi de artırılır. Eğer orta hat dozunun çevre dozunu %110' dan fazla arttırmadan, ışın merkezi eksenine paralel hastanın maksimum kalınlığı 35 cm' den az ve SSD en az 300 cm ise paralel-karşılıklı TVI alanları için 6MV' lik foton kullanılabilir (Khan 2003). Bu çalışmada 18MV' lik foton enerjisi de kullanılacaktır.

2.1.4 Cilt Dozu

Lösemi hastalarında sistemik kan sirkülasyonundaki hücreler ve cilde infiltre olan malign hücrelerin eradikasyonu için TVI' da cilt dozu önemlidir. Megavoltaj üniteleri ile yapılan ışınlamalarda cilt dozu, maksimum doz (D_{max}) noktasındaki dozdan (build-up) oldukça azdır. Dozun build-up özellikleri; enerji, alan boyutu, SSD ve yüzeye bağlı ışın açısı gibi birçok faktöre bağlıdır. Normal SSD' lerde (örneğin 100 cm) elde edilen dozun build-up verileri, daha uzun mesafelerden ve araya giren havadan dolayı TVI mesafelerinde doğru olarak uygulanmamaktadır. Bununla birlikte çoğu TVI protokolü cilt korumasına gerek duymaz. Bunun yerine, yüzey dozunu öngörülen TVI dozunun en az %90' ını alması için bir bolus ya da bir levha kullanılır. Bu şartları sağlamak için 1-2 cm kalınlığında akrilik veya pleksiglas gibi geniş bir levhayı (perspeks) hastanın yüzeyine mümkün olduğu kadar yakın yerleştirmek cilt dozunu arttırmak için yeterlidir (Khan 2003). 1cm kalınlığındaki bir pleksiglas perspeksin cildin 10 cm yakınına yerleştirilmesi durumunda cilt yeterli olan dozu yani verilmek istenen dozun %90' ını alır (Piotrowski vd. 2007, Halperin vd. 2008).

2.1.5 Doz Hızı

TVI' nın biyolojik etkileri üzerine doz hızının önemi büyüktür. Geniş alanlı radyoterapi uygulamalarında 5-10 cGy/dk gibi düşük hızları tercih edilir. Kemik iliği kök hücreleri ve malign hematopoietik hücrelerin tamir kapasitesi yüksek olmadığından düşük doz hızı, immüsupresyon ve tedavide yeterli olmaktadır. Doz hızı artışının lösemisiz sağ kalım üzerine çok küçük bir etkisinin olduğu gösterilmiştir. Doz hızı artışı aynı zamanda interstisyel pnömoni gelişme riskini de artırır ve düşük sağ kalım oranlarına yol açar. Günümüzde en çok 5 – 20 cGy/dk doz rate aralığı tercih edilir (Halperin vd. 2008, Cox ve Kian 2010).

2.1.6 Tedavi Dozu ve Fraksiyonasyon

TVI ilk uygulandığında tek fraksiyonda 8-10 Gy gibi yüksek dozlar verilmişti (Thomas vd. 1982). Tek fraksiyon verilen hastalarda karaciğerde venookluzif hastalık gelişimi artmakla beraber ağır kronik böbrek yetmezlikleri gelişmiş, geç dönemde katarakt oluşumu gözlenmiştir. Ayrıca relaps dışı nedenlerle ölümler artmıştır (Socie vd. 1999, Girinsky vd. 2000, Delgado vd. 2006) Normal doku toksisitesini azaltmak, tedavi etkinliğini artırmak için fraksiyone/hiperfraksiyone rejimler ile fraksiyon dozu düşürülüp toplam doz artırılarak çalışmalar yapılmıştır. 2 Gy fraksiyon/gün ile 12 Gy; 2.25 Gy fraksiyon/gün ile 15.75 Gy gibi yüksek dozlar verilmiştir. Yüksek doz verilenlerde relapstan bağımsız mortalite artışı gözlenmiştir (Clift vd. 1990).

Fraksiyone şemalarda genel sağ kalım ve hastalığa spesifik sağ kalımda artış sağlanmıştır (Girinsky vd. 2000). Günümüzde 6 fraksiyonda fraksiyone ya da hiperfraksiyone uygulanan 12 Gy doz şeması yaygın olarak kabul görmektedir (Cox ve Kian 2010).

2.1.7 Risk Altındaki Organların Korunumu

TVI yaparken normal doku toksisitesini azaltmak amacıyla akciğer, karaciğer ve böbreklerin kurşun bloklar yardımı ile korunması sağlanabilir (Cox ve Kian 2010). Lösemiler gonadlara yerleşmeyi severken bunun dışında ve bazı benign karakterli kök hücre nakli yapılacak hastalarda gelecekte fertilitiyi korumak için testis ve overler de korunulabilir. Timusta, nakil sonrası dönemde immün sistemde erken dönemde iyileşmeye katkıda bulunabildiğinden yarı geçirgen blok ile korunabilir (Dusenbery ve Gerbi 2006).

2.1.8 Yüksek Riskli Organlara Ek Doz

Vücudun belirli organ ya da bölgeleri belirli malign hastalıklarının infiltrasyonu açısından daha yüksek risklidir. Tüm vücuda verilecek dozun ardından ilgili bölgeye yapılacak ek doz (boost) ile rekürrens oranları düşürülür. Lösemilerde santral sinir sistemi tutulum riskine karşılık kraniuma, gerekirse spinal bölgeye, erkek hastalarda testislere; Kronik Miyeloid Lösemi hastalarında dalağa ek doz verilir. Ayrıca lenfomalarda tedavi öncesinde bulky nodal hastalığı olanlara da ek doz verilir (Halperin vd. 2008, Leonard ve Joel 2012).

2.1.9 Doz Homojenitesi

Vücut bölümlerinin kalınlıklarının ve yoğunluklarının farklı olması nedeni ile TVI'da inhomojen dozlar ortaya çıkabilir. AP/PA ışınlamalarda vücudun ön arka yöndeki kalınlığının fazla değişkenlik göstermemesine bağlı olarak doz dağılımı daha homojen özellik gösterir. 4-6 MV enerjiler ya da Co-60 ile yapılan foton ışınlamalarda $\pm < \%3$ olup cildin de dahil edilmesiyle birlikte bu değer %7' ye çıkar. Lateral ışınlamalarda vücut yan eksenini boyunca kalınlık daha fazla değişkenlik gösterdiğinden AP/PA ışınlamalara göre homojenite düşer. Baş boyun bölgesinde %50 homojenlik gösterirken vücudun diğer bölgelerinde %10 olur. Doz farklılıklarını azaltmak için kompensatuar

filtre ya da doku eşdeğeri boluslardan yardım alınabilir. Cildinde yeterli dozu alabilmesi için bir ışın saçıcı filtre görevi yapan pleksiglas perspeks hastanın önüne yerleştirilerek doz dağılımı %90 homojeniteye çekilebilir (Galvin vd. 1996).

2.1.10 Hasta Pozisyonlama

Hasta pozisyonu seçilirken birkaç nota göz önünde bulundurulur. Homojen bir doz dağılımının edilebileceği pozisyon öncelikle tercih olmakla birlikte TVI'da tedavi süresi uzun olduğundan bir fraksiyon yaklaşık 30-40 dakika sürebilmektedir.

Hasta bu süre zarfında konforlu ve immobilizasyonu korunacak şekilde bir pozisyona alınır. Tedavi fraksiyone uygulandığı için pozisyonun tekrarlanabilir olması da gerekir. Hastalar supine ya da yan yatar şekilde, oturarak ya da ayakta tedaviye alınır. Hastanın medikal durumu, yaşı, tedavi odasının fiziksel koşulları ve lineer hızlandırıcı geometrisi de göz önünde bulundurulur (Halperin vd. 2008).

2.1.11 Dozimetri Bilgileri

TVI dozimetrisi için birçok rapor hazırlanmıştır. Bunlardan American Association of Physicist in Medicine (AAPM) Task Group-29 tüm vücut ve yarı vücut ışınlamalarında geniş alan dozimetrisi referans olarak alınmaktadır. Bu rapora göre TVI'nda verilen dozun doğrulanması için önerilen basamaklar özetle şu şekildedir:

1. Geniş alan TVI ışınlamalarında mutlak doz kalibrasyonu tedavi mesafesinde su ya da su eşdeğeri fantomlarla ölçülmelidir. Geniş alan ışınlamalarında oluşacak çoklu saçılmalar nedeniyle minimum 30x30x30 cm³' lük fantomlar tercih edilmelidir.
2. Standart fantomların da üzerinde tüm saçılmaların hesaba katıldığı ölçümler yapılmalıdır.
3. Dozlar hasta üzerinde farklı vücut kalınlıklarında ölçülerek doğrulanmalıdır.

Bütün dozimetrik ölçümler TVI' da kullanılan fiziksel ve teknik şartlar altında gerçekleştirilmelidir. Yerden ve duvardan gelen etkilerde hesaba katılmalıdır. Eş zamanlı in-vivo dozimetri için kullanılacak dedektörler kullanım koşulları altında kalibre edilmelidir.

TVI' da bir geniş alan radyoterapisi uygulanacağı için normal SSD mesafesi ve küçük alanlardan uygulanan ışınlamalarda kullanılan belirli fizik parametreleri de değişecektir. Örneğin tedavi makinası ile hasta arasındaki mesafenin artmasına bağlı doz hızının azalmasıyla sekonder olarak ters kare kanuna göre doz yaklaşık 300 cm SSD' de %5 değişecektir. Konvansiyonel yüzde derin doz (PDD) ve doku maksimum oranı (TMR) da değişecektir. Tedavi koşullarında fantomda PDD ve TMR' nin ölçülmesi gerekir. Işın parametreleri longitudinal ve vücut orta hattına transvers olarak her iki doz profili de ölçülmelidir (Galvin vd. 1996).

TVI' da SSD' nin fazla olması ve buna bağlı olarak tedavi uzaklığındaki alan boyutlarının çok büyük olması, ışın demetinin geliş yönüne göre hasta vücudunun girintili çıkıntılı yapısı ve vücut içerisinde birbirinden çok farklı doku yoğunlukları bulunması gibi etkenler, hesaplamada kullanılan parametrelerin tam saçılma şartlarına göre yeniden düzenlenmesi ve bazı durumlarda ek düzeltme faktörlerinin kullanılmasını gerekli kılar (Bomford vd. 1994).

TVI' da tedavinin doğru olarak uygulanmasını sağlamak için in-vivo dozimetrisinin kullanılması çok önemlidir. Hastaya verilen dozlar tedavi esnasında ölçülmeli ve bu dozlar hesaplanan doz değerleri ile kıyaslanarak kabul edilebilir limitler içerisinde olması sağlanmalıdır (Mangili vd. 1999).

2.1.12 Antropomorfik Fantomda Doz Ölçümleri

TVI için karakteristik kompleks doz dağılımının belirlenmesinde fantom ölçümleri yardımcı olur. Fantom doku eşdeğeri bir maddeden yapılmıştır. Fantomda kullanılan malzemeler yumuşak doku, kemik ve akciğerlerin gerçek yoğunluklarına eşdeğerdir.

Dolayısıyla foton ve elektrona karşı normal doku ile aynı yanıtı verir. 2,5 cm kalınlığında kesitlerden oluşur. Her kesitte dozimeri yerleştirmek için dozimetri boşlukları vardır. İnsan vücudu ya da bir organın radyasyonu soğurma ve yansıtma karakteristiklerini belirlemede kullanılır. Geniş alandan radyoterapi verilen homojen olmayan doku dağılımında doz homojenitesini sağlamak kolay olmamakla birlikte standart antropomorfik fantomlar ile doz dağılımını görmek kolaylaşır (Galvin vd. 1996).

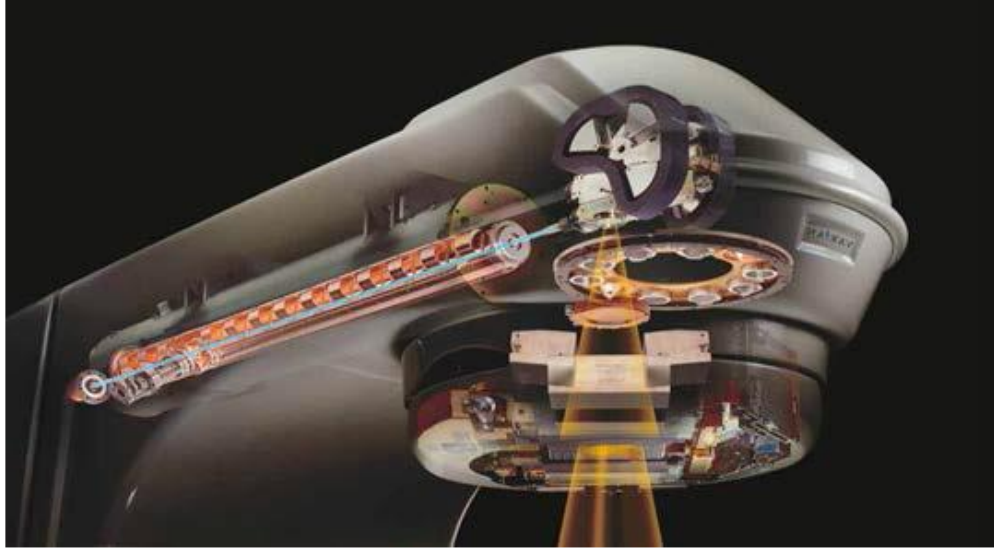
2.2 Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, doğrusal bir tüp boyunca elektronlar gibi yüklü parçacıkları yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan cihazlardır. Hızlandırılan yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilir ya da derine yerleşmiş tümörleri tedavi etmek için bir hedefe çarptırılarak X-ışınları elde edilir.

Çalışma prensibi şöyle özetlenebilir (Khan 2003): Modülatör olarak adlandırılan birim, bir doğru akım (DC) güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj sinyalleri oluşturur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir ve burada üretilen (50 keV' lik) elektronlar hızlandırıcı tüp içerisine enjekte edilir. Bu sırada magnetron veya klistron denilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan 3000MHz frekanslı mikrodalgalar da hızlandırıcı tüp içine gönderilir. Elektronlar, tıpkı bir sörfçüye benzer hızlanma işlemiyle sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Enerji kazanan yüksek enerji elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3 mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler.

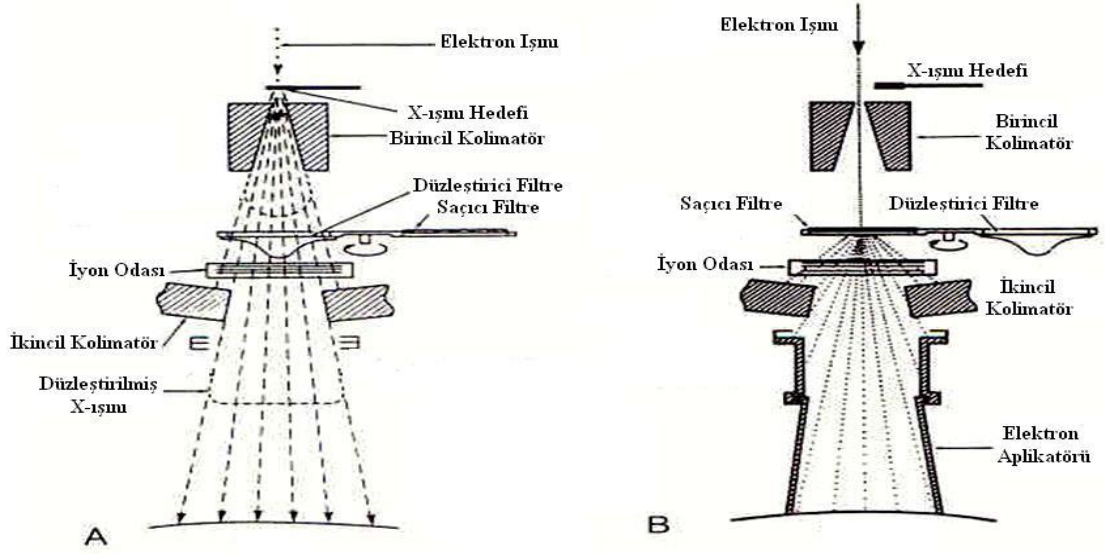
Rölatif olarak kısa hızlandırıcı tüpe sahip düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV ve daha düşük) elektronların, X-ışını üretimi için düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı yapı çok uzundur ve yatay bir şekilde veya yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle 90° ve 270°) uygun bir açı boyunca eğilirler. Elektron demetinin

tam eğimi; saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimlerin bir arada olduğu ışın taşıma sistemi tarafından gerçekleştirilir.



Şekil 2.3 Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel görünüşü

İstenilen ışının oluşturulması ve dışarıya ulaştırılması aşamasında magnetron, klistron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölümler önemlidir. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını yatay bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör ekseni ışın merkezi eksenine uyuşacak şekilde dikey ekseninde hareket eder. Kolimatör ekseniyle gantri ekseninin kesişim noktası eşmerkez olarak adlandırılır (Khan 2003).



Şekil 2.4 Gantrinin iç yapısı (A: X Işını Tedavisi, B: Elektron Tedavisi)

Kaynak ile cilt arasındaki uzaklığa SSD (Source-Skin Distance) adı verilir. Kaynak ile eksen arasındaki uzaklık ise SAD (Source-Axis Distance) olarak adlandırılır ve kaynaktan tümörün orta noktasına olan uzaklıktır.

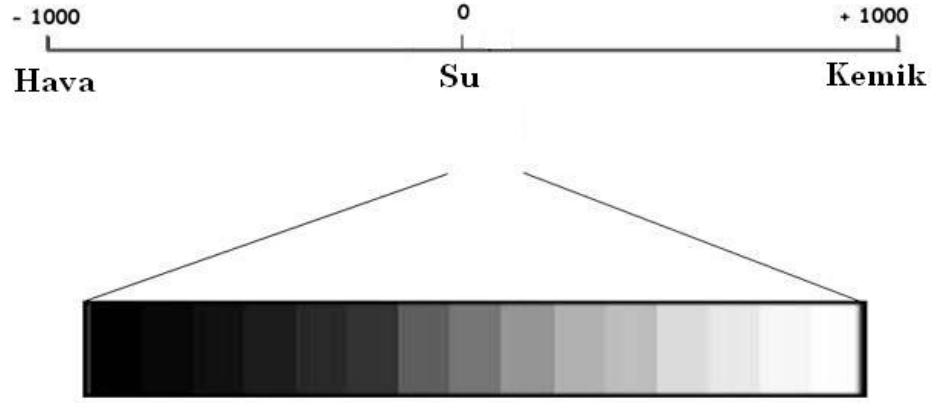
2.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi (TPS); yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yönleltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsi, koruma bloğu vs.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelagade vd. 2007).

İki temel radyoterapi planlama yöntemi vardır. Bunlardan ilkinde demet sayısı, yönü, şekli (Çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyonları) ve her bir demete ait ağırlık belirlenir, daha sonra noktasal ya da izodozsal doz hesabı yapılır. Oluşan doz dağılımının uygun olup olmadığı kontrol edilir buna ileri planlama yöntemi denir. Diğer bir yöntem ise ters planlamadır, bu yöntemde hedef hacim için belirlenen doz değeri ve kritik organlara ait doz sınırlamaları TPS' ye girilir ve bilgisayar her bir huzme için huzme şekli (ÇYK pozisyonları) ve ağırlığını otomatik olarak hesaplar. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART), Volümetrik Ayarlı Ark Tedavi (VMAT) gibi ileri radyoterapi tekniklerinde ters planlama yöntemi kullanılır (Ezzell vd. 2003).

2.4 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı Tomografi, X-ışınları kullanılarak vücudun incelenecek bölümünün kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemidir. Bu sistemde, X-ışını tüpü ve dedektör dizisi gantri içerisine karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. Hasta yatağı etrafında dönme hareketi yaparak birçok açıda elde edilen görüntüler kesit görüntülerinin oluşturulmasını sağlar (Willi 2011). Her izdüşümü oluşturan ışınlar geçtikleri ortam boyunca azalırma uğrayarak detektör tarafından algılanırlar. Elde edilen kesit görüntülerindeki voksellerde x-ışınları şiddetini gösteren sayısal değerlere Hounsfield Unit (HU) denir (Willi 2011). -1000 ile +1000 arasındaki değerleri kapsar. Genel olarak -1000 havayı, 0 suyu, +1000 kemiği ifade etmek için kullanılır. Görüntülemenin amacına bağlı olarak belirli bir HU aralığı istenilen gri seviyede gösterilir. (Şekil 2.5)



Şekil 2.5 HU değerlerine karşılık gelen gri tonlar

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.

2.5 İn-Vivo Dozimetri

İyonlaştırıcı radyasyonların hiçbiri insanların sahip oldukları duyu organları ile fark edilmedikleri için varlıkları ve şiddetleri ancak özel cihazlar aracılığıyla ölçülebilir. Birçok radyasyon ölçme metodu, radyasyonun içinden geçtiği ortamda iyonizasyon meydana getirme özelliğine dayanır. İn-vivo dozimetride kullanılmak üzere iyon odaları, kimyasal dozimetri, film dozimetrisi, termoluminesans dozimetri (TLD) ve yarı iletken dedektörler gibi çeşitli ölçüm teknikleri geliştirilmiştir. En sık kullanılan in-vivo dozimetri teknikleri TLD, diyot ve iyon odalarıdır. İn-vivo dozimetride kullanılacak yöntemin güvenli, kolay kullanılabilir ve tekrarlanabilir olması istenir. Bu nedenle dedektörlerin seçimi çok önemlidir (Quast 2006).

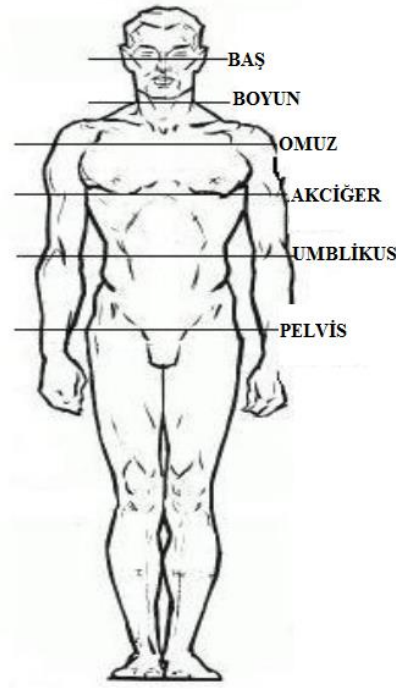
İn-vivo dozimetri uygulamalarında diyotların ve TLD'lerin başlıca avantajları ve dezavantajları Çizelge 2.1' de gösterilmiştir. İyon odasının özellikleri karşılaştırma için gösterilmiştir (Galvin vd. 1996, <http://www.iba-dosimetry.com>).

Çizelge 2.1 İn-vivo dozimetrede en sık kullanılan dedektörler

	Kablo	Yüksek voltaj	Sonuç almada gecikme	Yanıtla bağlılık					
				Doz	Doz birikimi	Doz hızı	Sıcaklık	Enerji	Açı
İyon Odası	XX	XXX	0	0	0	X	XX	X	0
Diyot	X	0	0	0	XX	XX	X	XXX	X
TLD	0	0	XX	X*	X	0	0	XX	0
0	bağlılık yok								
X	az derecede bağlı								
XX	orta derecede bağlı								
XXX	ciddi derecede bağlı								
X*	TL maddesini okuyucuya bağlı								

İN-vivo doz ölçümleri; giriş dozu ölçümleri, çıkış dozu ölçümleri ve intrakavite (boşluk içine) doz ölçümleri diye ayrılabilir. Giriş dozu ölçümleri; hasta set-up'ının doğruluğunun yanı sıra tedavi cihazının ışın verimini (out-put) de kontrol etmeye olanak sağlar. Çıkış dozu ölçümleri bunlara ek olarak doz hesaplama algoritmasını kontrol etmeye ve doz hesaplama prosedüründe hasta vücudunun şekil, boyut ve yoğunluk değişimi etkisini belirlemeye olanak sağlar (Podgorsak 2005).

İN-vivo dozimetri; TVI' da hastanın farklı noktalarındaki dozunu hesaplamadaki zorluklardan, tedavinin uzun süresi nedeniyle hasta hareket riskinin yüksek olmasından ve tek fraksiyon küründe tedavi bitmeden önce dozu düzeltme gereksiniminden dolayı çok önemlidir. Bu açıdan, in-vivo ölçümleri TVI' da sadece kontrol için değil daha çok toplam dozimetrik yaklaşımın bir parçasıdır. TVI' da in-vivo dozimetrisinin üç görevi vardır: referans noktadaki (genellikle orta-pelvis veya orta abdomende) alınan dozu belirlemek, kraniyokaudal yönde farklı noktalarda orta hat dozunun homojenliğini ölçmek, risk altında olan organların (akciğerler, karaciğer vb.) seviyesindeki dozu gözlemlemek (Galvin vd. 1996).

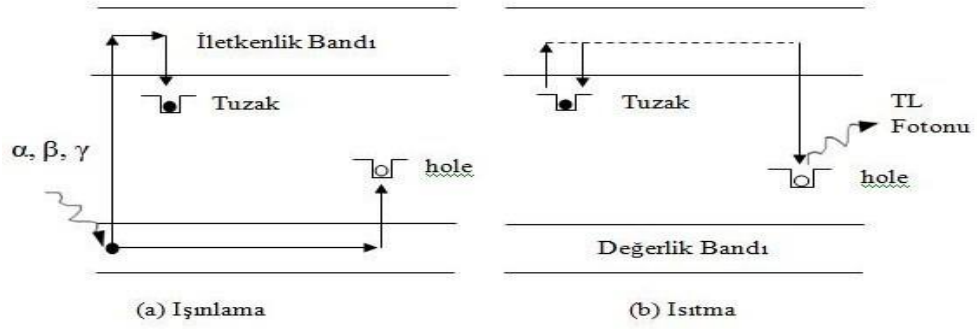


Şekil 2.6 Tüm vücut ışınlanmasında ölçüm alınan noktalar

2.5.1 Termolüminesans Dozimetri (TLD)

Termolüminesans dozimetri; kristallerin görünür dalga boyunda elektromanyetik radyasyon formunda ısıtılmasıyla yeniden yayılan iyonize radyasyon enerjisini soğurma ve depolama yeteneğine dayanmaktadır. Yayılan ışık bir fotoçoğaltıcı (P.M., photomultiplier) ile tespit edilir ve Termolüminesans (TL) materyali tarafından elde edilen soğurulmuş dozla ilişkilendirilir (Galvin vd. 1996).

Tek kristal yapıya sahip bir katının enerji bant yapısı Şekil 2.7' de gösterilmektedir. Değerlik bandı, bağlı durumda bulunan bütün elektronları; iletkenlik bandı ise kristal örgü içinde serbestçe hareket edebilen tüm elektronları içermektedir. İletkenlik bandı ile değerlik bandı arasındaki enerji aralığı kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen, termolüminesans özellik gösteren katılarda, kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların ilavesi ile oluşturulan ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji durumları boşluklar (holler) ve elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır.



Şekil 2.7 Enerji bant modeli, (a) Serbest hale gelen elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde tutulması, (b) Isıtma sonucu uyarılan elektronların daha düşük enerji seviyelerine dönerken TL yayılması (Kaya 2009).

Bir kristal ışındığında, değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar aralarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve daha sonra şekilde görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Bu şekilde uyarma enerjisinin büyük bir kısmı kristalde depo edilmiş olur. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış holler veya elektronlar tuzaklardan kurtulur ve daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları enerjiyi görünür bölgeye ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Kristalden yayılan ışık miktarı tuzaklardaki elektron ve hollerin sayısı ile orantılıdır (Baş 2005). Buna termoluminesans denir. Termoluminesans olayının gerçekleştiği maddelere TL ışığı denir. Yayılan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon ölçülmüş olur (Baş 2005).

Termoluminesans dozimetrisi geçtiğimiz on yıl içinde kayda değer bir ilerleme kaydetmiştir ve bunda güvenilir dedektör materyallerinin piyasada bulunması ve otomatik okuma sistemlerinin ticarileştirilmesi önemli bir faktördür. İn-vivo ölçümler için TL detektörlerinin çok küçük bir hacim altında yüksek duyarlılık göstermesi ve bir kablo ile bir elektrometreye bağlı olmak zorunda olmaması gibi avantajları bulunur. Okuma için gereken zaman olan en büyük dezavantajı, iyi bir ekipman seçimi ve iyi bir metodoloji ile önemli ölçüde azaltılabilir.

İyon odası kadar hassas olmamalarına rağmen iyon odasının kullanılmadığı doz aralıklarında kullanılabilir olmaları TLD' lerin başlıca avantajlarıdır. Örneğin TLD' ler dokuların içine ya da vücut boşluklarına direkt yerleştirilebilmelerinden dolayı

hasta dozimetrisi için çok uygundur. TLD malzemeleri birçok şekil ve boyutta bulunabildikleri için build-up bölgesindeki, internal tedavi kaynaklarının civarındaki doz dağılımlarının ve personel dozunun bulunması gibi özel koşullarda kullanılabilirler (Van Dam ve Marinello 2006).

2.5.1.1 TLD Çeşitleri

En çok kullanılan TLD' ler aktivatörler denilen safsızlıkları içeren lityum florür (LiF), lityum borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), kalsiyum sülfat (CaSO_4), ve kalsiyum florür (CaF_2) gibi katkılı fosforlardan elde edilir: Örneğin LiF:Mg-Ti magnezyum ve titanyum katılmış lityum florür, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$:Cu bakır katılmış lityum borattır. Tüm TL materyalleri toz veya katı dozimetreler formunda bulunmaktadır. Katı dozimetreler tek kristalden veya polikristal ekstrüzyonlar (çubuk, çip) veya fosfor tozunun homojen bileşimleri ve bazı bağlanma maddeleri gibi tamamen fosfordan yapılabilir. Saf fosforun karakteristik özelliklerinin bileşimlerin karakteristik özelliklerinden önemli ölçüde farklı olabileceğine dikkat edilmelidir.

Yumuşak dokulara veya kemiklere eşdeğer olan ve radyoterapide kullanılan uygun TL maddeleri Çizelge 2.2' de listelenmiştir.

Çizelge 2.2 Yumuşak dokular, akciğerler ve kemiklerde kullanılan farklı TL maddeleri

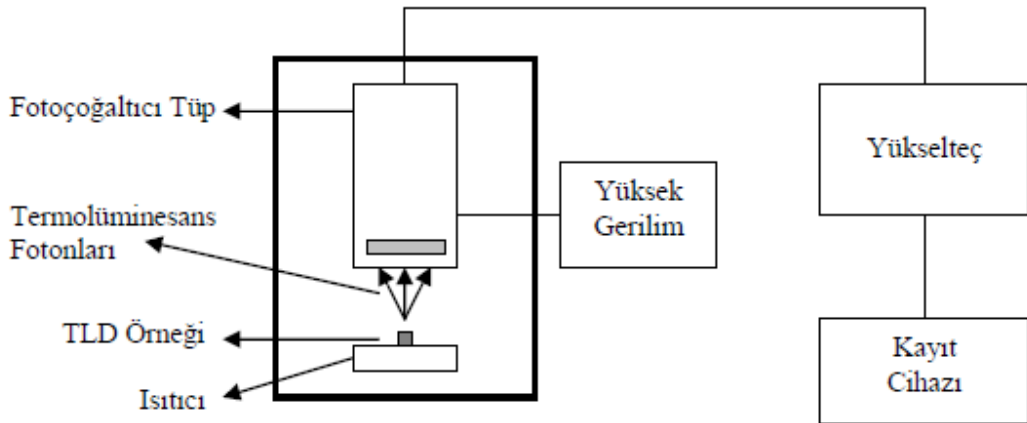
Yumuşak Doku ve Akciğer	Kemik
LiF(Mg, Ti)	CaSO_4 :Mn
LiF(Mg, Ti, Na)	CaSO_4 :Dy
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$:Mn	CaF_2 :Mn
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$:Cu	CaF_2 :Dy

Medikal alanda radyasyon doz ölçümünde en yaygın olarak kullanılan TLD, etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF' dür. Dokunun etkin atom numarası 7,42 iken LiF' ün 8,14' dür. LiF' ün 10 mR ile 1000 R arasındaki ışınlama dozuna olan yanıtı doğrusaldır. Enerjiye bağımlılığı azdır, 30 KeV ile 1 MeV arasındaki enerji bağımlılığı

%1,25' dir. Doğada LiF' den başka TL malzemesi olarak kullanılan Kalsiyum Florür, Kalsiyum Sülfat, Lityum Borat ve Alüminyum Oksit gibi başka fosforlar da mevcuttur. Bu fosforlardan her birinin kendine özgü ışımaya eğrileri vardır. Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetlerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF' ün radyasyon dozimetrisi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır (Baş 2005).

2.5.1.2 TLD Ölçüm Düzenegi

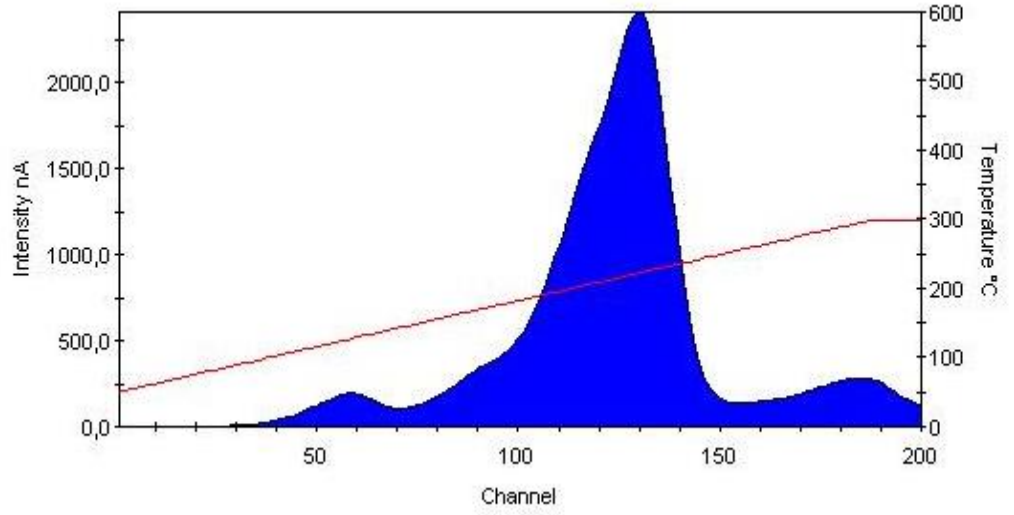
TLD' lerin toz, çip ve çubuk gibi değişik formları mevcuttur. Bir TLD sistemi kristal dozimetrelere ek olarak TLD fırını ve TLD okuyucusundan oluşur. TLD okuyucuları, TLD içerisinde soğurulan dozu ısı yoluyla açığa çıkaran sistemlerdir. Bir TLD sisteminde olması gereken temel parçalar; ısıtıcı, fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve elektrometredir. Işınlanmış TLD' ler ısıtıcıya yerleştirilerek ısıtılırlar ve termoluminesans ışık yayarlar. Bu ışık PMT yardımı ile elektrik sinyaline dönüştürülür ve bunlar elektrometrede yük veya akım olarak değerlendirilir. Şekil 2.8' de tipik bir TLD okuyucusunun şeması gösterilmiştir (Atamel 2006, Mayles vd. 2007).



Şekil 2.8 Bir TLD okuyucusunun şematik gösterimi (Atamel 2006)

2.5.1.3 TLD Işıma Eğrileri

Işıma eğrileri, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak termolüminesans ışıma şiddetinin grafikleridir. Bir ışıma eğrisinin şekli, yeri ve piklerinin sayısı TL maddesine bağlıdır. Işıma eğrileri altında kalan toplam alan, fosforun ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla ve bu da fosforun soğurduğu radyasyon dozu ile orantılıdır (Baş 2008). İdeal bir ışıma eğrisi, oda sıcaklığında kararlılık sağlayacak, fakat alet kullanma bakımından problem oluşturmayacak kadar yüksek bir TL pik göstermelidir (200°C civarındaki sıcaklık optimumdur) (Dirican 1988).



Şekil 2.9 Işıma Eğrisi

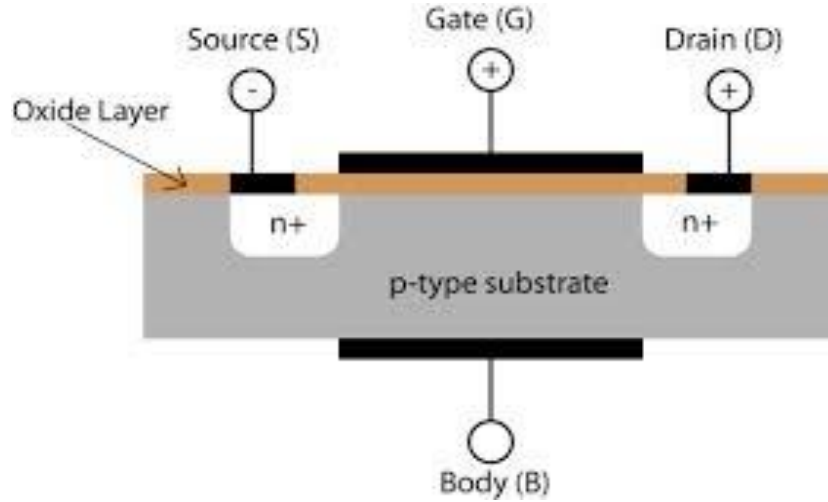
Termolüminesans ışık yayılması (ya da ışıma eğrisi) ısıtma yöntemiyle (lineer ya da izotermal) ve ısıtma sıcaklığıyla değişir. Kristal içinde değişik enerji tuzaklarıyla ilgili ışıma eğrisi farklı pikler sergiler. Düşük kararsız sıcaklık eğrileri ön ısıtma ile ortadan kaldırılır. Yüksek kararlılık sıcaklık pikleri 400°C' ye kadar olan sıcaklıklara çıkabilen okuyucularla dozimetri için kullanılır (Mayles vd. 2007).

Doğru doz ölçümü yapabilmek için ışıma eğrisini elde etmek faydalıdır. Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler ise şunlardır: Isıtma hızı ve düzgünlüğü, TL maddesinin şekli ve termal iletkenliği, ışınlamanın düzeyi, radyasyonun tipi; TL

maddesinin tavllanması ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman ve istenmeyen etkilerdir (Baş 2005).

2.5.2 MOSFET (Metal-Oksit Yarıiletkenli Alan Etkili Transistör) Dozimetre

İn-vivo dozimetride en yeni gelişmedir ve klinik radyoterapide kullanılmaktadır. MOSFET dedektörler, yarıiletken iyonize radyasyon dedektörü prensibine göre çalışır. Üzerine voltaj uygulanmış karşılıklı iki elektrot arası, soğurma ortamıdır. Soğurulan iyonize radyasyon oksitli yapı içerisinde elektron-hol 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 2.10 MOSFET' in çalışma mekanizması

MOSFET 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 $0,2 \times 0,2 \text{ mm}^2$ aktif alanlı küçük silikon çiplere sahiptir. MOSFET tarafından alınan doz, radyasyonun üretilmesi nedeniyle oluşan eşik voltajdaki sürekli değişimin sonucudur. Voltajdaki değişim alınan 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 kullanılabilmesi 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).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışma Ekim 2014 – Haziran 2015 tarihleri arasında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’ nda gerçekleştirildi.

3.1 Materyaller

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtildi.

- Varian Marka Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı
- GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- Antropomorfik Rando Fantom
- Radyoterapi Masası
- LiF Termolüminesans Dozimetre
- Harshaw marka 3500 Model TLD Okuyucu
- PTW-TLDO TLD Fırını
- Mobile MOSFET Model TN-RD-70-W
- PTW Marka 30001 0,6 cc Farmer Tipi İyon Odası
- IBA Marka Dose 1 Model Elektrometre
- PTW RW-3 Katı Su Fantomu

3.1.1 Varian Marka Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Bu çalışmada Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda bulunan Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcı kullanıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Varian marka Clinac DHX lineer hızlandırıcı cihazı; 6 ve 18 MV' lik iki X-ışını ve 6, 9, 12, 15, 18 MeV' lik beş elektron enerjisi ile tedavi yapabilmektedir. 120 tane ÇYK sistemine sahiptir (Varian Linear Accelerator User Manuel). Çok yapraklı kolimatör sistemi sayesinde özellikle koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. 100 cm SSD' de açılabilen minimum alan genişliği $1 \times 1 \text{ cm}^2$, maksimum alan genişliği ise $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ' dir. Yaprak uçları yuvarlak tasarımda olup, çok yapraklı kolimatör yerleşimi çenelerin altındadır. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız yaprak motorları tarafından sağlanır.

Elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz dinamik wedge özelliğine sahiptir. Karbon fiber masası ile tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir.

3.1.2 GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bu çalışmada rando fantomun BT görüntüsünü çekmek için Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndaki GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı kullanıldı. Cihaz, 16 dedektörlü ve 3. kuşaktır.

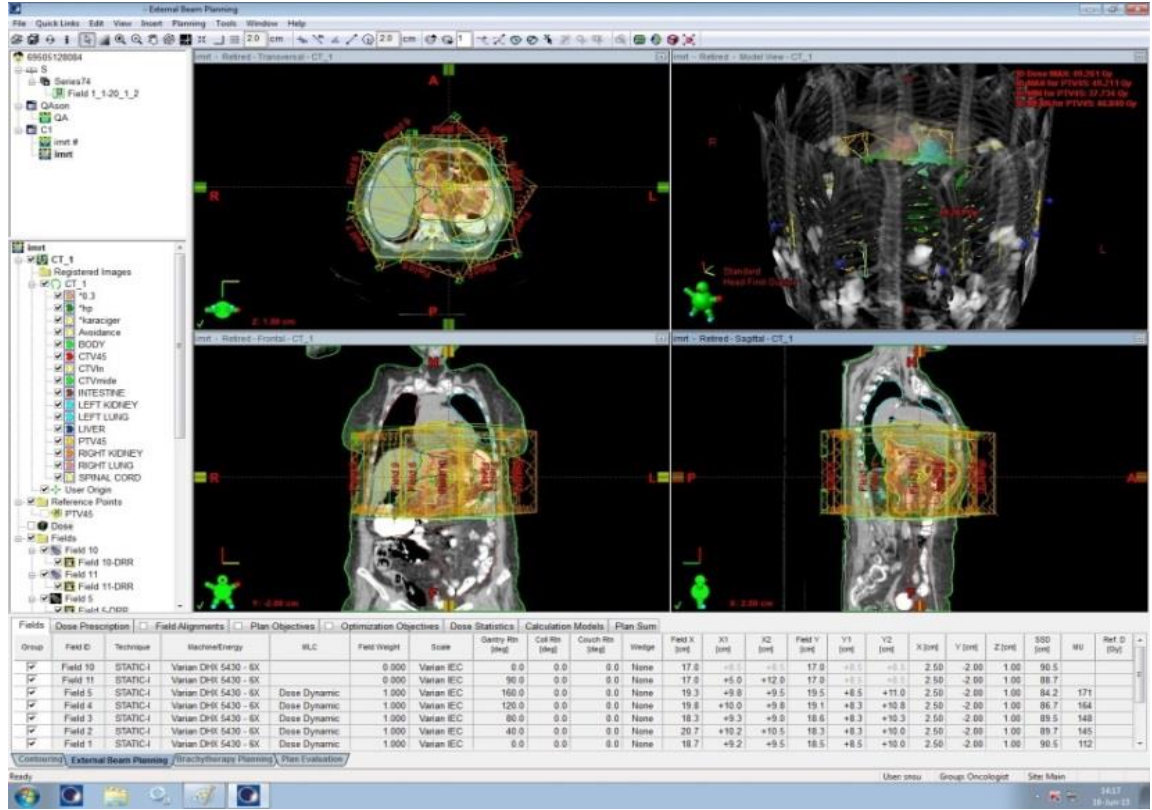


Şekil 3.2. GE Optima 580 RT Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian marka cihazların planlama sistemidir. Bu çalışmada TVI teknikleri için Eclipse tedavi planlama sistemi kullanıldı. Eclipse; Varian C serisi lineer hızlandırıcı cihazının standart tedavi planlama sistemidir. Windows XP işletim sistemi ile çalışmaktadır. Network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından

hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi

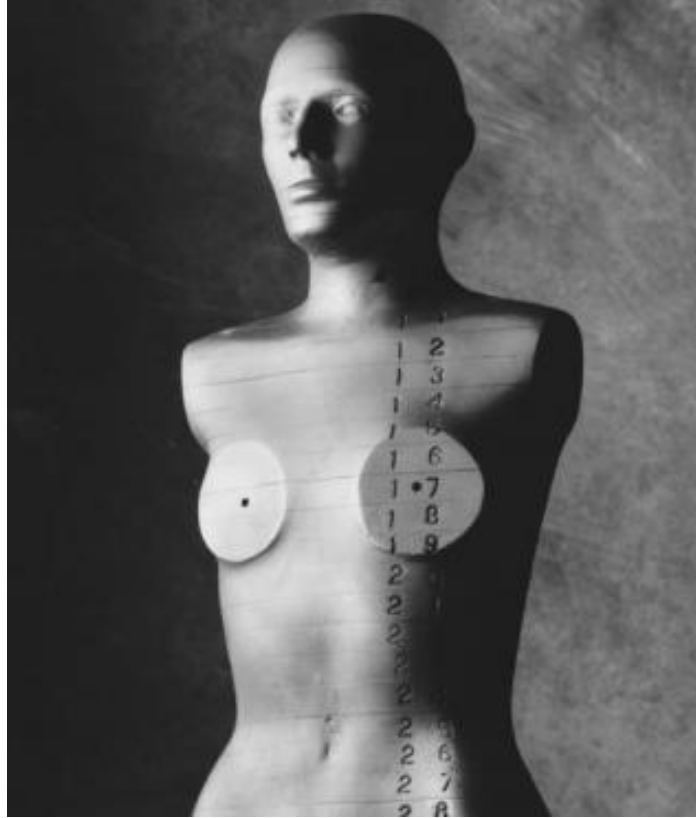
Planlama sistemi konvansiyonel ileri planlamanın yanı sıra yoğunluk ayarlı radyoterapiye uygun olarak ters planlama da yapabilmektedir. Ayrıca sistem Pencil Beam Convolution (PBC) veya Analitic Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplayabilmektedir.

3.1.4 Antropomorfik Rando Fantom

Radyoterapide fiziksel olarak insan gövdesi ile aynı şekle sahip antropomorfik fantomlar, klinik dozimetride kullanılan vazgeçilmez araçlardır. Bu fantomlardan en bilineni, 30 yılı aşkın bir süredir kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık olarak

2000 olan Alderson Rando Fantomlardır. Bu çalışmada Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Alderson Rando Fantom kullanıldı.

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 (The Phantom Laboratory). 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.



Şekil 3.4 Alderson rando fantom (The Phantom Laboratory)

3.1.5 Radyoterapi Masası

TVI geniş alan radyoterapisine dayanan bir tedavi şeklidir. Hastanın tüm vücudunun ışın alanına sığdırılabilmesi için SSD mesafesi uzundur. Bu yüzden TVI tedavileri, lineer hızlandırıcının masasında gerçekleştirilemez. Bunun için yüksekliği ayarlanabilir, her iki uzun kenarı 1 cm kalınlığında pleksiglas malzemeden yapılmış perspeks ile kapalı, orijinal tedavi masası ile benzer özellikte karbonfiber nitelikte tedavi masası kullanıldı.

3.1.6 LiF Termolüminesans Dozimetre (TLD-100)

Bu çalışmada kullanılan Termolüminesans dozimetreler “Harshaw TLD-100” daire şeklinde olup, çapı 3,2 mm ve kalınlığı 0,9 mm’ dir, yoğunluğu ise 2,64 g/cm³’ tür. Etkin atom numarası 8,14’ tür. Li ve F elementlerinden oluşur. Ana ışın piki sıcaklığı 190 – 210°C arasında değişir. Optik ışın piki 400 nm’ dir. Kimyasal olarak kararlıdır. Soğurulan doz aralığı 1 µGy – 10 Gy arasındır.



Şekil 3.5 TLD-100 kristalleri

3.1.7 Harshaw Marka 3500 Model TLD Okuyucu

Bu çalışmada TLD'lerin okunmasında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan "Harshaw 3500" TLD okuyucu ve TLD'ler için özel hazırlanmış bir program olan "WinREMS" programı kullanıldı. "WinREMS" okuyucudan aldığı sinyallere göre okumalarına ait doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır.



Şekil 3.6 Harshaw 3500 TLD okuyucu

3.1.8 PTW Marka TLD Fırını

Bu çalışmada TLD'leri fırınlamak için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü'nde bulunan PTW-TLD fırını kullanıldı. Fırın, TLD kristallerini tavlama için kullanılır. Isıtma döngüsü sırasında fırındaki fan sistemi ısının fırın içinde eşit olarak dağıtılmasını sağlar. Aynı anda 3 adet TLD tablası fırınlanabilir. Theldo yazılımı

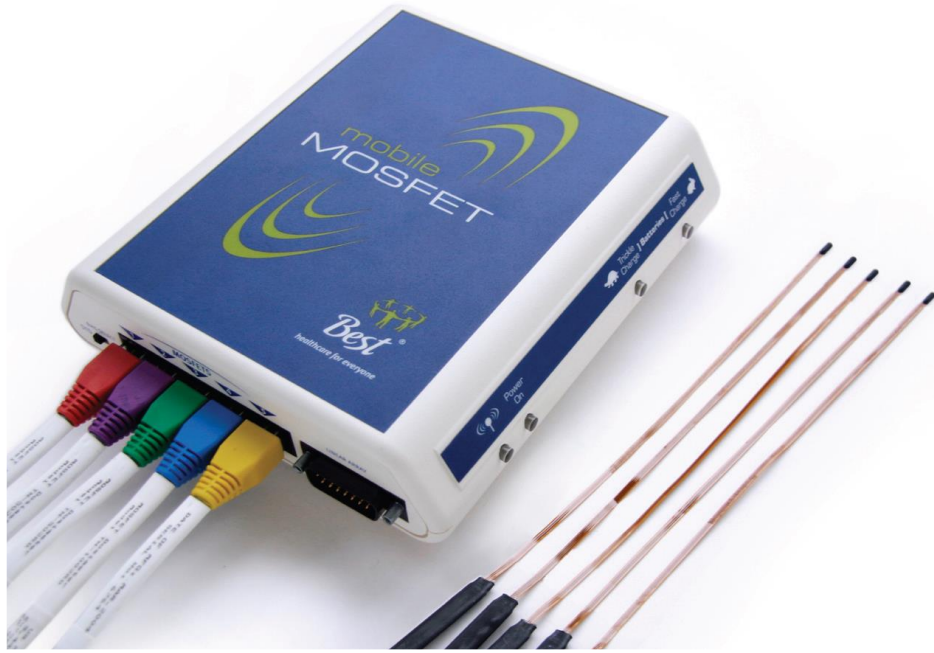
sayesinde istenilen sıcaklık değerleri belirlenebilir. 600°C (1112°F)' ye kadar ısıtma kapasitesi vardır.



Şekil 3.7 PTW marka TLD 3500 model TLD fırını

3.1.9 MOSFET Dedektörü

Bu çalışmada 0,2 x 0,2 mm² aktif alanlı küçük silikon çiplere sahip MOSFET dozimetreler kullanıldı. MOSFET dozimetre minyatür bir yarı iletken radyasyon dedektörüdür. MOSFET 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 bir dedektör türüdür. MOSFET tarafından soğurulan doz, radyasyonun üretilmesi nedeniyle oluşan eşik voltajdaki sürekli değişimin sonucudur. Voltajdaki değişim soğurulan dozla orantılıdır. Anında doz okuma özelliği nedeniyle kullanışlı bir materyal olup kliniklerde en önemli tercih sebebidir.



Şekil 3.8 MOSFET Dozimetre

3.1.10 PTW Marka 30013 0,6 cc Farmer Tipi İyon Odası

Radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinin mutlak doz ölçümlerinde standart olarak kullanılan iyon odalarındandır. Radyasyon etkileşim maddesi olarak hava kullanan bu dedektörlerde 1 mm çapında bir çift pencere bulunur. Bu pencereler sayesinde ortamdaki ve iyon odasındaki hava molekülü miktarı denge içindedir. İdeal gaz denklemine göre; hava molekülü sayısı ortamın sıcaklık ve basıncına belirli orantılarla bağımlı olduğundan bu dedektörler kullanılırken kalibre edildikleri ortamdan farklı olan sıcaklık ve basınç koşulları için düzeltme faktörleri kullanılır. Çalışmada cihazın verim ölçümlerinde kullanılan 30013 0,6 cc PTW iyon odası; 23 mm iç uzunluk ve 3,05 mm iç yarıçapa sahiptir. Duvar materyali PMMA (Polimetil metakrilat) ve grafit karışımı olup orta elektrodu alüminyumdur. 400 V potansiyel farkı altında çalışan bu iyon odasıyla 30 KV ile 50 MV enerji aralığındaki fotonlar ve 10 MeV ile 45 MeV enerji aralığındaki elektronların mutlak dozimetrisi yapılabilir (Freiburg 2006a).

3.1.11 IBA Marka Dose 1 Model Elektrometre

Radyasyon dedektör sistemlerinde radyasyonla etkileşim sonucu oluşan akımın miktarını yük, absorbe doz, doz hızı gibi nicelikler olarak okumamızı sağlayan elektronik sisteme elektrometre denir. Sağlık fiziği uygulamalarının birçoğunda dozimetrik ölçümler ve kalibrasyon işlemleri başlıca olmak üzere geniş bir kullanım alanı vardır. Elektrometreye, iyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Hafızasında 30 farklı dedektörün kalibrasyon faktörlerini tutabilir. Kullanışlı menüsü sayesinde voltaj, polarite, basınç ve sıcaklık değerleri girilebilir. Elektrometre doz ve doz hızı değerlerini Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/saat, R/dk cinsinden okuyabilir. Ölçülen elektriksel yük Coulomb (C) ve akım amper (A) cinsinden gösterilebilir (Freiburg 2008)



Şekil 3.9 IBA Marka Dose 1 Model Elektrometre

3.1.12 PTW Marka RW-3 Katı Su Fantomu

İnsan vücudunun yaklaşık %70' ini su oluşturmaktadır. Bu sebeple radyasyon fiziğinde dozimetrik ölçümlerde model olarak insan vücuduna en yakın 30 bileşik olan su kullanılır. Ayrıca kolay elde edilmesi ve tekrar tekrar kullanılabilmesi suyu en önemli fantom materyali haline getirir. Fakat; yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde standart referans ölçüm sistemi olan su fantomu, mekanik ve elektronik sistemlerin karmaşıklığı, kurulumunun pratik olmaması gibi sebeplerden dolayı rutin ölçümlerde tercih edilmez. Bunun yerine su eşdeğeri katı fantomlar kullanılır. Bu çalışmada PTW marka RW-3 katı su fantomları kullanılmıştır. Bu fantomlar beyaz polyesterden yapılmış 30 x 30 cm² boyutlarında 1,2,3, ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan farklı iyon odaları için farklı kavitelere sahip adaptör fantomlar mevcuttur. Primer radyasyonu iyon odasına direkt olarak gönderildiğinden emin olmamıza yarayan çapraz kıl çizgisi bu fantomlarda mevcuttur. Yoğunluğu 1,045 gr/cm³, elektron yoğunluğu 3,43 x 10²³ e/cm³'tür (Freiburg 2006b).



Şekil 3.10 RW3 katı su fantomu

3.2 YÖNTEM

3.2.1 Profil Ölçümü

TVI planı Rando fantoma uygulanmadan önce kalite kontrolü sağlamak için tedavi alanı içerisindeki her noktanın alacağı doz belirlenmelidir. Bu yüzden hem 6 MV hem de 18 MV’ de yatay ve dikey ekseninde doz profili taraması yapıldı.

3.2.1.1 Yatay Doz Profil Ölçümü

Tedavi şartlarında gantri 90°’de, kolimatör 45°’de masanın orta noktasından itibaren yatay ekseninde sağ ve sol yönlerinde 2 cm aralıklarla 6 MV ve 18 MV enerji ile 40 x 40 cm²’ lik alandan SSD 356 cm’ de katı fantom üzerinde 10 cm derinlikte iyon odası ve elektrometre yardımı ile noktasal dozlar ölçüldü.

3.2.1.2 Dikey Doz Profil Ölçümü

Tedavi şartlarında gantri 90°’de, kolimatör 45°’de masanın orta noktasından itibaren dikey ekseninde aşağı ve yukarı yönlerde 2 cm aralıklarla 6 MV ve 18 MV enerji ile 40 x 40 cm²’ lik alandan SSD 356 cm’ de, önce havada daha sonra katı fantom üzerinde 10 cm derinlikte iyon odası ve elektrometre yardımı ile noktasal dozlar ölçüldü.

3.2.2 D_{max} ve Yüzde Derin Doz (PDD, %DD) Ölçümü

Gantri 90°’de, kolimatör 45°’de 6 MV ve 18 MV foton enerjileriyle yapılan ışınlamalarda masanın orta noktasından itibaren kaynağa doğru 1 mm aralıklar ile noktasal dozlar ölçülür, kaynağa yaklaştıkça dozun arttığı ve pik yaptığı nokta (D_{max}) belirlendi.

Aynı koşullarda, aynı eksen üzerinde farklı noktalarda ölçümler yapılmıştır. Ölçülen dozun D_{max} dozuna bölünmesi ve 100 ile çarpılması ile yüzde derin dozlar (%DD) hesaplandı.

3.2.3 TMR Ölçümü

Gantri 90° 'de, kolimatör 45° 'de masanın orta noktasından itibaren kaynağa doğru D_{max} noktasında ve aynı doğrultuda 6 MV ve 18 MV foton enerjisiyle ışınlamalar yapıldı ve fantom üzerindeki değerleri ölçüldü.

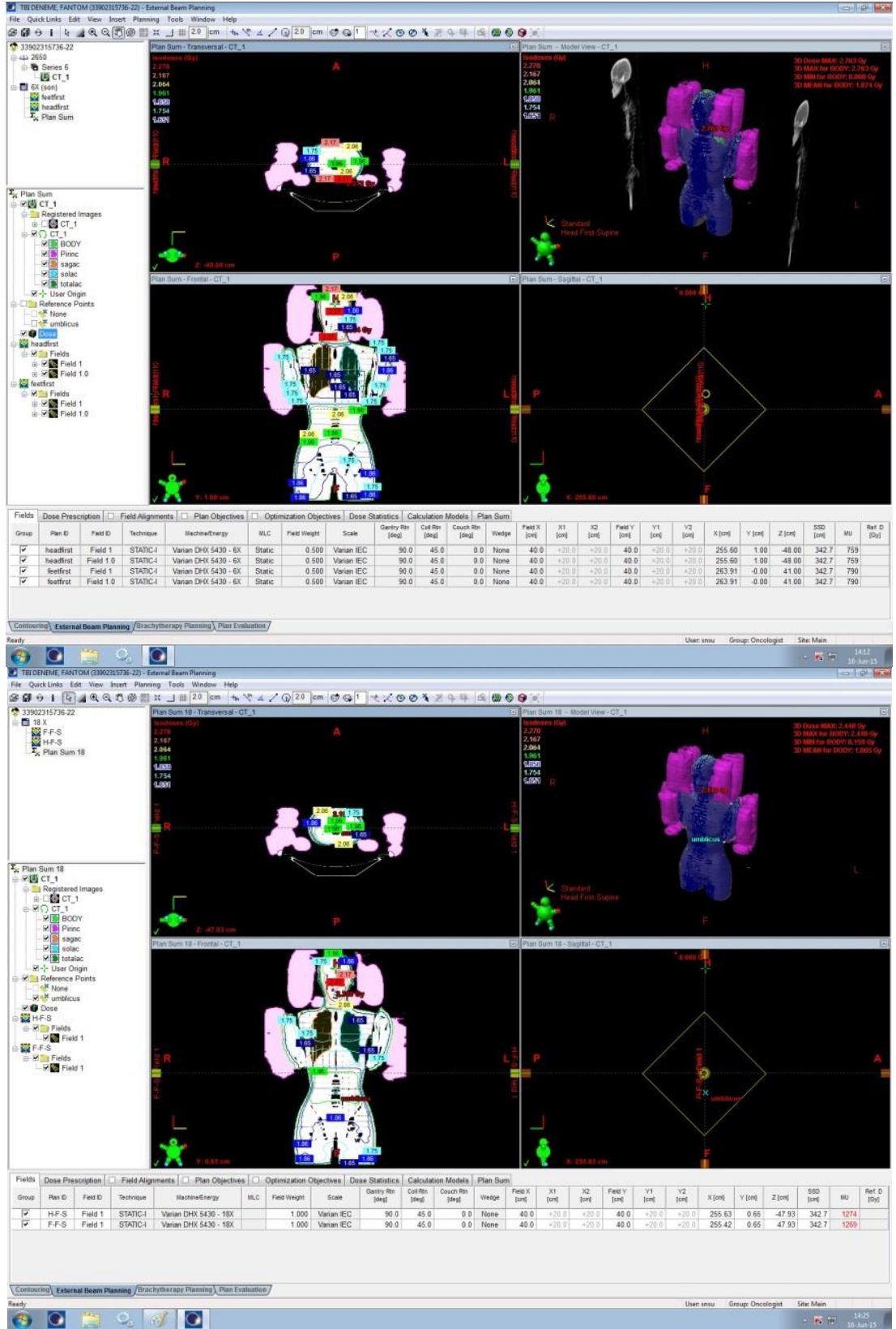
TVI yapılan hastalarda cilt de radyoterapinin hedef aldığı bölgelerdendir. X-ışınlarının dokuda belirli bir derinlikte dozunun pik yapması ve bu noktaya kadar olan bölgede dozun daha düşük olması nedeni ile cilt dozu tedavi dozu düzeyinde tutulmaya çalışılır. Cildin önüne yerleştirilen 1 cm kalınlığındaki perspeks cilt dozunun artmasını sağlar. İyon odası masa kenarına farklı uzaklıklarda perspeks açık ve kapalı olmak üzere ayrı ayrı ölçümler yapılarak perspeks cilt dozuna olan katkısı belirlendi.

3.2.4 Rando Fantom İçin Yapılan Tedavi Planlaması

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Rando fantom kolları eksik olduğu için uygun iki kemiğe bolus sarılarak kalınlığı 8 cm civarında olan iki kol hazırlandı. Kollar akciğer koruması sağlayacak şekilde Rando fantoma sabitlendi. BT masasına yatırılan Rando fantomun homojen doz dağılımına yardımcı olması için kafasından, umblikusa kadar (umblikusa denk gelmeyecek şekilde) klinikte TVI hastalarının akciğer koruması için kullanılan ve araştırmalar sonucu doku eşdeğeri olduğu görülen kumaş torbalarda bulunan pirinçler yerleştirildi. Umblikusa kurşun işaretleyici konularak 2,5 mm aralıkla taranarak BT görüntüsü alındı. Daha sonra bu görüntü Eclipse Tedavi Planlama Sistemi'ne aktarıldı. Pirinçler doku eşdeğeri olarak tanıtılarak pirinçlerin, Rando fantomun total olarak hacmi hazırlanan kollarla beraber ve akciğerlerin konturlanması yapıldı. Umblikusta orta hat 2 Gy olacak şekilde

SSD mesafesi 356 cm ayarlanarak 6 MV ve 18 MV foton enerjileri ile iki ayrı TVI planı yapıldı (Şekil 3.11). Planların doğruluğuna karar verirken umblikusun 2 Gy almış olması ve akciğerlerin TVI tedavileri için sınır dozun altında olup olmadığı kontrol edildi.

Homojen olarak fantomun tüm vücudunu tek bir alan ile ışınlamak mümkün olmadığından tedavi iki parçaya bölündü. Gantri açısı 90° değerinde olduğu lateral alanlarla ışınlama planlandı. Lateral ışınlama ile dozun Rando fantomda eşit dağılımı (homojenizasyon) sağlandı. Eclipse TPS'de yapıp onaylanmış planlar Varian cihazına aktarıldı.



Şekil 3.11 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi' nde 6 MV ve 18 MV ile yapılan TVI planı

3.2.5 Rando Fantom Ölçümleri

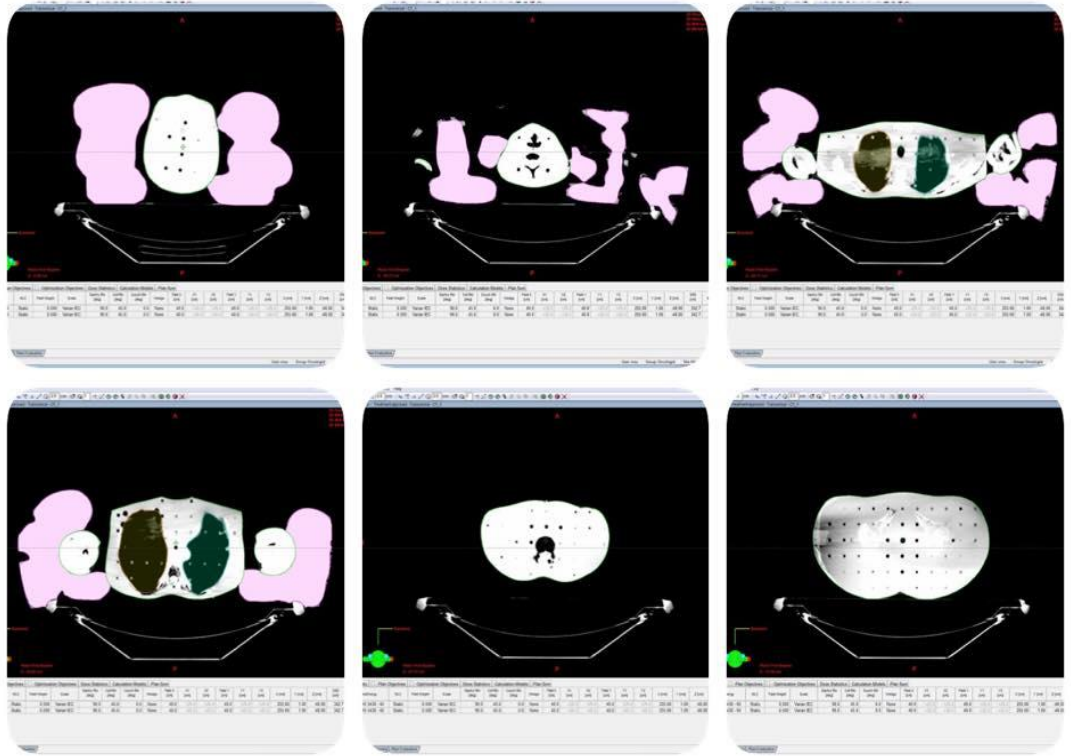
Rando fantomla yapılan dozimetrik ölçümlerde TLD-100 ve MOSFET kullanıldı. Baş, boyun, omuz, umblikus ve pelvis bölgesinde belirlenen kesitlerin orta hattına üçer; akciğerde belirlenen kesitte mediasten bölgesine, sağ ve sol akciğere birer; ve her kesitte cilt dozunun ölçümü için kesitlerin dışına ikişer TLD-100 dozimetreleri yerleştirildi. Klinikte bulunan MOSFET dozimetrenin beş noktada ölçüm şansı verdiği için de, MOSFET çipleri baş, boyun, omuz, akciğer ve umblikusta belirlenen kesitlerin orta hattına yerleştirildi.

Çizelge 3.1 Rando fantomda ölçüm yapılan kesitler

Rando Fantomun Kesit Numarası	Vücutta Bulunduğu Bölge
3	Baş
9	Boyun
11	Omuz
16	Akciğer
26	Umblikus
30	Pelvis

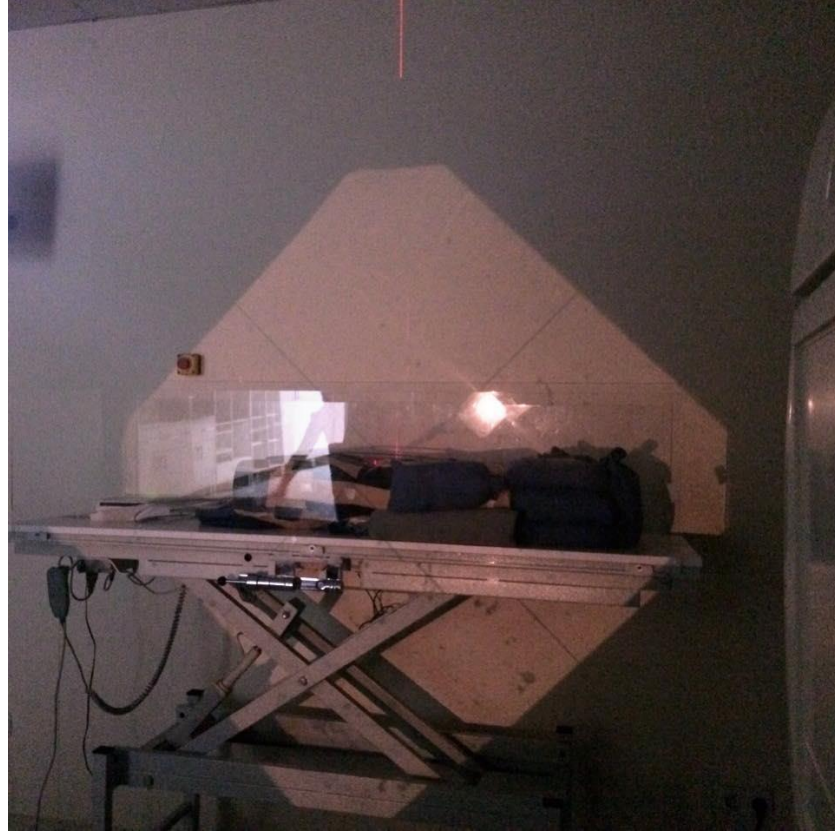


Şekil 3.12 Orta hat ve cilt dozlarının ölçüldüğü rando fantom kesitleri



Şekil 3.13 Seçilen fantom kesitlerinin Eclipse TPS' deki görünümü

Rando fantom radyoterapi masasında supine pozisyonunda yerleştirilerek BT görüntüsü alındığı sıradaki yapılan işlem gibi çevresine pirinçler konuldu. Işınlamalarda SSD 356 cm, gantry açısı 90°, kolimatör açısı 45°, 40 x 40 cm² alan açılarak Rando fantom ışık alanı içinde simetrik bir şekilde ve alan kenarlarına eşit mesafede pozisyonlandırıldı. 6 MV ve 18 MV foton enerjileriyle üçer kez lateral ışınlamalar yapılarak toplam altı kez ölçüm alındı.



Şekil 3.14 Lateral ışınlama

3.2.6 Doz Ölçümleri

TLD'lerin soğurduğu dozlar ayrı ayrı okundu. MOSFET dozları ışınlamalar sırasında anlık olarak okundu. Ayrıca Eclipse tedavi planlama sisteminde, TLD koyulan bölgelerdeki doz değerleri kaydedildi.

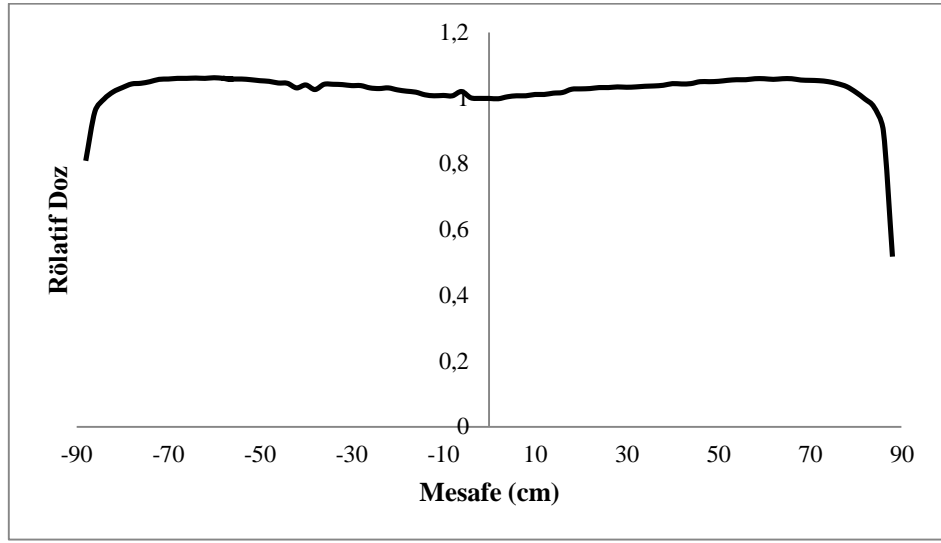
3.2.7 TPS' deki Dozlar ile Ölçülen Dozların Karşılaştırılması

TLD ve MOSFET dozimetre ile ölçülüp hesaplanan doz değerleri TPS' deki doz değerleri ile karşılaştırıldı.

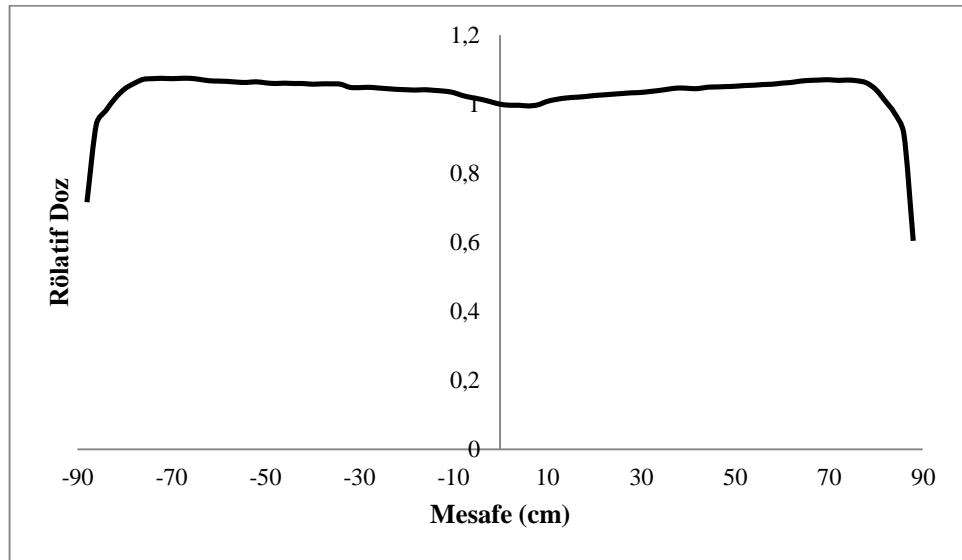
4. BULGULAR

4.1 Fantomda Yatay Düzlemde Doz Profil Ölçümleri

Yapılan ölçümler sonucu 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için fantomda yatay düzlemde doz profilleri Şekil 4.1 ve Şekil 4.2' de verildi.



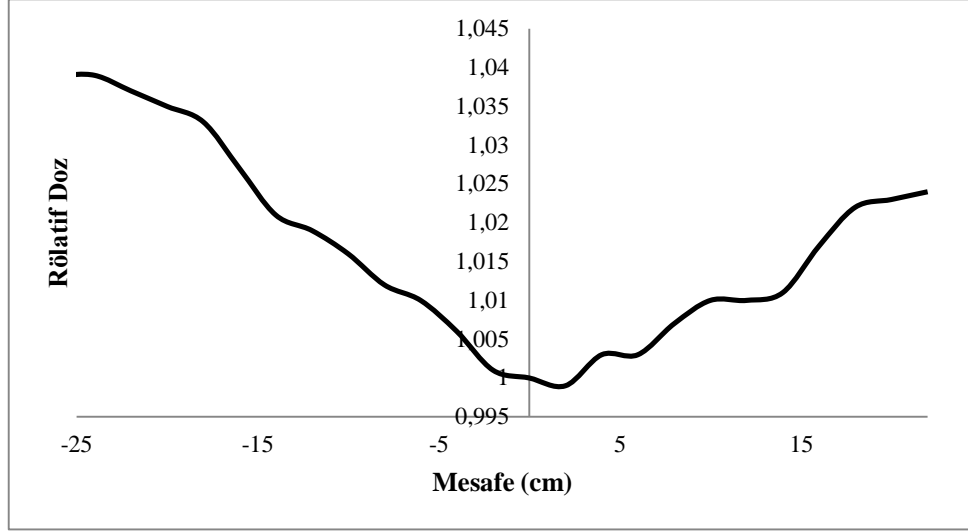
Şekil 4.1 6 MV foton enerjisi için fantomda yatay düzlemde doz profili



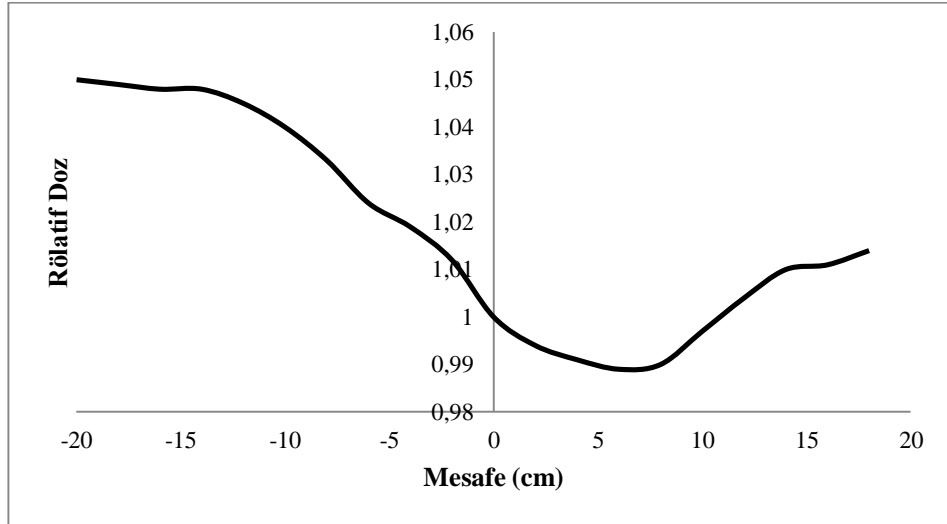
Şekil 4.2 18 MV foton enerjisi için fantomda yatay düzlemde doz profili

4.2 Fantomda Dikey Düzlemde Doz Profil Ölçümleri

Yapılan ölçümler sonucu 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için fantomda dikey düzlemde doz profilleri Şekil 4.3 ve Şekil 4.4' de verildi.



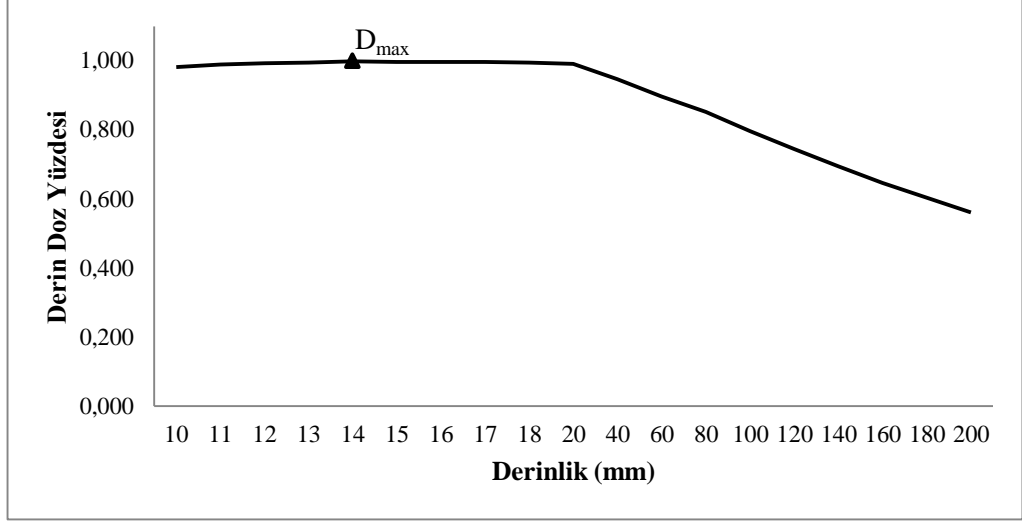
Şekil 4.3 6 MV foton enerjisi için fantomda dikey düzlemde doz profili



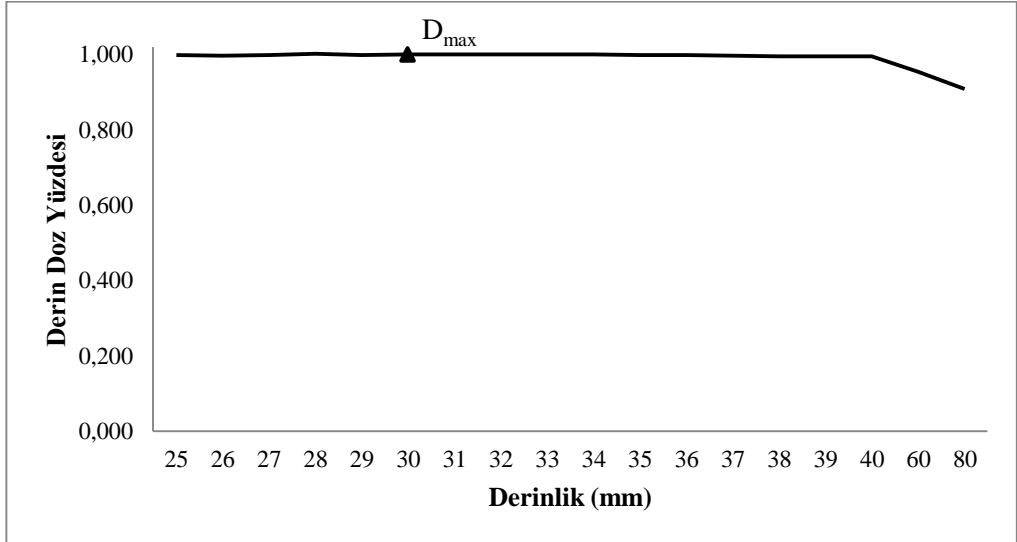
Şekil 4.4 18 MV foton enerjisi için fantomda dikey düzlemde doz profili

4.3 D_{max} ve %DD Ölçümleri

Yapılan ölçümler sonucu 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için D_{max} değerleri sırasıyla 14 mm ve 30 mm bulundu. %DD grafikleri Şekil 4.5 ve Şekil 4.6' da verildi.



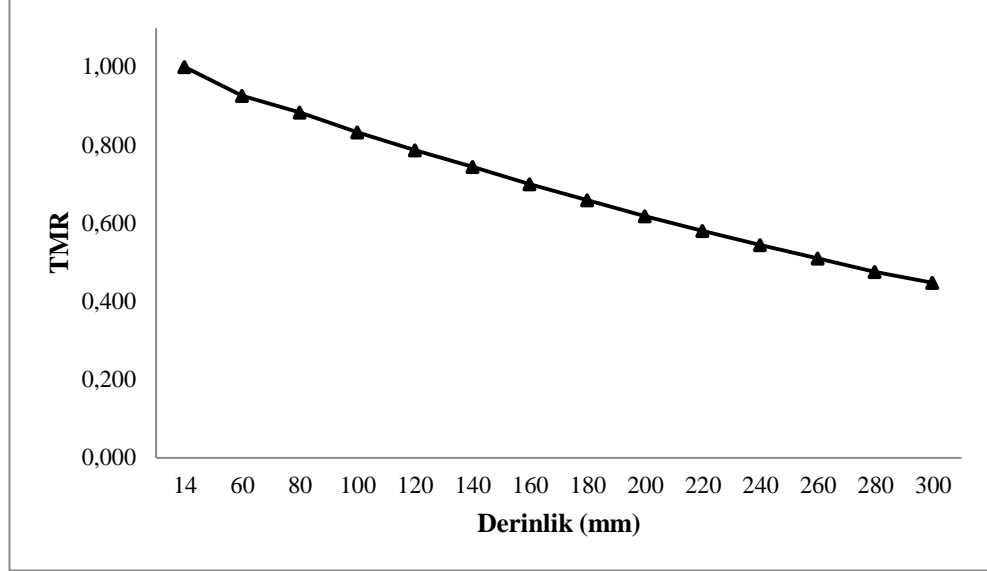
Şekil 4.5 6 MV foton enerjisi için % DD grafiği



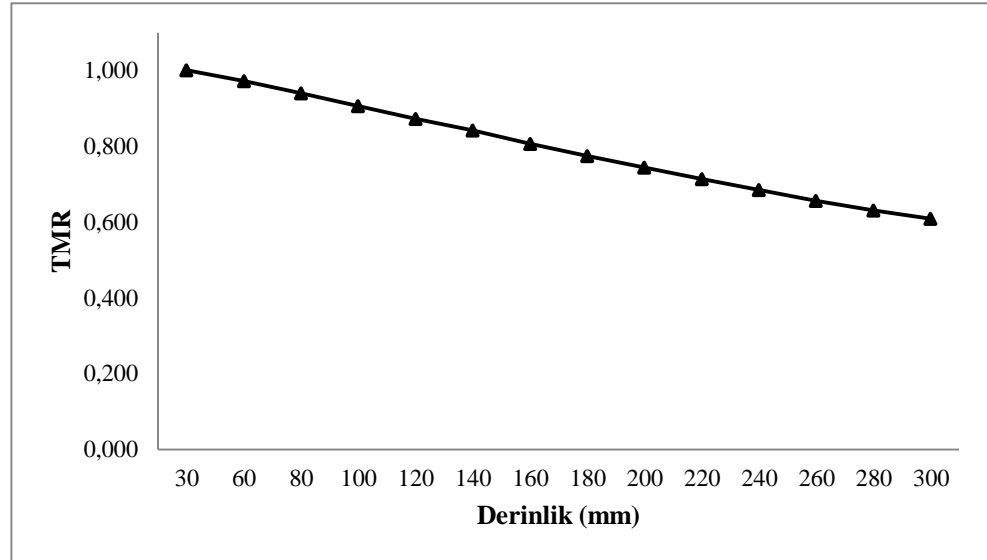
Şekil 4.6 18 MV foton enerjisi için % DD grafiği

4.4 TMR Ölçümleri

Yapılan ölçümler sonucu 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için TMR grafikleri Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’ de verildi.



Şekil 4.7. 6 MV foton enerjisi için TMR ölçümü grafiği



Şekil 4.8 18 MV foton enerjisi için TMR ölçümü grafiği

4.5 Perspeks Geçirgenlik Ölçümü

Çizelge 4.1 6 MV foton enerjisi için perspeks geçirgenlik ölçümü

Perspeks	Okuma1 (mGy)	Okuma2 (mGy)	Ortalama (mGy)	GEÇİRGENLİK
Yokken	74,73	74,57	74,65	0,9685
Varken	72,27	72,33	72,30	

Çizelge 4.2 18 MV foton enerjisi için perspeks geçirgenlik ölçümü

Perspeks	Okuma1 (mGy)	Okuma2 (mGy)	Ortalama (mGy)	GEÇİRGENLİK
Yokken	82,44	82,33	82,39	0,9802
Varken	80,79	80,71	80,75	

4.6 Rando Fantom Ölçümleri

4.6.1 Cilt Dozu Ölçümleri

Eclipse Tedavi Planlama Sistemi'nde Rando fantomda belirlenen kesitlerdeki 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için cilt dozları hesaplatıldı. TPS ve TLD-100 ile ölçülen cilt dozlarının her iki enerji ile yapılan üçer ölçüm için ortalama doz değerleri ile planlama sisteminde hesaplanan dozlar arasındaki farklar, iki enerjinin doz ölçüm sistemleri içerisindeki yüzde farkları ile beraber Çizelge 4.3' de verildi.

Çizelge 4.3 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalar için Rando fantomda ölçülen cilt dozu değerleri

Foton Enerjisi	Doz Ölçüm Sistemi	Ölçüm Yeri					
		Baş	Boyun	Omuz	Akciğer	Umblikus	Pelvis
6 MV	TPS (Gy)	1,93	1,91	1,49	1,57	1,82	1,78
	TLD-100 (Gy)	2,02	2,13	1,79	1,71	2,34	2,16
	Yüzde Fark (TPS-TLD) (%)	4,66	11,52	20,13	8,92	28,57	21,35
18 MV	TPS (Gy)	1,67	1,62	1,45	1,40	1,58	1,39
	TLD-100 (Gy)	1,88	1,86	1,73	1,52	1,96	1,84
	Yüzde Fark (TPS-TLD) (%)	12,48	14,61	18,97	8,45	12,84	32,49
İki Enerji İçin Yüzde Fark	TPS (%)	-13,47	-15,18	-2,68	-10,83	-13,19	-21,91
	TLD-100 (%)	-6,93	-12,67	-3,35	-11,11	-16,24	-14,81

4.6.2 Orta Hat Dozu Ölçümleri

Eclipse Tedavi Planlama Sistemi' nde Rando fantomda belirlenen kesitlerdeki 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için orta hat dozları hesaplatıldı. Bu kesitlerin ortasına yerleştirilen üçer tane TLD-100 ve pelvis haricine konulan birer MOSFET çiplerinin soğurduğu doz değerleri 6 MV ve 18 MV' de yapılan üçer ölçümde okundu. TPS doz değerleri, TLD-100 ve MOSFET ile ölçülen orta hat dozlarının her iki enerji ile yapılan üçer ölçüm için ortalama doz değerleri yüzde farkları ile beraber Çizelge 4.4' de verildi.

Çizelge 4.4 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalar için Rando fantomda ölçülen orta hat doz değerleri

Enerji	Doz Ölçüm Sistemi	Ölçüm Yeri					
		Baş	Boyun	Omuz	Akciğer	Umblikus	Pelvis
6 MV	TPS (Gy)	2,37	2,39	1,66	1,49	2,00	1,78
	TLD-100 (Gy)	2,00	2,14	1,65	1,32	2,24	1,99
	MOSFET (Gy)	2,04	2,25	1,71	1,37	2,21	–
	Yüzde Fark (TPS-TLD) (%)	-15,61	-10,46	-0,60	-11,41	12,00	11,79
	Yüzde Fark (TPS-MOSFET) (%)	-13,92	-5,85	3,01	-8,05	10,50	–
	Yüzde Fark (TLD-MOSFET) (%)	2,00	5,14	3,64	3,79	-1,34	–
18 MV	TPS (Gy)	2,24	2,26	1,71	1,74	2,00	1,88
	TLD-100 (Gy)	1,82	2,04	1,81	1,54	2,16	2,06
	MOSFET (Gy)	1,79	2,00	1,70	1,59	2,11	–
	Yüzde Fark (TPS-TLD) (%)	-18,75	-9,73	5,84	-11,49	8,00	9,57
	Yüzde Fark (TPS-MOSFET) (%)	-20,08	-11,50	-0,58	-8,62	5,50	–
	Yüzde Fark (TLD-MOSFET) (%)	-1,65	-1,96	-6,08	3,25	-2,31	–
İki Enerjinin Yüzde Farkı	TPS (%)	-5,49	-5,44	3,01	16,78	0,00	5,62
	TLD-100 (%)	-9,00	-4,67	9,70	16,67	-3,57	3,52
	MOSFET (%)	-12,25	-11,11	-0,58	16,06	-4,52	–

4.6.3 Orta Hatta Belirlenmiş Mediasten Bölgesinde TLD Ölçümleri

6 MV ve 18 MV foton enerjileri için Rando fantomun akciğer bölgesindeki kesitte mediasten bölgesinde yerleştirilen TLD'lerin aldığı dozlar ve Eclipse Tedavi Planlama Sistemi'nde aynı bölgede hesaplanan dozlar ile bunlar arasındaki farklar Çizelge 4.5' te verildi.

Çizelge 4.5 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde yapılan ışınlamalarda mediasten bölgesinde ölçülen doz değerleri

Foton Enerjisi	TPS'de Hesaplanan Doz (Gy)	TLD-100 ile Ölçülen Doz (Gy)	Yüzde Fark (TPS-TLD) (%)
6 MV	1,55	1,38	-10,97
18 MV	1,72	1,57	-8,72
İki Enerjinin Yüzde Farkı (%)	10,97	13,78	

4.7 Bulguların İstatistiksel Analizleri

6 MV ve 18 MV foton enerjileri ile yapılan TVI ışınlamaları sonucu farklı doz ölçüm sistemleri ile elde edilen doz değerleri göz önüne alınarak oluşturduğu doz dağılımları bakımından iki enerji arasında anlamlı bir fark olup olmadığı istatistiksel olarak incelendi.

Çalışmada SPSS(Statistical Package For the Social Sciences) yazılım programı kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmeler $\alpha = 0,05$ güven aralığında yapıldı. 6 MV ve 18 MV için ölçüm bölgesi ve ölçüm sistemine göre normallik testine ait p değerleri Çizelge 4.6' da verildi. $p < 0,05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi.

Çizelge 4.6 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için farklı ölçüm sistemleri ile farklı ölçüm bölgelerinde ölçülen doz değerlerinin istatistiksel analizi sonucu elde edilen p değerleri

Ölçüm Bölgesi	Ölçüm sistemi	p Değeri
Cilt	TPS	0,005
	TLD	0,005
Orta Hat	TPS	0,710
	TLD	0,826
	MOSFET	0,423
Mediasten	TLD	0,002

6 ve 18 MV foton enerjileri arasındaki fark; cilt dozları için anlamlı, orta hat dozları için anlamsız, mediasten için anlamlı bulundu.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

TVI' da vücudun düzensiz şeklini, doku yoğunluk farklılıklarını ve uzun bir ışınlama süresi boyunca hasta hareketlerini hesaba katmak zor olduğundan uluslararası protokoller (AAPM, ICRU) tarafından in-vivo dozimetri önerilmektedir. İn-vivo dozimetri kullanılarak hastadaki doz homojenliği değerlendirilebilir. Bu çalışmada MOSFET ve TLD-100 kullanıldı.

MOSFET küçük fiziksel boyuta sahip olması, anında ve birçok farklı noktadan doz okuması, okuma işleminin pratikliği, enerjiden bağımsız oluşu, doz hızından ve bağımsız olması açısından avantajlı olmakla beraber; kısa ömürlü olması, sıcaklığa bağımlı olması ve bazı çeşitlerinin yöne bağımlı olması ve kısa ömürlü olması dezavantajlarıdır. Ancak insan vücudu sıcaklığında stabil bir doz cevabı olduğu bilinir (Cheung vd. 2004). Radyoterapide klinik doz ölçümlerinde kullanılır.

TLD'ler 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 hastaya kolaylıkla tutturulabilmesi gibi avantajları vardır. Aynı anda dozun okunamaması, uzun prosedür gerektiren okuma işlemi ve okumaları kaydetmemesi sistemin dezavantajlarıdır.

Bu çalışmada Antropomorfik rando fantom üzerinde; SSD 356 cm, gantri açısı 90°, kolimatör açısı 45°, alan boyutu 40 x 40 cm² ve 6 MV ve 18 MV' deki perspektif geçirgenlikleri göz önüne alındığında umblikusun orta hattının 2 Gy alabilmesi için 6 MV' de toplam 3160 MU, 18 MV' de ise 2550 MU verileceği hesaplandı ve bu şekilde tedavi planları 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için ayrı ayrı yapıldı. Kolimatöre açı verildiğinde, köşegen uzunluğu alan merkezine gelerek ışıklı alan uzunluğunu arttırır. Bu nedenle TVI yapan merkezlerin çoğunda ışınlama maksimum alan açıklığında ve 45° açılı kolimasyon ile yapılmaktadır (Aget 1982, Aletti vd. 1982, Aget vd. 1997). Tedavi planları lineer hızlandırıcının konsoluna gönderildiğinde rando fantom radyoterapi masasına yatırılarak lateral alanlarla ışınlanmalar yapıldı.

Çalışmamızda 6 MV ve 18 MV enerji ile TVI koşullarında (SSD 356 cm), TLD' ler antropomorfik rando fantomda baş, boyun, omuz, akciğer, umblikus ve pelviste belirlenen kesitlerde fantomun orta sağında ve solunda cilt bölgelerine yerleştirilip ölçümler alındı. Cilt dozunu arttırmaya yarayan radyoterapi masası perspekti geçirgenliği TPS' de tanıtıldı, ona göre TVI planları yapıldı. TPS ve TLD ile ölçülen cilt dozu değerleri arasındaki yüzde farklar 6 MV foton enerjisi için başta %4,66, boyunda %11,52, omuzda %20,13, akciğerde %8,92, umblikusta %28,57, pelviste %21,35; 18 MV foton enerjisi için ise başta %12,48, boyunda %14,61, omuzda %18,97, akciğerde %8,45, umblikusta %23,84, pelviste %32,49 bulundu. TLD' ler ile okunan dozlarla TPS' de elde edilen dozlar uyum içerisinde bulunmadı. Her iki foton enerjisi için de TLD ile okunan cilt dozları TPS' dekinden daha yüksek bulundu. TLD ile yüksek bulunmasının sebebi; yüksek SSD' den dolayı tedavi odasının duvarından geri saçılan radyasyondan gelen etkidir. 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için cilt dozları karşılaştırıldı. Cilt dozları baz alındığında 6 MV ve 18 MV arasındaki yüzde farklar TPS' için başta -%13,47, boyunda -%15,18, omuzda -%2,68, akciğerde -%10,83, umblikusta -%13,19, pelviste -%21,91; TLD için ise başta -%6,93, boyunda -%12,67, omuzda -%3,35, akciğerde -%11,11, umblikusta -%16,24, pelviste -%14,81 bulundu. 18 MV' nin sahip olduğu D_{max} ' in daha yüksek olması sebebiyle 18 MV' deki cilt dozları 6 MV' dekine göre daha düşük bulundu. Cilt dozları üzerinden yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre de TPS ve TLD ile yapılan ölçümler için 6 MV ve 18 MV foton enerjileri arasındaki fark anlamlı bulundu (Çizelge 4.6).

Antropomorfik rando fantomda belirlenen kesitlerin içerisine TLD ve MOSFET çipi yerleştirilip orta hat dozları ölçüldü. TPS ve TLD ile ölçülen orta hat doz değerleri arasındaki yüzde farklar 6 MV foton enerjisi için başta -%15,61, boyunda -%10,46, omuzda -%0,60, akciğerde -%11,41, umblikusta %12 ve pelviste %11,79; 18 MV foton enerjisi için ise başta -%18,75, boyunda -%9,73, omuzda %5,84, akciğerde -%11,49, umblikusta %8, ve pelviste %9,57 bulundu. TPS ve MOSFET ile ölçülen doz değerleri arasındaki yüzde farklar 6 MV foton enerjisi için başta -%13,92 boyunda -%5,85, omuzda %3,01, akciğerde -%8,05, umblikusta %10,50; 18 MV foton enerjisi için ise başta -%20,08, boyunda -%11,50, omuzda -%0,58, akciğerde -%8,62, umblikusta %5,50 bulundu. TLD ve MOSFET ile ölçülen doz değerleri arasındaki

yüzde farklar ise 6 MV foton enerjisi için başta %2,00, boyunda %5,14, omuzda %3,64, akciğerde %3,79, umblikusta -%1,34; 18 MV foton enerjisi için ise başta -%1,65, boyunda -%1,96, omuzda -%6,08, akciğerde %3,25, umblikusta -%2,31 bulundu. Veriler incelendiğinde TLD ve MOSFET okumaları birbiriyle uyumluyken TPS sonuçlarının in-vivo dozimetriyle uyumlu olmadığı görüldü. TPS-TLD ve TPS-MOSFET arasındaki yüzde farklar incelendiğinde en az yüzde fark değeri omuz bölgesinde elde edildi. Antropomorfik rando fantomda en geniş bölge omuz olmasından dolayı bu bölgenin orta hattına duvardan geri saçılan radyasyonun etkisi azalır. Orta hat dozları baz alındığında 6 MV ve 18 MV arasındaki yüzde farklar TPS' için başta -%5,49, boyunda -%5,44, omuzda %3,01, akciğerde %16,78, umblikusta %0,00, pelviste %5,62; TLD için başta -%9,00, boyunda -%4,67, omuzda %9,70, akciğerde %16,67, umblikusta -%3,57, pelviste %3,52; MOSFET için ise başta -%12,25, boyunda -%11,11, omuzda -%0,58, akciğerde %16,06, umblikusta -%4,52 bulundu. 18 MV ile yapılan ışınlamalarda risk altındaki organlar arasında olan akciğerin daha yüksek doz aldığı görüldü. En yüksek yüzde farkın akciğer bölgesinde görülmesinin nedeni akciğerin yoğunluğunun az olmasıdır ($0,30 \text{ g/cm}^3$). Ama yine de her iki enerji ile yapılan ışınlamalarda da akciğer dozu abdomen dozunun %85' inin altında ve uygun olarak kompanse edilmiş haldedir. Orta hat dozları üzerinden yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre de TPS, TLD ve MOSFET ile yapılan ölçümler için 6 MV ve 18 MV foton enerjileri arasındaki fark anlamsız bulundu (Çizelge 4.6).

Çalışmada enerji artışının mediasten dozuna katkısı da incelendi. Mediasten bölgesinde TLD ile doz ölçümü yapıldı. 6 MV ve 18 MV foton enerjisi arasındaki yüzde fark değerleri TPS için %10,97, TLD için %13,78 bulundu. 18 MV ile yapılan ölçümlerde 18 MV' nin D_{\max} ' inin daha yüksek olması nedeniyle mediasten dozunun daha yüksek olduğu görüldü. Mediasten bölgesinde TLD ile ölçülen dozlar baz alınarak yapılan istatistiksel analiz sonucu 6 MV ve 18 MV arasında anlamlı bir fark bulundu (Çizelge 4.6).

Yapılan ölçümlerle TVI' da in-vivo dozimetri olarak TLD ve MOSFET' in doz dağılımındaki homojenliğini kontrol etme amacıyla kullanılabileceği doğrulandı. Duch ve arkadaşları da TVI tekniğinde doz dağılımını ölçmek için in-vivo TL dozimetriyi

kurmayı amaçlayan bir çalışma yapmışlardır. Akciğer koruma bloklarından kaynaklanan bazı teknik sorunlar da tartışılmıştır. Kliniklerinde TVI tekniği, 18 MV enerjisinde X-ışını ile bir dizi paralel karşılıklı ön-arka alana dayanmaktadır. Kolimatör 40 x 40 cm² alanda 45°, ve SSD 405 cm' dir. Hiperfraksiyonel teknikle 6 fraksiyonda 13,5 Gy doz verilmiştir. İn-vivo tekniğini doğrulamak için antropomorfik rando fantom kullanılmıştır. Fantom içindeki deliklere TLD yerleştirilmiştir. Orta hat dozları ile ölçülen ve el hesabıyla belirlenen dozlar arası fark %2' den az bulunmuştur. Bu çalışmada kullanılan TLD sisteminin TVI koşullarında in-vivo dozimetri için uygun olduğu kanıtlanmıştır (Duch vd. 1998).

Yao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada TVI tekniğinde in-vivo dozimetri olarak OSL (Optik Uyarımlı Lüminesans) kullanılmıştır. Kliniklerinde 6 MV ve 18 MV foton enerjisi ile ön-arka TVI tekniği ile 4 fraksiyon ile hastanın orta hattına 12 Gy verilmiştir. OSL dedektörü olarak Al₂O₃:C tercih edilmiştir. 19 hastanın baş, omuz, akciğer, umblikus, pelvis, orta femur, patella ve ayak bileğine OSL yerleştirilmiştir. TVI koşullarında bir antropomorfik fantom tedavi pozisyonunda (SSD 380 cm) ışınlanmıştır. 6 MV enerjideki X-ışınlarının inhomojenite üzerindeki etkisinin 18 MV enerjisindeki X-ışınlarına göre daha fazla olduğu bulunmuştur. Bunun sebebinin düşük enerjideki ışınların hızla zayıfladığı olduğu bilinmektedir (Yao vd. 2012).

KAYNAKLAR

- Aget H. 1982. "Dosimetry of Total Body Irradiation" J. Eur. Radiother, T. 3, no: 4, pp. 183-189.
- Aget H.,Ph.D., Van Dyk J.,M.Sc. and Philip M., K. Leung,Ph.D. 1997. "Utilization of A High Energy Photon Beam for Whole Body Irradiation" Radiology 123: 747-751.
- Aletti P., Noel P., Bey P., Hoffstetter S. 1982. "Total Body Irradiation Technique at Nancy" J. Eur. Radiother, T. 3, no: 4, pp. 202-203.
- Atamel, M. 2006. Baş-Boyun Radyoterapisinde Lineer Hızlandırıcıda Asimetrik Kolimasyonlu Tek İzomerkezli Tedavi Tekniği ile Kobalt-60 Ve Lineer Hızlandırıcıda Normal Kolimasyonlu İki İzomerkezli Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması
- Baş, H. 2005. Sterotaktik Radyocerrahi İçin Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi
- Bomford, C.K., Kunkler, I.H. and Sherriff, S.B. 1994. Textbook of Radiotherapy, 5th Edition, Livingstone C., London; 105-106, 465-467.
- Cheung, T., Butson M.J., Yu P.K.N. 2004. Effects of temperature variation on MOSFET dosimetry.
- Clift, R.A., Buckner, C.D., Appelbaum, F.R., 1990. et al. Allogeneic marrow transplantation in patients with acute myeloid leukemia in first remission: a randomized trial of two irradiation regimens. Blood; 76 (9): 1867-1871.
- Cox, J D. Kian, Ang K. 2010. Radiation Oncology Rationale Technique Results.Nineth edition.
- Delgado, J., Cooper, N., Thompson, K., 2006. et al. The importance of age,fludarabine and total body irradiation in the incidence and severity of chronic renal failure after allogeneic hematopoietic cell transplantation. Biol Blood Marrow Transplant;12: 75-83.
- Dirican, B. 1988. LiF"ün Dozimetrik Özellikleri ve Sağlık Fiziği Uygulamalarında Kullanılması. Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi
- Donnall, Thomas E., Lochte, Harry L., Jr., Wan Ching Lu, and Ferrebee, Joseph W.1957. Intravenous infusion of bone marrow in patients receiving radiation and chemotherapy. *N Engl J Med*; 257 (11): 491-496.
- Duch M.A., Ginjaume M., Chakkor H., Ortega X., Jornet N. and Ribas M. 1998. Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for

- total body irradiation techniques. *Radiotherapy and Oncology*, Vol. 47, 319–324.
- Duggan, L., Hood, C., Warren-Forward, H., Haque, M. and Kron, T. 2004. Variations in dose response with X-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence
- Dusenbery, K. E. and Bruce, J. 2006. *Technical Basis of Radiation Therapy* 4th ed.
- Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Patla, J.R. 2003. 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), 2089.
- Freiburg, 2006a PTW Ionizing Radiation Detectors Catalog.
- Freiburg, 2006b Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom.
- Freiburg, 2008 PTW Radiation Medicine QA Solutions Catalog.
- Galvin, G.P., J. Van Dyk, J. M., Glasgow, E.B. 1996. Podgorsak. *The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation*. AAPM Report No: 17, , New York, American Institute of Physics; 5, 39.
- Girinsky, T., Benhamou, E., Bourhis, J.H. 2000. et al: Prospective randomized comparison of single-dose versus hyperfractionated total body irradiation in patients with hematologic malignancies, *J Clin Oncol*; 18 (5): 981-986.
- Halperin, Edward C.; Perez, Carlos A.; Brady, Luther W. 2008. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*, 5th Edition.
- Hoppe, Richard T., Phillips, Theodore Locke, Roach, Mack. 2007. *Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology*. 3. edition.
- 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, F.M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd Edition (Eds: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia; 455-459.
- Kron T., Schneider M., Murray A. and Mameghan H. 1993. Clinical Thermoluminescence Dosimetry: How do expectations and results compare *Radiother. Oncol.* Vol. 26, 151-161.
- Leonard, L. Joel, E. Tepper. 2012. *Clinical Radiation Oncology*, third edition.

- Livingstone, C. 2007. Clinical Radiation Oncology, 2nd Edition, Gunderson & Tepper; 343,349.
- Mangili, P., Fiorino, C., Rosso, A., Cattaneo, G.M., Parisi, R., Villa, E. And Calandrino, R. 1999. In-vivo dosimetry by diode semiconductors in combination with portal films during TBI: reporting a 5-year clinical experience. Radiotherapy and Oncology 52; 269-276.
- Mayles, P., Nahum, A. and Rosenwald, J.C. 2007. Handbook Of Radiotherapy Physics Theory And Practice, Taylor & Francis; 303-314.
- Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R.. 2007. Commissioning and quality assurance of a commercial intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatment planning system PrecisePLAN. Turk J Cancer.
- Piotrowski, T., Adamska, K., Malicki, J. 2007. Effect of scattered radiation in the total body irradiation technique: evaluation of the spoiler and wall dose component in the depthdose distribution. Nukleonika; 52 (4): 153–158.
- Podgorsak, E.B. 2005. International Atomic Energy Agency. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, Vienna; 77, 439, 440, 518, 520.
- Quast, U. 2006. Whole body radiotherapy: A TBI- guideline; Journal of Medical Physics, Vol. 31, No. 1.
- Socie, G., Stone, J.V., Wingard, JR., 1999. et al. Long-term survival and late deaths after allogeneic bone marrow transplantation. N Engl J Med;341:14-21.
- The Phantom Laboratory. http://www.phantomlab.com/pdf/RAN100_110DS.pdf
- Thomas, ED, Clift, RA, Hersman, J, 1982. et al. Marrow transplantation for acute nonlymphoblastic leukemia in first remission using fractionated or single dose irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys; 8: 817-821.
- Van Dam, J. and Marinello, G. 2006. Methods For In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy, 2nd Edition, ESTRO Booklet 1.
- Varian Linear Accelerator User Manuel
- Willi, A.K.SS 2011. Computed Tomography Fundamentals, System Technology, Image Quality 3rd revised edition, Principles of Computed Tomography Pages 18-31.
- Yao, R., Bernard, D., Turian, J., Abrams, RA., Sensakovic, W., Fung, HC., Chu, JC., 2012. A simplified technique for delivering total body irradiation with improved dose homogeneity.

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.

<http://www.iba-dosimetry.com>

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Sinem KARACABAY

Doğum Yeri : Ağrı

Doğum Tarihi : 25.08.1989

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Mezuniyet Yılı)

Lise : Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi, 2007 (İstanbul)

Lisans : Ankara Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü 2011

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