

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDEN ELDE
EDİLEN DOZİMETRİK PARAMETRELERİN
RANDO FANTOM KULLANILARAK İKİ FARKLI
DOZİMETRİK YÖNTEM İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Çağlar KELEŞ

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR-2009

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDEN ELDE
EDİLEN DOZİMETRİK PARAMETRELERİN
RANDO FANTOM KULLANILARAK İKİ FARKLI
DOZİMETRİK YÖNTEM İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Çağlar KELEŞ

Danışman Öğretim Üyesi


Prof.Dr. Münir KINAY

Öğr. Gör. Zafer KARAGÜLER

Prif. Dr. Münir KINAY ve Öğr. Gör. Zafer KARAGÜLER danışmanlığında, ağlar KELEş tarafından hazırlanan "TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDEN ELDE EDİLEN DOZİMETRİK PARAMETRELERİN RANDO FANTOM KULLANILARAK İKİ FARKLI DOZİMETRİK YÖNTEM İLE DEğERLENDİRİLMESİ" adlı tezin 30/04/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, SAğLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI'nda yüksek lisans tezi olarak başarılı/başarısız bulunmuştur.



Prof. Dr. Münir KINAY
BAşKAN



Prof. Dr. Hatice DURAK
ÜYE



Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR
ÜYE



Yrd. Doç. Dr. Hakan EPIK
ÜYE



Öğr. Gör. Dr. Aşegl YURT
ÜYE

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	i
İÇİNDEKİLER	ii - iii
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	v - vi
KISALTMALAR	vii
ÖZET	viii
ABSTRACT	ix
TEŞEKKÜR	x
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	2
2.1.1. Tedavi Planlamasının Hazırlanması	3
2.1.2. Doz Volüm Histogramı (DVH)	3
2.1.2.1. Direkt (diferansiyel) DVH	3
2.1.2.2. Kümülatif (cumulative) DVH	4
2.2. Lineer Hızlandırıcı	4
2.3. Hedef Volümler	5
2.3.1. GTV (Gross Tumor Volume)	5
2.3.2. CTV (Clinical Target Volume)	6
2.3.3. PTV (Planning Target Volume)	6
2.3.4. Işınlanan Volüm	6
2.3.5. Riskli Organ	7
2.4. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	8
2.4.1. BT' nin Temel Prensipleri	8
2.5. Radyografik Film	9

2.6. Film Dozimetresi	13
3. GEREÇ ve YÖNTEMLER	14
3.1. GEREÇ	14
3.1.1. Siemens Primus IMTR	14
3.1.2. Topslane Rando Fantom	15
3.1.2.1. Teknik Özellikleri	16
3.1.2.2. Karakteristik	16
3.1.3 Topslane WIMRT TPS	17
3.1.3.1 Özellikler	18
3.1.4. Topslane Verify Programı	18
3.1.5. UNIDOS® E Universal Dozimetre	19
3.1.6. İyon Odası	20
3.1.7. Detektör Uzatma Kablosu	21
3.1.8. EDR2 Film (Extended Dose Range)	22
3.1.9. Kodak X – OMAT V	22
3.1.10. UMAX	23
3.2. YÖNTEMLER	23
3.2.1. Film Dozimetresi	24
3.2.2. İyon Odası İle Yapılan Ölçümler	31
4. BULGULAR	35
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇ	47
7. KAYNAKLAR	46

TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1 : Kodak EDR2 filmi için hesaplanan MU ve kalibrasyon filmi için girilen doz değerleri (sayfa : 37)

Tablo 4.2 : Kodak X – OMATV filmi için hesaplanan MU ve kalibrasyon filmi için girilen doz değerleri (sayfa : 38)

Tablo 4.3 : Kodak EDR2 filmi için yapılan planlamanın iyon odası ile alınan ölçüm değerleri (sayfa : 39)

Tablo 4.4 : Kodak X – OMATV filmi için yapılan planlamanın iyon odası ile alınan ölçüm değerleri (sayfa : 40)

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 2.1 : Lineer hızlandırıcı blok diyagramı (sayfa : 4)
- Şekil 2.2 : Radyoterapide kullanılan hacim kavramları (sayfa : 7)
- Şekil 2.3 : Radyoterapide kullanılan BT simülatör (sayfa : 8)
- Şekil 2.4 : İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü (sayfa : 10)
- Şekil 2.5 : Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi (sayfa :12)
- Şekil 2.6 : Filmin karakteristik eğrisi (sayfa : 13)
- Şekil 3.1 : Siemens Primus (sayfa : 14)
- Şekil 3.2 : Lineer hızlandırıcı diyagramı (sayfa : 15)
- Şekil 3.3 : Topslane marka rando fantom (sayfa : 16)
- Şekil 3.4 : Topslane WIMRT Tedavi Planlama Sistemi (sayfa : 17)
- Şekil 3.5 : Topslane Verify programına ait bir görüntü (sayfa : 19)
- Şekil 3.6 : PTW marka UNIDOS® E model dozimetre (sayfa : 20)
- Şekil 3.7 : PTW Marka İyon Odası (sayfa : 21)
- Şekil 3.8 : PTW Marka Detektör Uzatma Kablosu (sayfa : 21)
- Şekil 3.9 : Kodak EDR 2 film doz eğrisi (sayfa : 22)
- Şekil 3.10: UMAX marka tarayıcı (sayfa : 23)
- Şekil 3.11: Kalibrasyon filminin oluşturulması (sayfa : 24)
- Şekil 3.12: Kalibrasyon filmi çekimi sırasında alan merkezinin alan ışığının merkezi ile karşılaştırılmıştır (sayfa : 26)
- Şekil 3.13: Kalibrasyon filmi çekimi sırasında filmin ışınlanan alanı dışında kalan bölgeler korunmuştur (sayfa : 27)
- Şekil 3.14: Film dozimetresi için rando fantoma film şekilde görüldüğü gibi yerleştirilmiştir (sayfa : 28)
- Şekil 3.15: Kodak X – OMATV filmi için çekilen kalibrasyon ve kalite kontrol filmi (sayfa : 29)
- Şekil 3.16: Kodak EDR2 filmi için çekilen kalibrasyon ve kalite kontrol filmi (sayfa : 30)
- Şekil 3.17: Setup sırasında lazerlerden de yararlanılmıştır (sayfa : 31)

**Şekil 3.18: İyon odası ile yapılan ölçüm sırasındaki fantom görüntüsü
(sayfa : 32)**

Şekil 3.19: Elektrometre ve Primus kontrol deksi (sayfa : 33)

Şekil 3.20: Primus ve fantomun setup sonrası görünümü (sayfa : 34)

**Şekil 4.1 : Kodak EDR2 filmi için plan değerlendirme görüntüsü
(sayfa : 35)**

**Şekil 4.2 : Kodak X – OMATV filmi için plan değerlendirme görüntüsü
(sayfa : 36)**

KISALTMALAR

TPS	Tedavi Planlama Sistemi
MU	Monitör Unit
SSD	Source-to-Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesinde)
DVH	Doz Volüm Histogramı
GTV	Gross Tumor Volume
CTV	Clinical Target Volume
PTV	Planning Target Volume
BT	Bilgisayarlı Tomografi
I₀	Film Üzerine Gelen Işık
I_G	Film Tarafından Geçirilen Işık
D	Yoğunluk
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
MR	Magnetic Resonance
PET	Positron Emission Tomography
cGy	Soğurulan Doz Birimi
EDR	Extended Dose Range
BEV	Işın Gözü İle Görme (Beam Eye View)
Iso	İzosentir (Isocenter)
POI	İlgilenilen Nokta (Point of Interest)
POD	Planlamadan Okunan Değer
I₀	Film Üzerine Gelen Işık
I_G	Film Tarafından Geçirilen Işık
DICOM	Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim (Digital Image Communication In Medicine)
MLC	Çok Yapraklı Kolimatör (Multi – Leaf Collimator)

ÖZET

Radyoterapi multidisipliner bir yaklaşımdır. Tedavinin kalitesi bu multidisipliner çalışma içerisinde yer alan herkesin görevini iyi yapması ile sağlanır. Bu tezde, üç boyutlu tedavi planlama sisteminde (TPS) hazırlanan planın dozimetrik verifikasyonunun yapılması ve kullanılan dozimetrik yöntemlerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

TPS' de ışın geometrileri aynı fakat fraksiyon dozları farklı olan iki adet plan hazırlanmıştır. Hazırlanan planların doz değerleri belirlenirken kullanılan filmlerin dozimetrik özellikleri (film – doz eğrileri ve doygunluğa ulaştıkları doz değerleri) dikkate alınmıştır. Planlar 6 MV – X enerjide, alan boyutları 7cm X 7cm ve gantry açıları farklı 4 adet ışın sahasından oluşturulmuştur. Hazırlanan planların dozimetrik değerlendirmesi ilk olarak film dozimetresi ile yapılmıştır. Film dozimetresi için ilk işlem kalibrasyon filmlerinin çekilmesi, sonra kalite kontrol filmlerinin çekilmesi şeklinde yapılmıştır. Film dozimetre işleminde Kodak EDR2 ve Kodak X – OMAT V filmleri kullanılmıştır. Tezin ikinci aşamasında planın dozimetrik değerlendirmesi için iyon odası ile ölçümler yapılmıştır. Ölçüm; rando fantom üzerinde bulunan ve iyon odaları için hazırlanmış yuvalara iyon odası yerleştirilerek yapılmıştır. Her ölçüm noktası için beşer adet ölçüm değeri alınmıştır. Alınan değerlerin ortalaması ve TPS' den okunan değerler arasında karşılaştırma yapılmıştır.

Yapılan tezin sonucunda iyon odası ile yapılan ölçümlerde bağıl hata TPS' e göre % 1.91 ile %1.99 arasında, film dozimetresi ile yapılan ölçümlerde ise $\pm\%3.8$ ve $\pm\%4.2$ hata oranları bulunmuştur. Bulunan sonuçlar literatür çalışmaları ile uyumlu olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler : Dozimetre, Tedavi Planlama Sistemi, Rando Fantom,
Film Dozimetresi**

ABSTRACT

Radiotherapy is a multidisciplinary approach. Quality of the treatment is provided with everyone who works systematic and correctly in this multidisciplinary field. The purpose of this thesis is, verification of the plan which is prepared in three dimensional treatment planning system (TPS) and evaluating the dosimetric methods in use.

Two plans with the same geometry but different dose fractions were prepared with TPS. While determining the dose values of both plans, dosimetric properties of the films (film - dose curves and dose values that make films reach saturation) were taken into consideration. Plans were made with 6MV X - energy, the field size of 7cm x 7cm and 4 different gantry angles. Dosimetric assessment of the prepared plans was first made with film dosimetry. The first process for film dosimetry was made by taking the calibration shots and then shooting the quality control films. Kodak EDR2 and Kodak XOMAT V films were used for film dosimetry. At the second stage of the thesis, measurements were taken with ion chamber for dosimetric evaluation of the plans. The measurements were taken by placing the ion chamber to the slot which is specially made for ion chambers on Rando phantom. Five measurements were taken from each measurement point. Comparison was made between average of five measurements and calculated values by TPS.

As a result of this thesis, the error rate of the measurements made with ion chamber was found between 1.91% and 1.99%, the error rate of the measurement made with film dosimetry was found between $\pm 3.8\%$ and $\pm 4.2\%$. The results are seemed to be consistent with literature studies.

**Keywords : Dosimeter, Treatment Planning System, Rando Phantom,
Film Dosimetry**

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kanser, dünyadaki ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Çağımızın en önemli sağlık sorunlarından biri olan kanserin kontrol altına alınması ve tedavisi için radyoterapi ya da bilinen diğer adı ile ışın tedavisi önemli bir tedavi şekli olarak ortaya çıkmaktadır. Radyoterapide amaç, çeşitli faktörler (radyasyona maruz kalma, sigara ve alkol kullanımı, genetik geçiş, çevresel faktörler, vb.) sonucunda oluşan, tümör volümüne gerekli olan tedavi dozu verilirken radyasyon alanı içinde kalan kritik organ ve sağlıklı dokuların korunmasıdır. Tedavide başarı sağlanması tümörlü doku ya da organ için uygun tedavi tekniğinin belirlenmesine ve bu tekniğin doğru uygulanmasına bağlıdır. Bu yolla tümörü oluşturan kötü huylu hücreler ortadan kaldırılırken korunması gereken sağlıklı dokular ve kritik organlar da minimum zarar görür. Bu ise tümöre ve sağlam dokulara verilecek olan tedavi planının doğru belirlenmesi ve uygulanacak olan radyasyonun doğru verilmesi ile sağlanabilir. ¹

Gelişen teknoloji ile birlikte bilgisayar; tedavi planlamalarında kullanılmaya başlanmış ve tedavi planlama sistemleri (TPS) geliştirilmiştir. Tedavi planlama sistemleri ile tümör dokusu ve komşuluğunda bulunan kritik organ ve sağlam dokular belirlenir. Uygun tedavi planlamasının belirlenebilmesi ve tasarlanabilmesi için tümör dokusu ve komşuluğundaki sağlam dokularla ilişkisinin yanında düzgün doz dağılımlarının da elde edilebilmesi gereklidir. Üç boyutlu tedavi planlama sistemleri geliştirilmesi sonucunda tedavi edilecek hastanın anatomik yapıları ve hedef volüm de daha iyi belirlenebilmektedir. Tedavi planında üç boyutlu görüntü ve optimizasyon teknikleri kullanılarak hasta için daha ideal bir tedavi planına ulaşmak mümkün olabilmektedir.

Bu çalışmada üç boyutlu tedavi planlama sisteminin verilerinin doğruluğunu kontrol etmek amaçlanmıştır. Ölçümlerden elde edilen sonuçlar TPS verileri ile karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

TPS monitör, yazıcı, bilgisayar gibi donanımlardan oluşan iki ya da üç boyutlu planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışan yazılımlardan oluşan sistemdir. TPS ile farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafesinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak, farklı tedavi tekniklerinin uygulanabilirliğine imkan sağlamak ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımını elde etmek mümkündür.

TPS, cihazda kullanılan radyasyonun enerjisine ait verim, derin doz yüzdesi, kolimatör saçılma oranı, fantom saçılma oranı gibi dozimetrik parametreleri ve cihaza ait kama filtre, blok tepsi, koruma bloğu gibi aksesuar parametrelerini ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonucunda radyasyonun hedef alan içindeki dağılımı, komşu kritik organ ve dokular ile hedef volümün alacağı dozlar hakkında bilgi elde edilir.

Bilgisayarlı tomografi ile birlikte geliştirilen tedavi planlama sistemleri doz dağılımlarını hastanın anatomisi üzerinde istenilen düzlemde görmemizi sağlamıştır. Hastanın anatomisi, hedef volümü ve doz dağılımları üç boyutlu olarak elde edilebilmektedir. Ayrıca doz Volüm Histogramı (DVH) ile hastanın tanımlanmış doku ve/veya organlarının birim volüm başına alacağı doz da görülebilmektedir. Işınlama süresi veya MU (monitor unit) değerleri hastaya verilecek doza göre hesaplanabilmektedir.

2.1.1. Tedavi Planının Hazırlanması

İyi bir tedavi planının hazırlanabilmesi için verilecek ışınların hedef volümlerin ve anatomik yapıların tanımlanması gerekmektedir. Tedavi planlaması sırasında bazı sorunlar oluşabilir (örneğin tedavi alanlarının hedef volümü kapsayamaması). Bu nedenle doz hesaplamalarından önce planın görüntüsünün optimizasyonu yapılarak

yani “Beam Eye View” (ışın gözü ile görme) görüntüsüne bakılarak doz hesaplamalarının tekrarları önlenir.

Üç boyutlu tedavi planı hazırlanırken dikkat edilmesi gereken en önemli şey ışın gözü ile görmedir (izleyen kişinin gözünün ışın başlangıç noktasından hastaya doğru merkez ışın eksenine doğrultusunda baktığı zaman ortaya çıkan görünümdür). “Beam Eye View” (BEV) optimal ışın açısının gerekli blok ve ışın tanımlayıcıları ayırt etmekte önemli ve kullanışlı gerektir. BEV sayesinde normal anatomik yapıları en fazla koruyabileceğimiz ve hedef volüm için en iyi dozu verebileceğimiz ışın geometrilerini tespit edebiliriz. Bunun yanında BEV görüntüsü ile kullanılan kama filtrelerin yönünün kolimatör açısı ile ilişkisini, koruma bloklarının yerini, ışının hastanın hangi yanında olduğunu, yatağın pozisyonunun görünmesini ve tedavi pozisyonunun değerlendirilmesinde yardımcı olur.²

2.1.2. Doz Volüm Histogramı (DVH)

DVH yaklaşık 20 yıl önce ortaya çıkmış ve şimdilerde planlama için rutin olarak kullanılan bir araçtır. Doz – volüm histogramları, üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlarlar. Üç boyutlu doz dağılımındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Basitçe, tanımlanan volümlerde doz değerlerinin dağılım frekanslarını temsil eder. Genellikle toplam volüm yüzdesi olarak görüntülenir. Normal doku komplikasyon olasılığının hesaplanmasında kullanılırlar.^{3,5}

Diferansiyel ve kümülatif olmak üzere iki tür DVH vardır.

2.1.2.1. Diferansiyel DVH

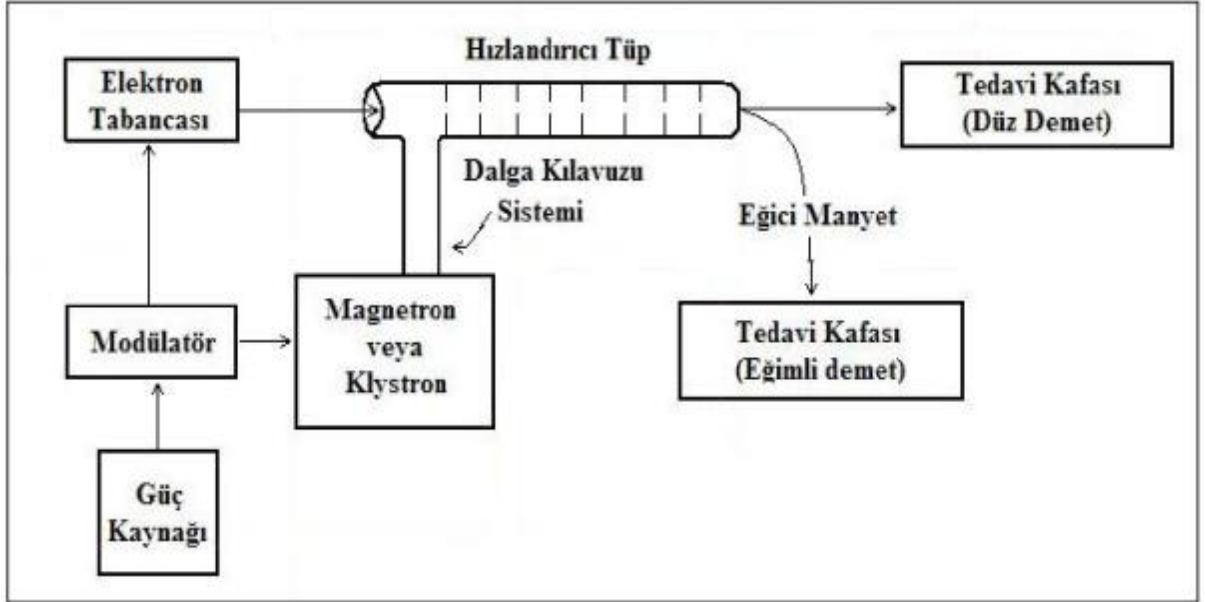
Bilgisayar, voksel numarası ile verilen aralıktaki ortalama dozu hesaplar ve dozun fonksiyonu olarak çizer. Hedef volüm için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen volümün tamamına verildiğini gösteren piklerdir. Kritik yapıların DVH'lerinde farklı dozların farklı volümlere verilmesi nedeniyle çok sayıda pik gözlenir.^{3,5}

2.1.2.2. Kümülatif DVH

“Seçilen % izodoz eğrilerinin kapsadığı volüm ne kadardır?” sorusuna direkt DVH' ı ile cevap verilemez. Bunun için kümülatif DVH' ı kullanılır. Bilgisayar, hedef volümüne (veya kritik yapıya) verilen dozu hesaplar ve bu volüme (volüm yüzdesi) karşı dozları çizer. Kümülatif DVH' a 0 Gy doz için % 100 volümle başlanır ve bütün volümlerin aldığı doza kadar devam eder.^{3,5}

2.2. Lineer Hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcılar, hızlandırıcı tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları hızlandırır. Üretilen yüksek enerjili iyon demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisinde ya da bir hedefe çaptırılarak x - ışını üretiminde kullanılırlar.



Şekil 2.1 : Lineer hızlandırıcı blok diyagramı⁴

Lineer hızlandırıcıda güç kaynağı modülatöre DC güç sağlar. Modülatördeki yüksek gerilim birkaç mikrosaniye gibi kısa bir süre içerisinde DC pulslara dönüştürülür. Bu atmalar magnetron ya da klystron, ve aynı zamanda elektron

tabancasına gönderilir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır. Yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışır ve birkaç mikrosaniyede mikrodalga pulsları oluşturabilir. Klystron ise mikrodalga üretmez. Ancak var olan dalganın genliğini yükseltebilir. Magnetron ya da klystronda oluşturulan yüksek güçteki mikrodalga atmalar dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilirken elektron tabancasında fırlatılan elektronlar da hızlandırıcı tüpe girerler. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 KeV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar dalga üzerinde sinüzoidal elektrik alan vasıtası ile enerji kazanırlar. ⁴

Hızlandırılmış elektronların hedefe gönderilmesi sonucunda x – ışınları üretilir. Oluşan X – ışınlarının yoğunluğunu homojen hale getirebilmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Filtreler kurşun, tungsten çelik uranyum alüminyum veya bunların kombinasyonundan yapılmaktadır. Elektron ışınlaması sırasında ise filtre kullanılmamaktadır.

2.3. Hedef Volümler

Radyasyon tedavisinde; tümör için en uygun ışını seçmek ve tedavi planlaması yapabilmek için tedavi volümlerinin tanımlanması gerekir. Planlama sırasında ortaya çıkabilecek karışıklık ve yanlış anlamaları ortadan kaldırmak için aşağıda verilen terimler tanımlanmıştır. ⁶

2.3.1. GTV (Gross Tumor Volume)

Görülebilir ve görüntüleme yöntemleri ile gösterilebilir hastalığı tanımlar.

GTV primer, GTV nodal, GTV metastatik bölgeler ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Evreleme, doz tayini ve yanıt değerlendirilmesi için bu tanımlamaların her tedavi endikasyonu ve türünde yapılması gerekir. GTV, Tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir, tanımlanması en kolay volümdür, ancak her zaman kesin değildir. Yeni yöntemlere açıktır (MRG, PET, diğer sintigrafik yöntemler ...). ^{6,7}

2.3.2. CTV (Clinical Target Volume)

Klinik hedef volüm tanımlanabilir tümör volümü ve / veya yok edilmesi gereken subklinik malign hastalığı içeren doku volümüdür.

CTV; GTV ve subklinik hastalık (hücre demetleri, Mikroekstansiyonlar, lenfatik alanlar) olarak işaretlenebilir. Tümör tipi ve yerleşimine bağlı olarak değişir. CTV işaretlemeye klinik deneyimin önemi büyüktür. Küratif amaçlı tedavilerde mutlaka tedavi edilmelidir. Birden fazla CTV işaretlenebilir. CTV sınırları görüntüleme tekniğine göre değişebilir. Patolojik özellikler hakkında birikim ve deneyim önemlidir. Bazı planlamalarda gözardı edilebilir.^{6,7}

2.3.3. PTV (Planning Target Volume)

Planlanan tedavi volümü, tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır.

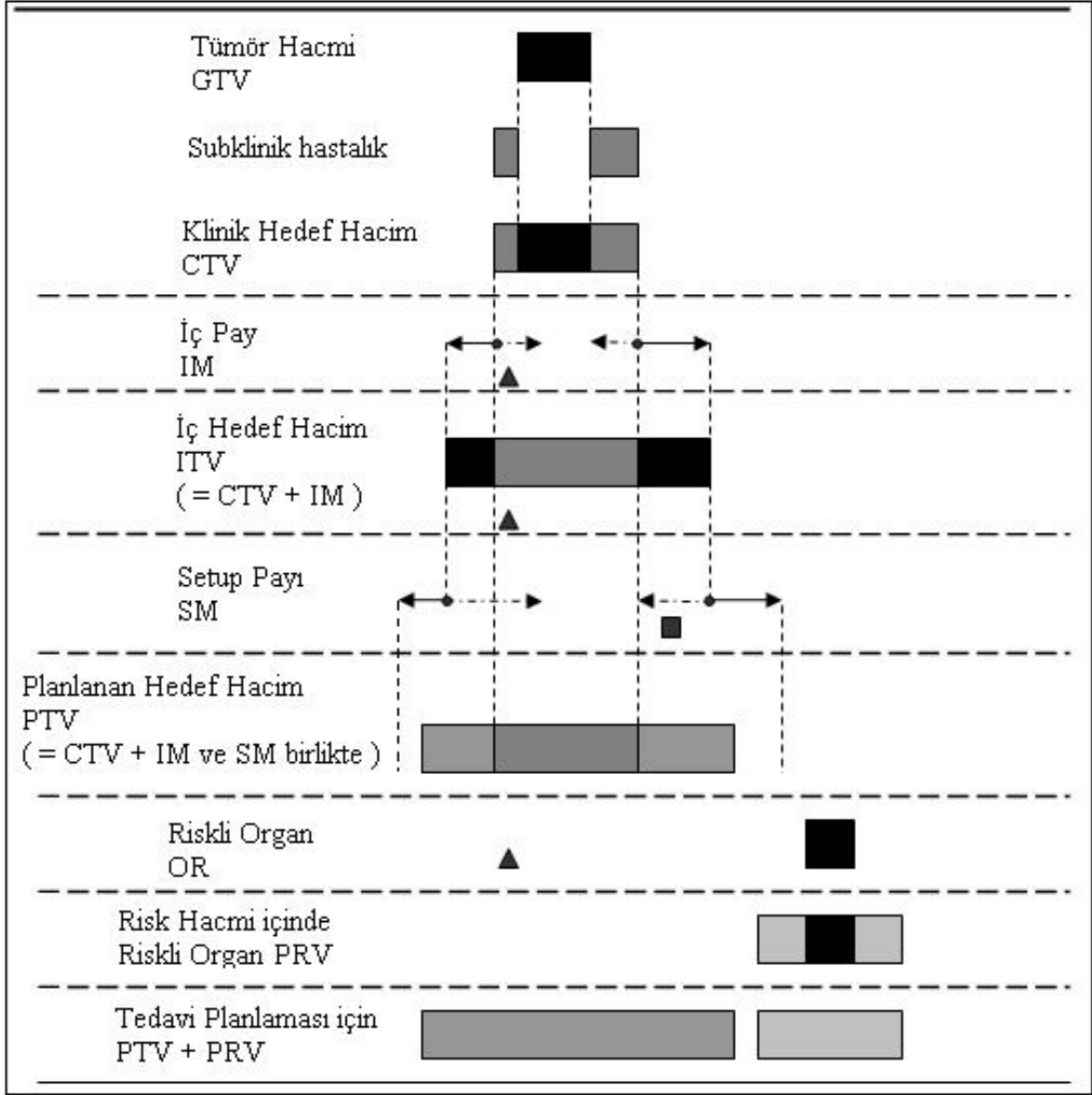
CTV' yi içermelidir. PTV, bazen kemik kontur, hatta hasta konturu dışına taşabilir. Fizyolojik nedenlerle oluşan CTV içindeki anatomik yapıların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini ve setup sırasında oluşabilecek hata paylarını içermelidir. Hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler göz önüne alınmalıdır.^{6,7}

2.3.4. Işınlanan Volüm

Işınlanan volüm normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen volümdür.^{6,7}

2.3.5. Riskli Organ

Riskli (kritik) organ, radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır.^{6,7}



Şekil 2.2: Radyoterapide kullanılan volüm kavramları ¹

2.4. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT 1963 yılında Cormack tarafından tasarlanmış ve radyolojide yeni bir çığır açmış kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. Ülkemizdeki ilk kullanımı ise Mart 1976 yılında Ankara'da Hacettepe Üniversitesi'nde gerçekleşmiştir. ⁸



Sekil 2.3 : Radyoterapide kullanılan BT simülator ⁹

2.4.1. BT' nin Temel Prensipleri

X – ışını demeti homojen bir ortamdan geçerken, ortam ile etkileşime bağlı olarak azalım gösterir. Diagnostik enerji aralığında etkilenmeler Compton saçılması ve fotoelektrik olay sonucu ortaya çıkan birincil moleküler iyonizasyonlardır. X – ışınlarının bir ortamdan geçerken gösterdiği zayıflama (X – ışını fotonlarının sayısındaki azalma); geçtiği ortamın kalınlığına ve yoğunluğuna bağlıdır. ⁸

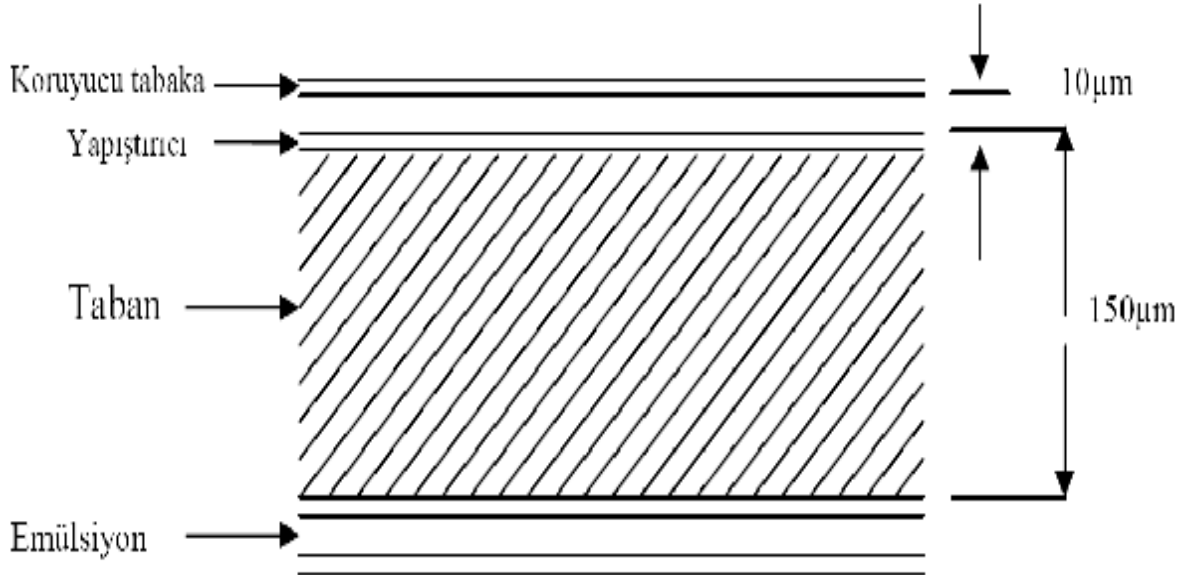
Bilgisayarlı tomografi X – ışınları ile vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. X – ışını kaynağı hasta etrafında 360 derecelik bir dönüş hareketi gerçekleştirir. Hastadan geçen ışınlar detektörler tarafından saptanır ve geçen ışına bağlı olarak bilgisayar tarafından görüntü oluşturulur. Bu tarama işlemi sırasında yüksek kaliteli görüntü elde edilmektedir. Ancak yumuşak dokular açısından görüntü kalitesi düşüktür. ⁸

BT görüntülerinin TPS' lerde kullanılmasına yaklaşık 15 yıl önce başlamıştır ve günümüzde de kullanılmaktadır. Bunun nedeni hem hedef ve normal dokuların volüm tanımlamaları hem de dokulara ait yoğunluk niceliklerinin belirlenmesinde kullanılmasıdır.

2.5. Radyografik Film

Radyografik film, x-ışını deteksiyonunun yapıldığı en eski yöntemlerden biridir. Film dozimetresinde, sonuçların değerlendirilmesinde kullanılan filmin yanlış verilere neden olmayacak şekilde ışınlanıp banyo edilmesi gerekmektedir. Sekil 2.4' de iki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü gösterilmiştir. Filmin yapısına bakılacak olursa; filmin ışığa ve radyasyona hassas emülsiyon kısmı ışığı geçirgen bir taban kısmın üzerine ince bir yapıştırıcı kullanılarak kaplanmıştır. En üst yüzeyde ise koruyucu bir katman bulunmaktadır. Film tabanı, duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel dayanağı sağlar ve genelde kalınlığı 150 µm civarındadır. Film tabanı için seçilen malzeme ince, fakat yeteri kadar sert olmalıdır. Işığı mümkün olduğunca çok geçirmeli ve görüntüyü etkilememelidir. Taban genellikle, polyester gibi plastik maddelerden yapılmıştır. Tabanın kalınlığı ve dayanıklılığı filmin kolayca banyo edilmesini ve kullanılmasını sağlayacak şekilde olmalıdır. Görüntünün daha iyi gözlenebilmesi için film tabanına hafif renk verecek boya maddeleri ilave edilir. Tipik kalınlığı yaklaşık 10 µm olan emülsiyon katmanında iki çeşit madde bulunur. Bunlar, jelatin ve gümüş halojenürlerdir. Jelatinin iki önemli amacı vardır. Birincisi, gümüş halojenür kristallerinin kümelenmeden homojen biçimde tutulması, ikincisi ise banyo eriyiklerinin emülsiyon tarafından emilmesini sağlamaktır. Doğal olarak jelatin suyu emmediği için yapısına bazı katkı maddeleri eklenir. Ayrıca kimyasal etki altında

kalan jelatin, su içinde ısıtıldığı zaman kabarıp yumuşadığından yapısına sertleştiriciler de katılır. Gümüş halojen, emülsiyonun ışık ya da radyasyona karşı duyarlı kısmını oluşturur. Gümüş halojenür kristalleri Ag^+ , Br^- ve I^- iyonlarını içerir. Fotografik duyarlılığın artırılması için gümüş sülfat emülsiyona eklenir. Gümüş halojenin büyük bir oranı gümüş bromür (%90-99) ve daha az bir miktarı gümüş iyodürden (%1-10) meydana gelir. Gümüş - İyodür (AgI) ilavesiyle emülsiyon hassasiyeti, saf Gümüş - Bromür ($AgBr$) emülsiyonuna göre çok daha fazla olur. Fotografik emülsiyonda gümüş halojenler jelatin içerisine daldırılmış küçük kristaller şeklindedir. Kristal ise Ag^+ , Br^- ve I^- iyonlarından oluşmuş kübik bir örgü şeklindedir. Bu kristallerin ortalama çapları 1 - 1.5 μm olup, emülsiyonun her cm^3 'ünde yaklaşık 6.3×10^9 halojen ve her halojende de $10^6 - 10^7$ gümüş iyonu bulunmaktadır. Saf bir kristalin hiçbir fotografik özelliği olmayacağından, gümüş-iyot-brom kristaline bazı safsızlıklar eklenmelidir. Normal yerinden hareket etmiş bir gümüş iyonu noktasal bir safsızlığı oluşturabilir, bu gümüş iyonları kristalde hareket edebilirler. Bundan başka emülsiyona sülfür bileşiği maddeler ilave edilerek kristalin yüzeyinde gümüş sülfitten oluşmuş hassasiyet merkezleri de meydana getirilir. Emülsiyonun üzeri genelde jelâtininden yapılmış ince bir tabaka ile kaplanmıştır ve emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunması sağlanır.¹⁰



Şekil 2.4 : İki yüzü emülsiyonlu bir filmin kesit görüntüsü¹⁰

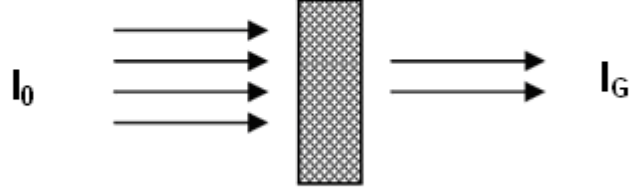
X-ışını fotonları, gümüş halojenür kristali ile etkileştikleri zaman (-) yüklü brom iyonlarının bazılarında elektron salınmasına neden olurlar. Kristal içindeki noktasal safsızlıklar ya da hassasiyet merkezleri (AgS) gibi düzensizlikler, bu elektronları yakalama ve belirli bir süre tutma eğilimindedirler. Böylece yakalanan elektronlar, merkezleri negatif olarak yüklerler ve kristal içerisinde hareketli Ag^+ iyonlarını kendilerine çekerler bu negatif safsızlıklara hareket eden Ag^+ iyonları elektronlar tarafından nötralize edilerek tek bir gümüş atomu oluştururlar. Ag atomu ikincil bir elektron tarafından tuzak teşkil edecektir. Elektronun yakalanması ile oluşan negatif yük ikinci bir hareketli Ag iyonunun merkezde tuzaklanmasına neden olur. Bu işlem orijinal hassasiyet merkezlerinde elektronların tuzaklanması ve devamında hareketli gümüş iyonları ile nötralize edilmesi şeklinde devam eder ve sonuçta gümüş atomları söz konusu merkezlerde çoğalmaya baslar. Ag atomlarının kümelendiği bu merkezlere gizli görüntü merkezleri adı verilir. Banyodan sonra bu merkezler görünür görüntüyü oluştururlar. Sonuç olarak, bu olay elektriksel uyarma ve iyonik hareket sonucu oluşmaktadır. Bu arada elektronlarını kaybeden Br^- iyonları, nötr Br atomlarına dönüşür ve kristali terk ederek jelatine geçer.¹⁰

Tek bir gümüş halojen kristali bir ya da çok fazla sayıda gizli görüntü merkezi içerebilir. Bu merkezlerin oluşumlarının direkt nedeni ışınlamadır ancak henüz gözle görülür hiçbir oluşum ortaya çıkmamıştır. Birinci banyodaki kimyasal işlem ile gümüş atomları görünür hale gelecektir. Ancak bunun için gizli görüntü merkezlerinde en az iki atomun birikmesi gerekir. Artan atom sayısı ile banyonun kimyasal işlem olasılığı artacaktır. Banyo işlemi, I banyo (developer), II. Banyo (fixer), yıkama ve kurutma olmak üzere dört kısımdan oluşur. Film üzerindeki gizli görüntü, filmin I.ve II. banyolardaki kimyasal reaksiyonlardan geçirilmesiyle açığa çıkarılır.

Film üzerinde elde edilen görüntünün maksimum bilgiyi vermesi için ışınlama şartlarının çok dikkatli bir şekilde ayarlanması ve film özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Işınlanan filmde banyo sonrasında elde edilen görüntü grinin tonları ile temsil edilir. Işınlamanın en çok olduğu kısımlar siyah ile gösterilir ve azalan ışınlama ile gri tonları açılır. Hiç ışınlanmamış kısımlar ise filmin taban rengi+sis seviyesi ile görüntülenirler. Film kararmasının ölçümü fotografik ya da optik yoğunluk

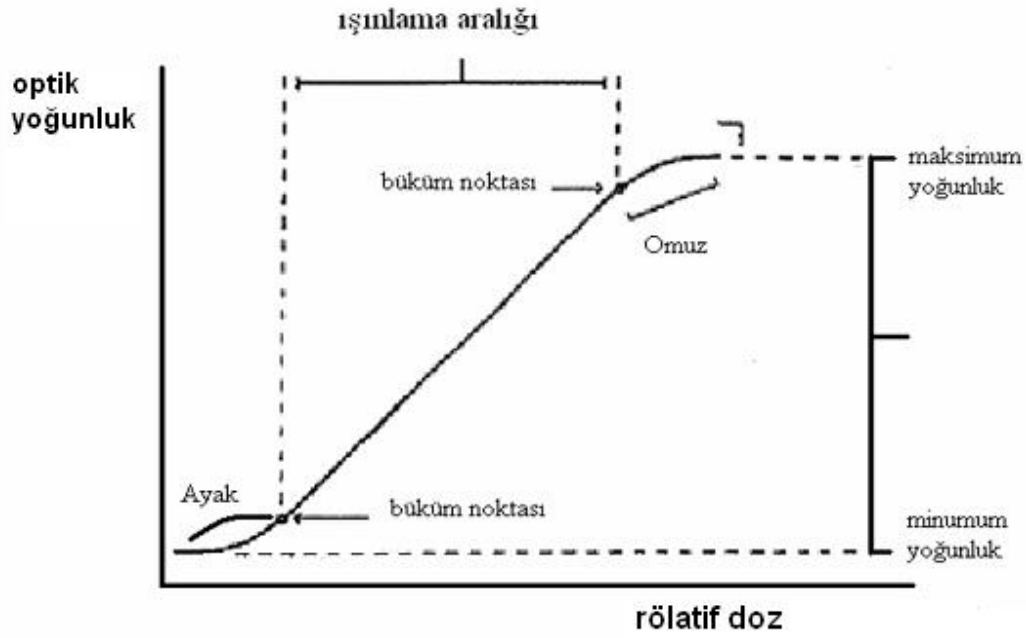
olarak tanımlanır. Optik yoğunluk aşağıdaki bağıntı ile tanımlanır. Burada D yoğunluk, I_0 film üzerine gelen ışık ve I_G film tarafından geçirilen ışıktır.

$$D = \log_{10} (I_0 / I_G)$$



Şekil 2.5 : Film üzerine gelen (I_0) ve film tarafından geçirilen ışığın (I_G) şematik gösterimi ¹⁰

Bir filmin ışınlandığı miktar ile banyo sonucu ortaya çıkan optik yoğunluk arasındaki ilişkinin tam olarak anlaşılması gerekmektedir. Bunun için, film üzerinde bir dizi artan miktarlarda ışınlamalar oluşturulur ve bu ışınlamaların oluşturduğu optik yoğunluklar ölçülür. Her bir yoğunluğa karşı gelen ışınlamalar çizilerek elde edilen eğriye filmin karakteristik eğrisi adı verilir (şekil 2.16). Ancak genelde karakteristik eğrinin çiziminde ışınlamanın logaritması (Log) kullanılır. Optik yoğunluk dik ve logE yatay eksen yerleştirilerek bir filme ait karakteristik eğri çizilir. Film üzerindeki ışınlama her seferinde iki kat artırıldığı halde oluşan yoğunlukların bu ışınlamalara göre değişimi doğrusal değildir. Filmde hiçbir ışınlama olmaması durumunda bile taban + sis seviyesinin verdiği bir yoğunluk vardır. Filmin karakteristik eğrisinin doğrusal çıkmamasının nedeni emülsiyondaki değişik boyuttaki gümüş halojen kristalleridir. Film üzerine gelen fotonlar öncelikle boyutu en fazla olan kristaller ile etkileşirler, bu kısım eğrinin ayak bölgesini oluşturur. Işınlama miktarı arttıkça daha küçük boyuttaki kristaller etkileşmeye girer ve sonuçta en ufakların etkileştiği omuz kısmı meydana gelir. ¹⁰



Şekil 2.6 : Filmin karakteristik eğrisi ¹⁰

2.6. Film Dozimetresi

İlk olarak bilinen dozlarda film ışınlanır ve referans film elde edilir. Referans film üzerindeki kararın miktarlarından kalibrasyon eğrisi elde edilir. Sonraki ışınlanmada bu eğriden yararlanılarak verilen dozun iki boyutlu dağılımı elde edilir. Dozimetrik ölçümlerde film kullanmak daha pratik olmasının yanında maliyeti de düşüktür. Sonuçların doğru çıkması için ölçümlerde ve film seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır. Ölçümler alınırken kullanılan filmlerin aynı paketten olmaması, filmlerde meydana gelen hava kabarcıkları, ölçüm şartlarının basınç ve sıcaklığa göre değişimi, cihazın kalibrasyonundaki değişim, kullanılan geometrinin tutarsızlığı, film banyosundan gelen parametreler (sıcaklık, süre, fixer ve developer kalitesi), film tarayıcısının çözünürlüğünün kötü olması sonuçları olumsuz etkileyen faktörlerdir. Çalışmada bu faktörler bu konuda daha önce yayınlanmış olan makalelerin tavsiyeleri göz önünde bulundurularak değerlendirilmiştir. ¹⁰

3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

3.1. GEREÇ

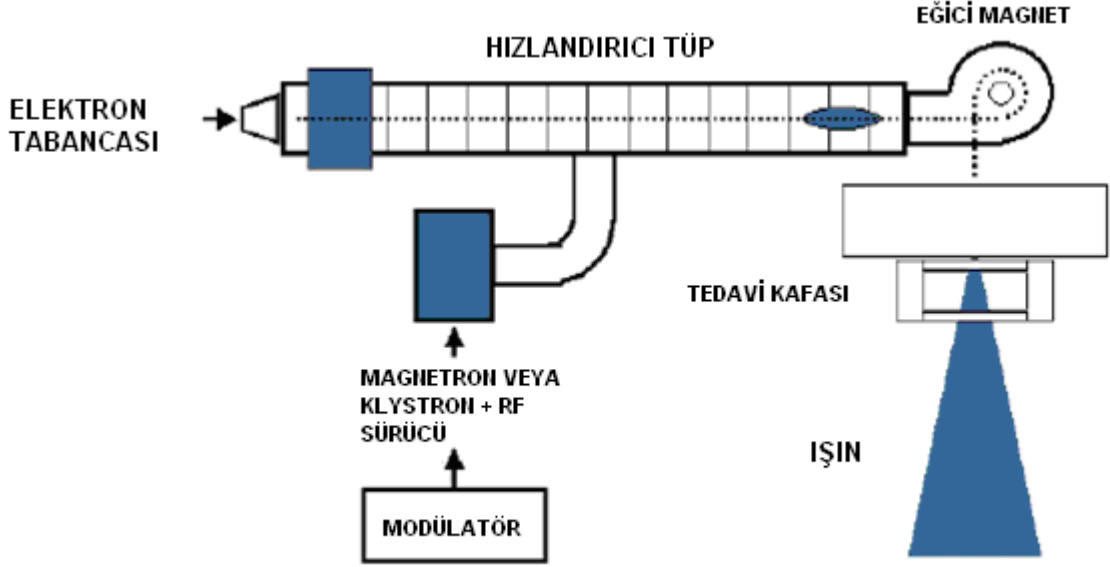
3.1.1. Siemens Primus IMRT

Primus birçok tedavi tekniklerini uygulamak üzere dizayn edilmiştir. Lineer hızlandırıcıların prensip olarak çalışmaları aynıdır. Elektroların elektromanyetik alanda hızlandırılmaları yanında ışın kontrolü, güvenlik ve sistemin esnekliği de sağlanmıştır.



Şekil 3.1 : Siemens Primus ⁸

Araştırmamızda kullanılan lineer hızlandırıcı iki adet foton (6 ve 18 MV) ile 6 adet elektron (5 – 21 MeV arasında) olmak üzere 8 farklı enerji konfigürasyonuna sahiptir. Primus Mid – Enerji magnetron ile çalışır.



Şekil 3.2 : Lineer hızlandırıcı diyagramı ⁵

Lineer hızlandırıcının amacı yüksek enerjili elektronlar elde etmektir. Elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar hızlandırıcı tüp içine gönderilir. Hızlandırıcı tüp içindeki elektronlar magnetron tarafından üretilen elektromanyetik dalgalarla hızlandırılır. Hızlandırıcı tüpten çıkan elektronlar manyetik alan ile (bending magnet) 270° döndürülerek odaklanır ve ışınlar hasta üzerine düşürülür. ⁵

3.1.2. Toplane Rando Fantom

Rando fantom kalite kontrol amaçlı doz verifikasyonu için, insan dokusu eşdeğerli olarak geliştirilmiştir. Doku eş değeri olarak üretilen fantom film dozimetresi ve iyon odası ile yapılan ölçümlerde tedavi planının değerlendirilmesinde kullanılır. Bu işlem tedavi planı ile ışın dozunun karşılaştırılmasına dayanır. Böylece hastaya uygulanan dozun doğruluğu güvence altına alınmış olur. ¹³



Şekil 3.3 : Topslane marka rando fantom ¹³

3.1.2.1. Teknik Özellikleri

Farklı maddeler karıştırılarak yapılan işlem sonucu elde edilir. Fiziksel yoğunluğu (gr / cm^3); akciğer için 0.25, kemik için 1.65 spinal için 0.93 ve yumuşak doku için 1.10 değerlerine sahiptir. ¹³

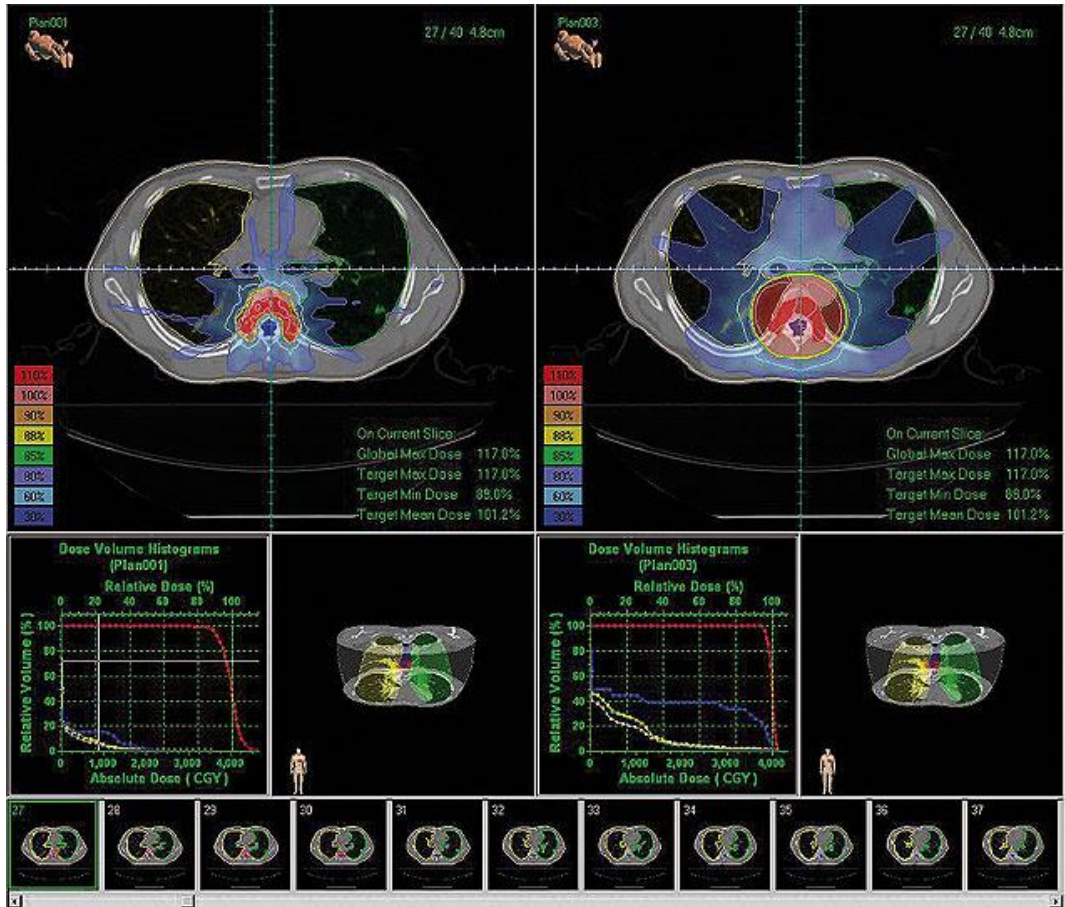
3.1.2.2. Özellikleri

Fantomda birden fazla noktada doz dağılımını değerlendirme imkanı sağlar. Her türlü TPS ve DICOM verilerine uygundur. Üç boyutlu doz dağılımlarını doğrular. YART planları için tedavi ve hesaplanan dozu ve film dozimetresini destekler. Film (iki boyutlu) ve noktasal (iyon odası) ölçüm olarak hesaplanan dozun doğruluğu test edilmektedir. ¹³

3.1.3. Topslane WIMRT TPS

WIMRT tedavi planlama sistemi üç boyutlu konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) planlama özelliğine sahiptir. Otomatik ışın seçme ve ışın şekillendiricinin (MLC) etkisiyle hesaplama (aperture based optimization) özelliğini içermektedir. WIMRT tedavi planlama sistemi rutin radyasyon tedavi planı için dozimetrist, medikal fizikçi ve onkolog açısından kolay basit ve kusursuz işler.¹³

WIMRT tedavi planlama sistemi kritik organları (cilt, akciğer, spinal, göz) otomatik olarak çizme özelliğine sahiptir. Bu da planlama sırasında zaman ve efor kaybını önler.¹³



Şekil 3.4 : Topslane WIMRT Tedavi Planlama Sistemi¹³

Üç boyutlu BT, MR ve PET görüntülerini kolaylıkla füzyon yapma özelliğine sahiptir. Kullanıcı sadece füzyon yapacağı görüntüleri seçer. Sistem füzyon işleminin geri kalanını otomatik olarak tamamlar. ¹³

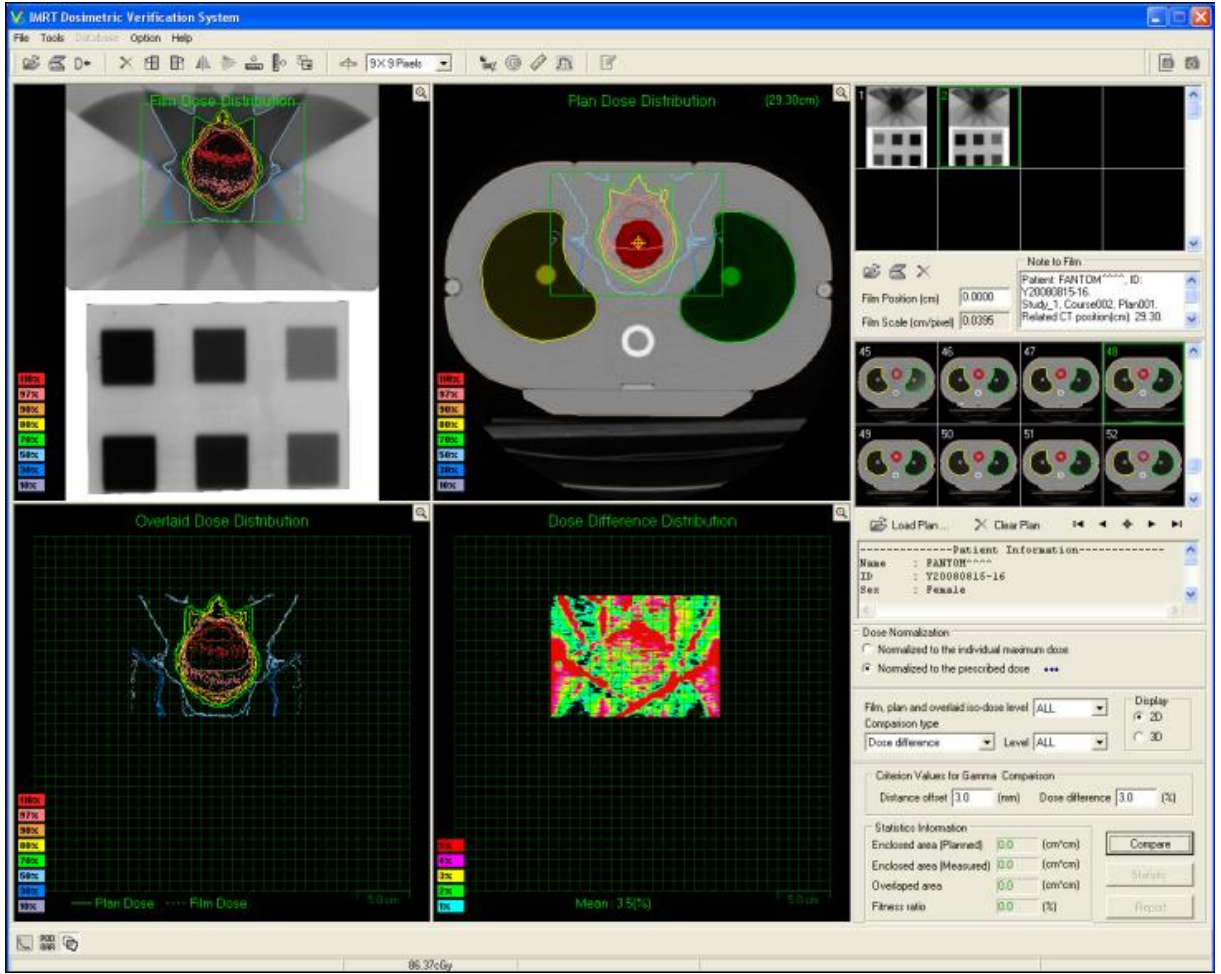
“WIMRT“ kısaltmasındaki “W” harfi “Windows” işletim programının baş harfini belirtir. Toplane programının ilk sürümlerinin “UNIX” tabanlı olması nedeniyle, yaptığı yeni versiyonun “MS Windows” tabanlı yazılım olduğunu belirtmek için “W” harfi kullanılmıştır. ¹³

3.1.3.1 Özellikler

- Üç – boyutlu planlama, İki – boyutlu planlama ve blok tasarlama yapabilir
- YART planlama kısmında step and shoot ve sliding window seçenekleri vardır
- 3 – boyutlu füzyon yapabilir
- Cilt, akciğer, spinal, ve göz organlarını otomatik çizebilir
- Üç boyutlu olarak GTV'ye CTV ve PTV çizebilir
- Planların farklarını karşılaştırmalı olarak gösterir
- Radyoterapi planının simülasyonunu ve tedavi zamanını sanal olarak gösterebilir
- DVH ile kritik organ ve hedef organ için dozları değerlendirir ¹³

3.1.4. Toplane Verify Programı

Film dozimetresinin değerlendirilmesinde kullanılmak için geliştirilmiştir. 400 dpi (“dots per inc” inc başına nokta sayısı) ile taranan film resimleri program içine alınır. Bu şekilde ölçek tutturulması sağlanır. Program içine alınan kalibrasyon filminden optik yoğunluk doz eğrisi elde edilir. Oluşturulan doz eğrisinden yararlanılarak kalibrasyon filmine ait izodoz eğrileri elde edilir. TPS’ den alınan planlama ile kalibrasyon filmini karşılaştırarak dozimetrik sonuçlar elde edilir. ¹³



Şekil 3.5 : Topplane Verify programına ait bir görüntü ¹³

3.1.5. UNIDOS® E Universal Dozimetre

Elektrometre iyon odasında toplanan yükün ölçülmesini sağlar. Elektrometre ile yapılan ölçümlerde PTW UNIDOS E tipi elektrometre kullanılmıştır.

UNIDOSE E radyoterapide dozimetre, günlük rutin ölçümlerde kullanımı kolay bir dozimetredir. İyon odası ve “solid – state” detektör ile birlikte kullanılabilir. Hava yoğunluk doğrulaması basınç ve sıcaklık ile yapılır. UNIDOSE E ile doz ve doz hızı; Gy, R, Gy/dk, R/dk cinsinden ölçümler alınabilir. ¹⁴



Şekil 3.6 : PTW marka UNIDOS® E model dozimetre ¹⁴

3.1.6. İyon Odası

İyon odası ile yapılan ölçümlerde 3010 tipi 0.6 cc hacimli silindirik iyon odası kullanıldı. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot, onun çevresindeki hava boşluğu ve bu boşluğu dış ortamdaki ayıran iyon odası duvarından oluşmaktadır. Duvar materyali iyon odası içindeki havada elektronik dengenin kurulmasını sağlar. Duvar materyali farklı materyallerden oluşabilir. Tezde kullanılan iyon odası grafiten yapılmıştır. ¹⁴



Şekil 3.7 : PTW Marka İyon Odası ¹⁴

3.1.7. Detektör Uzatma Kablosu

Yüksek kaliteli triaksiyel uzatma kablosu iyon odası ve elektrometre arasında kullanılır. Gürültü oranı düşüktür. Işınlama sırasında kablo sızıntısı düşüktür. Radyasyon hasarına karşı dirençlidir. Işınlama sırasındaki sızıntısı 10^{-12} C/(Gy.cm) den daha düşüktür. ¹⁴



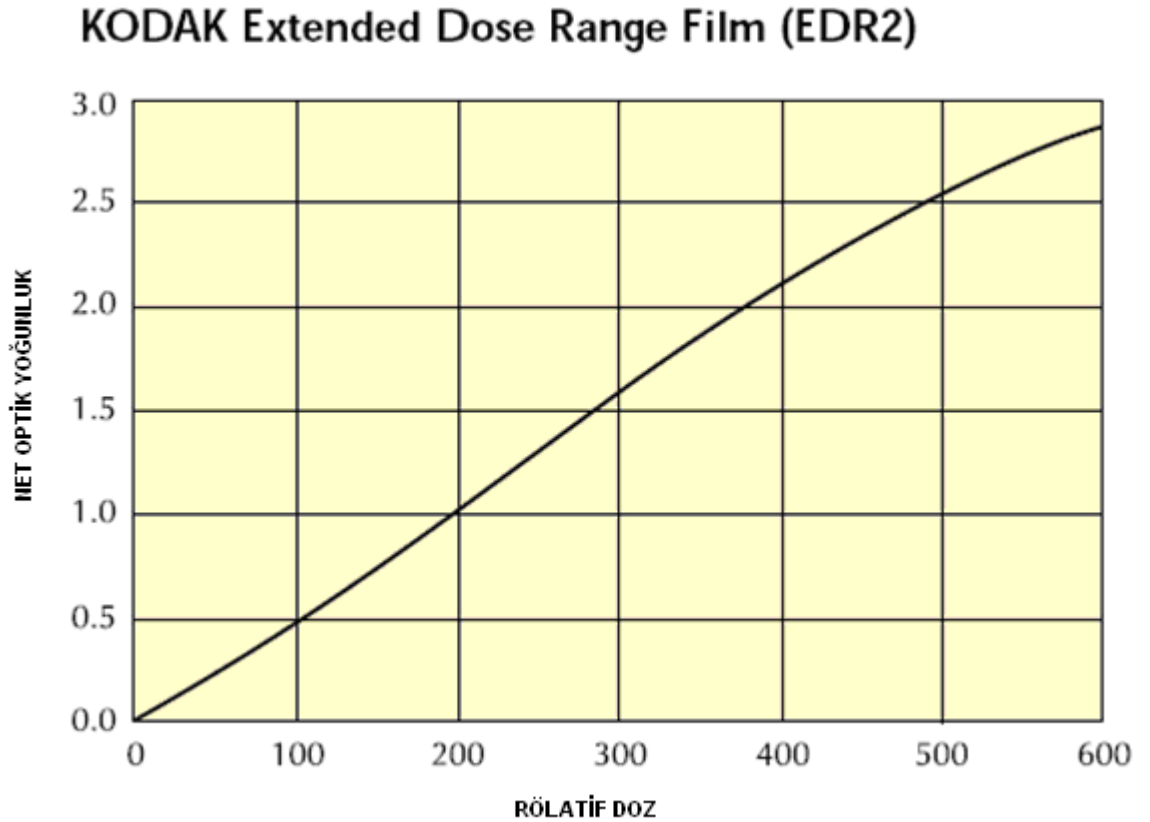
Şekil 3.8 : PTW Marka Detektör Uzatma Kablosu ¹⁴

3.1.8. EDR2 Film (Extended Dose Range)

Doz ölçümüne ve kalibrasyona uygundur. Rölatif ölçümler için uygundur. Mutlak Dozimetrik ölçümlerde kullanılabilir. Geniş ışınlama aralığındaki cevabı doğrusaldır (0 – 400 cGy). Doz yanıtı işlem koşullarına bağlı olarak değişir (işlem zamanı, sıcaklığı, ekipmanı ve kimyasalları). 700 cGy doz değerinde ışınlamaya maruz kalırsa “satüre” olur. ¹⁴

3.1.9. Kodak X – OMAT V

Kodak X-OMAT V filmi radyoterapide düşük dozlarda hasta dozunu değerlendirmek için dizayn edilmiştir. Normal görüntüleme koşulları altında 25 ile 175 cGy ışınlama aralığında duyarlılığı doğrusaldır. ¹⁴



Şekil 3.9: Kodak EDR 2 film doz eğrisi ¹⁴

3.1.10. UMAX

Umax optik 400 dpi ve yazılımla 1600 dpi görüntü sağlayabilen bir tarayıcıdır. A3 kağıt ebadına sahip olan cihazın bilgisayar ile bağlantısı SCSI ile yapılır. Kamera karşısında eşzamanlı olarak hareket eden ışık kaynağı bulunmaktadır. Bu da film taraması yapabilme özelliğini sağlar. Siyah – beyaz 12 bit, renkli 32 bit tarama yapabilir.¹⁶



Şekil 3.10: UMAX marka tarayıcı¹⁶

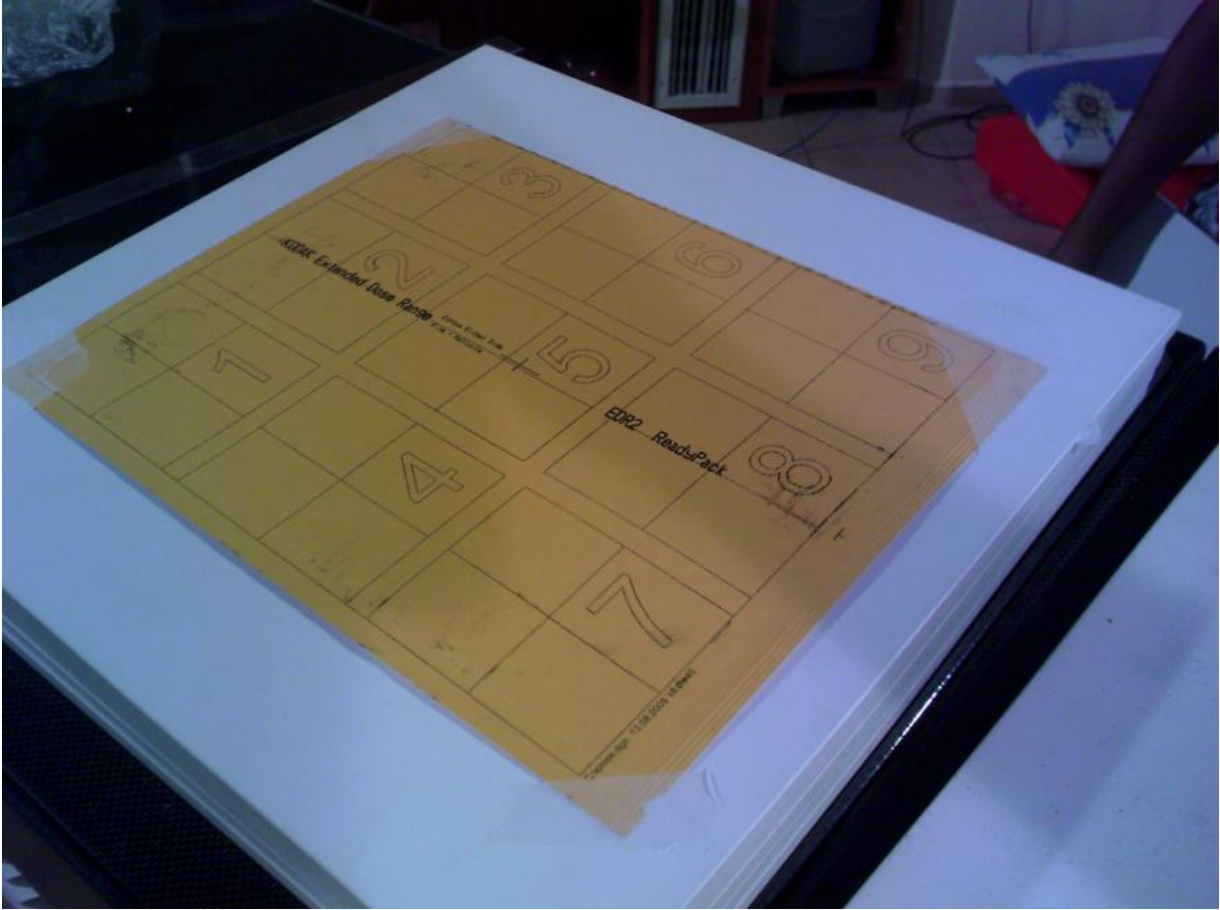
3.2. YÖNTEMLER

Dozimetre işlemi için iki adet planlama yapılmıştır. Planlamaların ışın geometrileri aynıdır. Farklı olan tek özellikleri fraksiyon dozlarıdır. Doz değeri filmlerin film – doz eğrileri ve doygunluğa ulaştıkları doz değerleri dikkate alınarak belirlenmiştir. Kodak X – OMAT V filmi için hazırlanan planın doz değeri 36 cGy, Kodak EDR2 için hazırlanan planın doz değeri 150 cGy olarak belirlenmiştir. Planlamalar 6 MV – X enerjide hazırlanmıştır. Hazırlanan planlamada alan boyutları

7cm x 7cm olan ve gantry açıları 0° , 180° , 60° , 300° olan 4 adet ışın sahası kullanılmıştır.

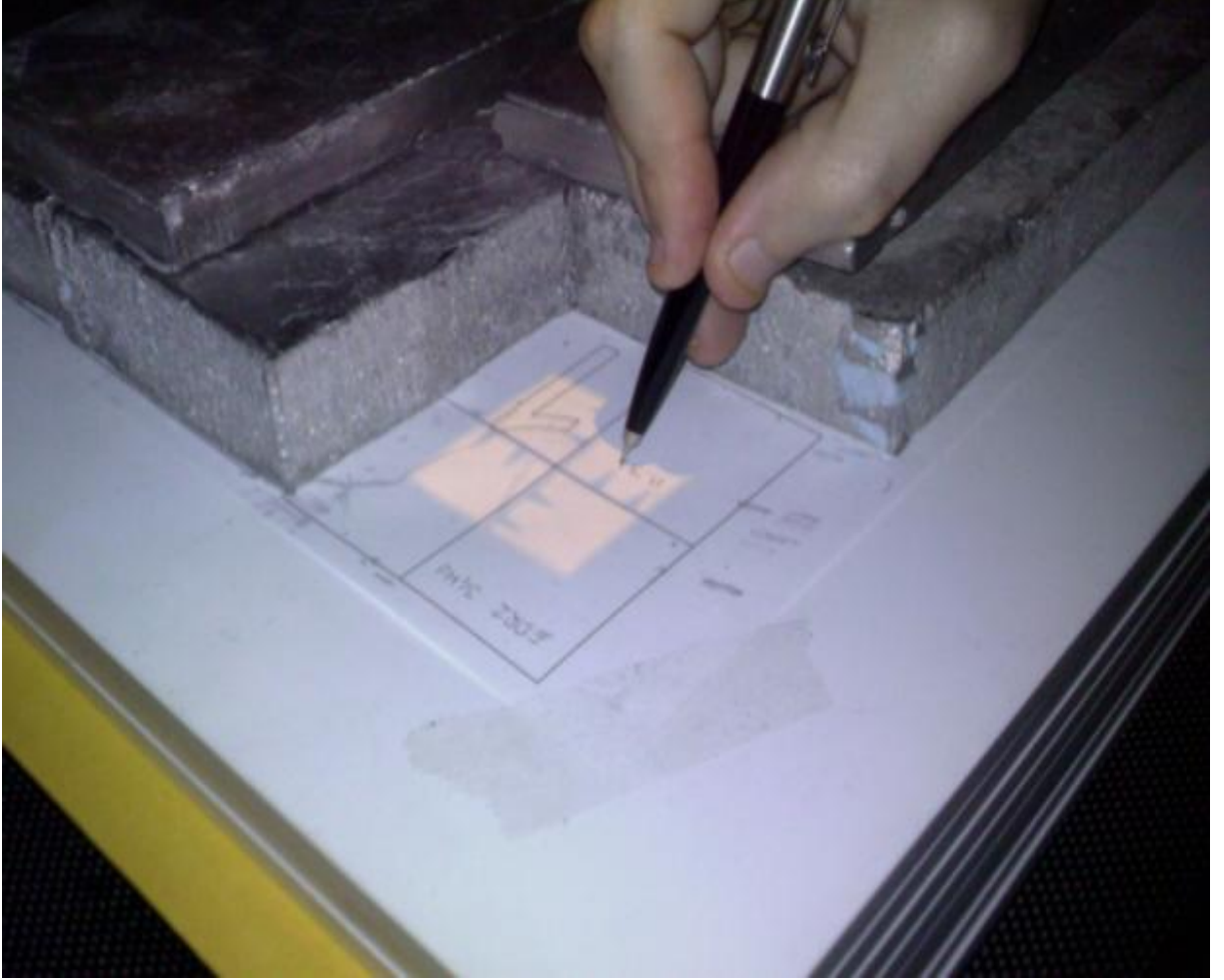
3.2.1. Film Dozimetresi

Film dozimetresi sonucunu etkileyebilecek faktörlere dikkat ederek çalışmaya kalibrasyon filmi oluşturularak başlandı. Kullanılan filmin doz ve optik yoğunluk özelliklerinden yararlanarak kalibrasyon dozları belirlendi. EDR2 film için maksimum doz değeri 180 cGy ve X – Omat V filmi içinse 50 cGy olarak doz değerleri belirlendi ve toplam 9 (Tablo 4.1 – Tablo 4.2) adet farklı ölçüm dozu kararlaştırıldı. Filmler için doz değerleri belirlenirken doz kararlılık eğrileri göz önünde bulunduruldu.



Şekil 3.11: Kalibrasyon filminin oluşturulması

Kalibrasyon filminin hazırlanması sırasında önemli faktörlerden biri de ışınlama sırasında ışın alanı dışında kalan kısmın korunması ve doz almasının önlenmesidir. Bu amaçla ışına maruz kalacak alanın dışında kalan bölgenin saçılan dozlardan daha az etkilenmesi amacı ile kare ve dikdörtgen şekillerde bloklar döküldü. Film tabakası 5 x 5 olacak şekilde dokuz eşit kareye ayrıldı ve her karenin merkezleri işaretlendi. Filmin üzerine karışıklığı önlemek amacı ile 1 ile 9 arasında numaralandırıldı. Her numaraya karşılık gelen doz değeri ışınlama sırasındaki hatayı ortadan kaldırmak amacı ile numaraların yanına yazıldı. En düşük doz değeri 1'e, en yüksek doz değeri 9'a karşılık gelecek şekilde ışınlama işlemine başlandı. Işınlama işlemi sırasında film 3 cm derinliğe yerleştirildi. Belirlenen doz değerleri için $d = 3$ cm ve 5 x 5 alan değerleri kullanılarak 6 MV – X enerjide MU değerleri hesaplandı (Hesaplanan MU değerleri tam sayılara yuvarlandı ve yuvarlanan değerlerden ters işlem yapılarak cGy cinsinden doz değerleri tekrar hesaplandı.). Hızlandırıcıya alan boyutları (5 x 5) ve hesaplama sonucunda elde edilen MU değerleri girildi. Işınlama işlemine ilk olarak 1 numaralı alanın merkezi oturtularak ve MU değeri girilerek başlandı. Bu işlemi her alan için alan merkezleri ışık alan merkezine oturtularak toplam 9 kez tekrarlandı. Bu aşamada ışınlanmayan alanların korunması amacı ile hazırlanan bloklar kullanıldı. Koruma blokları yer değiştirilerek filmde 9 farklı bölgede işlem tekrarlandı. Işınlama işlemi sonra erdikten sonra kalibrasyon filmi kalite kontrol filmi ile birlikte banyo edilmek üzere dışarı alındı. Yapılan ölçümler sırasında zaman kazanmak amacı ile setup değiştirilmeden kalibrasyon filmleri ardı ardına tamamlandı. Filme verilen dozları doğrulamak amacı ile kalibrasyon filmi çekiminden sonra katı fantom yardımı ile filmin konulduğu derinlik ve alan boyutları kullanılarak belirlenen doz değerlerinin dozimetrik kontrolü yapıldı.



Şekil 3.12: Kalibrasyon filmi çekimi sırasında alan merkezinin alan ışığının merkezi ile çakıştırılmıştır



Şekil 3.13: Kalibrasyon filmi çekimi sırasında filmin ışınlanan alanı dışında kalan bölgeler korunmuştur.

Film dozimetre işleminin ikinci aşamasında katı fantomlar kaldırılıp rando fantom ile yapılacak film dozimetresi için setup hazırlandı. Setup işlemine planın izosentir noktasının olduğu kesite film yerleştirilerek başlandı. Rando fantomun konulduğu düzenek masa üzerine yerleştirildi ve paralelliği entegre su terazisi ile kontrol edildikten sonra üzerine rando fantom konuldu. Rando fantom üzerinde çalışılan planın merkezi ışık alanının merkezi ile karşılaştırılarak masada konumlandırıldı. Setup işleminin doğru yapılabilmesi için, bir başka ifade ile rando fantomun düzgün olarak konumlandırılabilmesi amacı ile işlem sırasında lazerlerden de yararlanılarak ikinci kez setup kontrolü de yapıldı. Ayrıca masa ile paralel yerleştirilmesine de dikkat edildi. Son olarak planlama sisteminden elde edilen SSD değerine göre masa yüksekliği ayarlandı. Işınlama öncesindeki gerekli hazırlıklar tamamlandıktan sonra planlamadan elde edilen MU değerleri cihaza girilerek deney

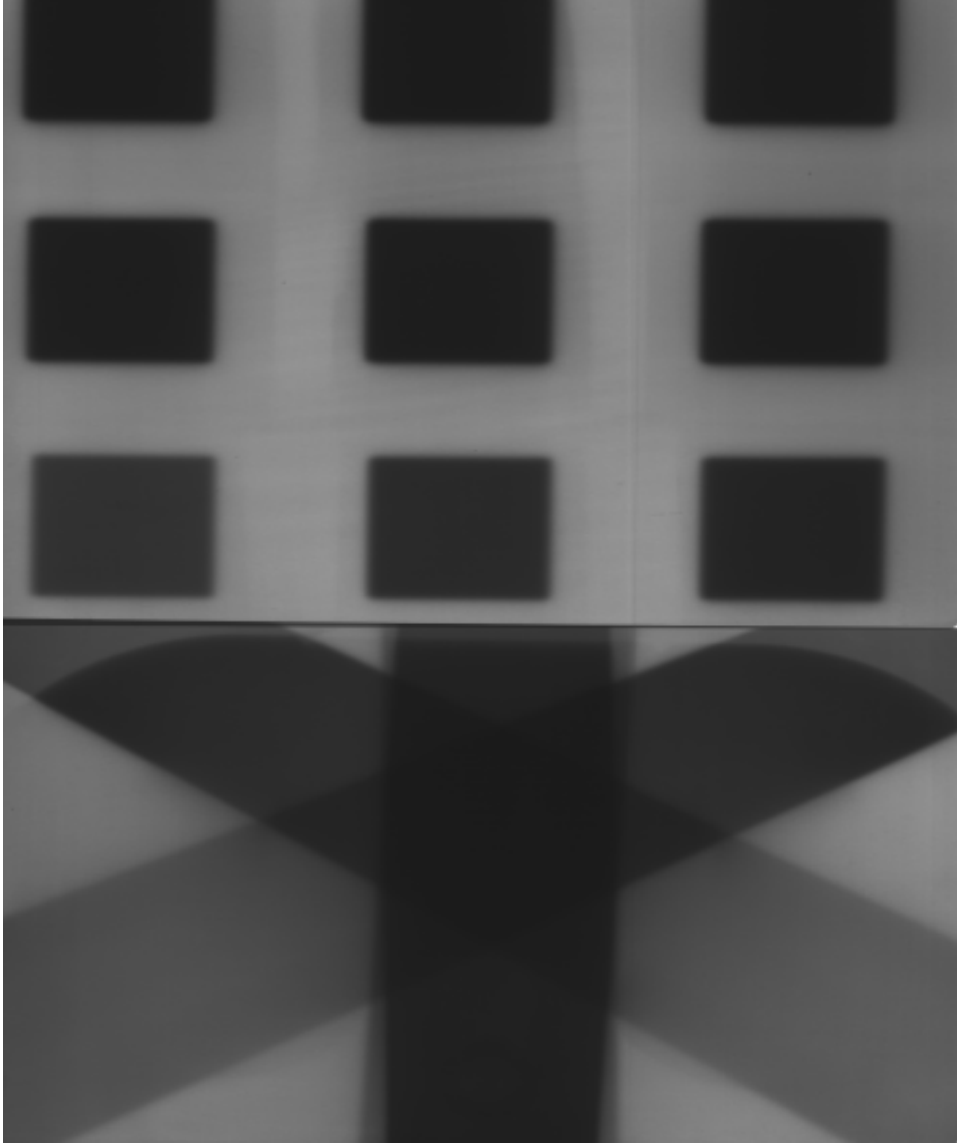
tamamlandı. Bu işlem her iki film içinde gerçekleştirilerek deneyin ikinci aşaması da tamamlandı.



Şekil 3.14: Film dozimetresi için rando fantoma film şekilde görüldüğü gibi yerleştirilmiştir

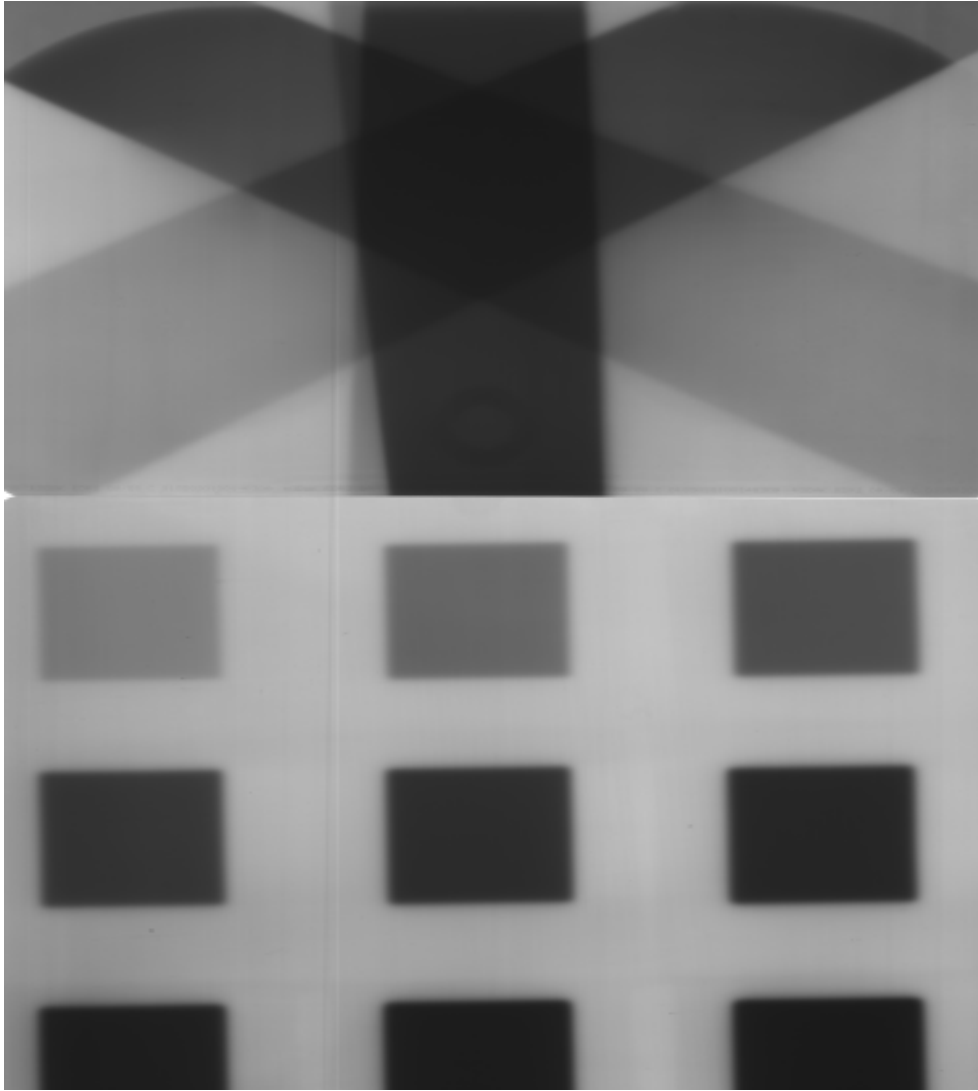
Deneyin üçüncü aşamasında elde edilen kalibrasyon ve kalite kontrol için rando fantomda ışınlanan filimler banyo edildi. Fakat film dozimetresinde en önemli kısımlardan biri olan banyo işlemi içinde bazı ön hazırlıklar yapılması gerekmektedir. Banyo işlemi sırasında bazı parametreler çok önemlidir. Banyo cihazının, banyo işleminin süresi, banyoda bulunan fixer ve developer kimyasallarının kalitesi ve saflığı gibi şeyler bu parametrelere örnek verilebilir. Çalışma sırasında hata oranının azaltılması amacı ile banyo cihazının kontrolleri çalışma sıcaklığı ve kimyasalların

yeni olması dikkate alınmıştır. Bunun yanında karanlık odanın kalite kontrol de yapılmalıdır. Çekilen filmler banyo edilmeden önce boş film atılarak cihazın çalışması kontrol edilmiştir. Gerekli önlemlerin alınmasından sonra çekilen filmler aynı koşullarda banyo edilmesi amacı ile ardı ardına banyo makinesine atılmıştır. Filmlerin karışmasını önlemek için banyo ediliş sıraları not edilmiştir ve böylelikle deneyin üçüncü aşaması tamamlanmıştır.



Şekil 3.15: Kodak X – OMATV filmi için çekilen kalibrasyon ve kalite kontrol filmi

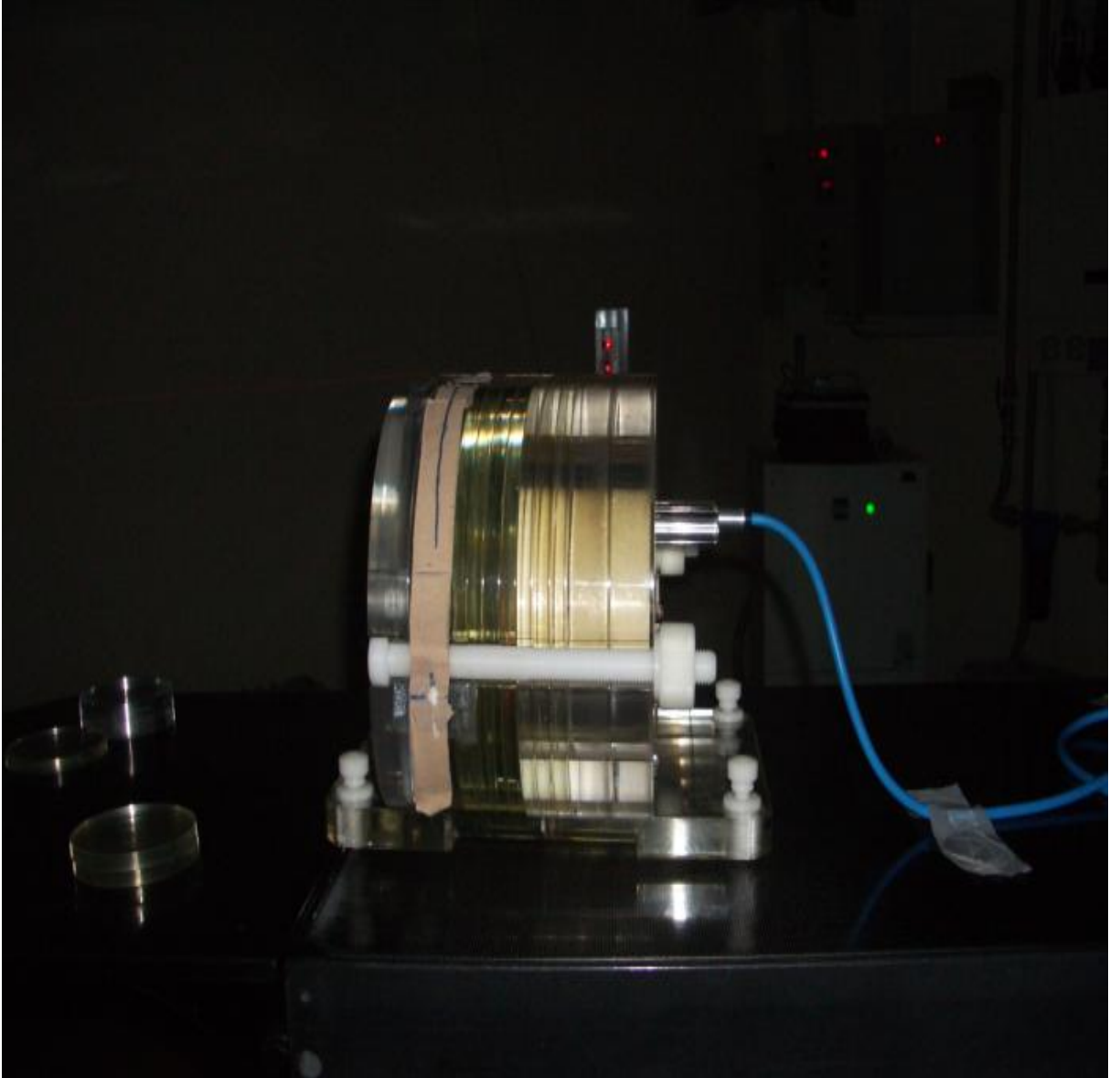
Dördüncü aşamada filmlerin taranma işlemi bulunmaktadır. Filmlerin doz değerlendirilmeleri için yapılacak son aşama filmlerin tarayıcı ile taranarak oluşan resimlerin “bmp” resim formatında kayıt edilmesidir. Kullanılan tarayıcının çözünürlüğünün yeterli olması gerekmektedir. Tarayıcıda gerekli hazırlıklar yapıldıktan sonra kalibrasyon filmi ve kalite kontrol filmi aynı anda taranmıştır. Tarama işleminin sona ermesi ile birlikte deneyin ön hazırlık kısmı bitirilmiştir ve değerlendirmek yapılmak üzere “bmp” resim formatındaki görüntüler TPS bilgisayarına aktarılmıştır.



Şekil 3.16: Kodak EDR2 filmi için çekilen kalibrasyon ve kalite kontrol filmi

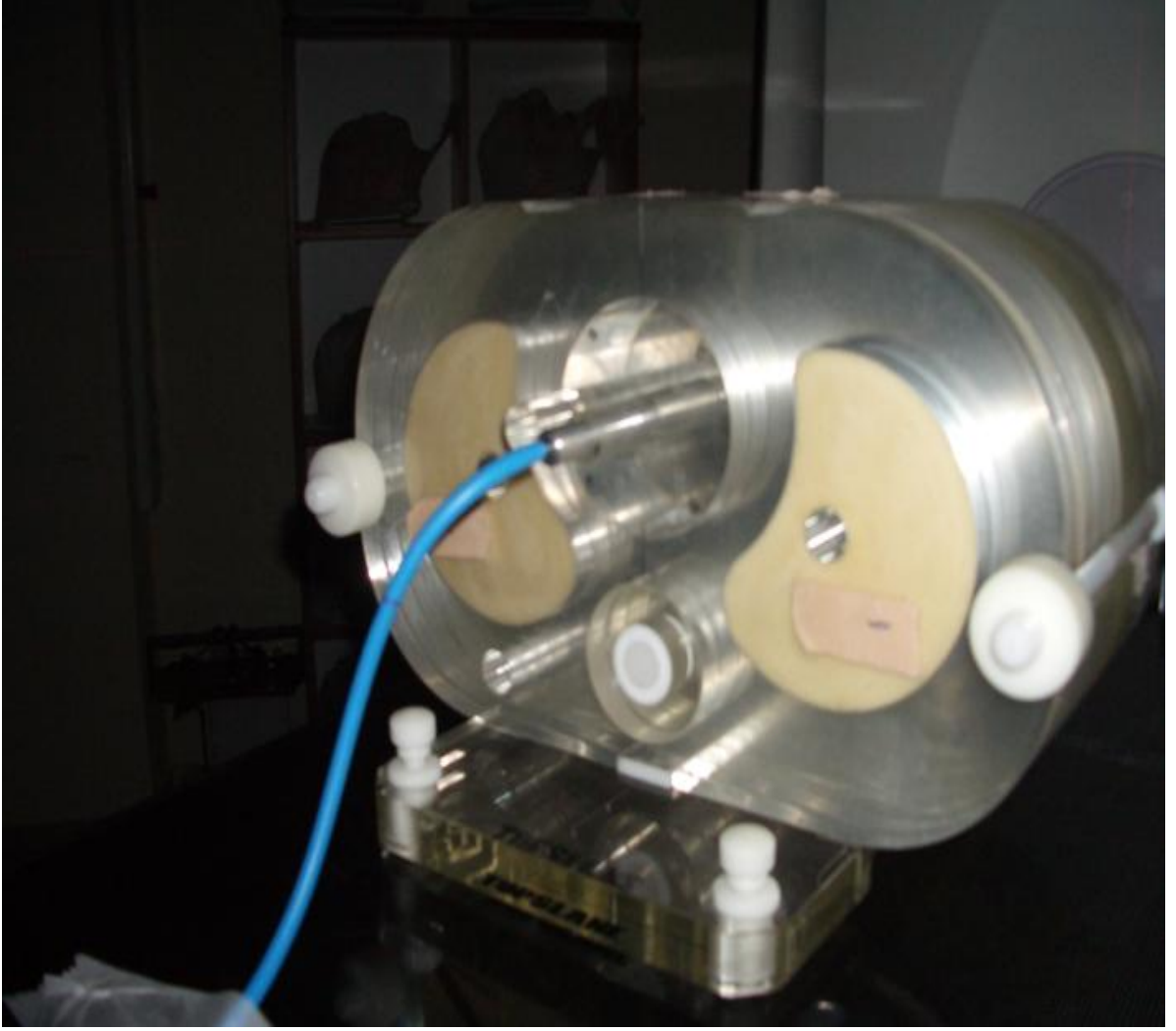
3.2.2. İyon Odası İle Yapılan Ölçümler

Yapılan deneyin ikinci aşaması iyon odası ile yapılan ölçümlerden oluşmaktadır. Bu kısım planlamanın dozimetrik kontrolünün yapılması için önemli bir aşamadır ve iyon odası ile noktasal ölçümler alma işlemine dayanır.



Şekil 3.17: Setup sırasında lazerlerden de yararlanılmıştır

Kalibrasyonu yapılmış olan bir elektrometre, iyon odası ve uzatma kablosundan oluşan dozimetre sistemi kullanılmıştır.



Şekil 3.18: İyon odası ile yapılan ölçüm sırasındaki fantom görüntüsü

Ölçüm işlemine dozimetre sisteminin kurulması ile başlandı. Dozimetre kurulmasının bitmesi ile rando fantomun setup işlemi yapıldı. Setup için planlamadan alınan alan ve SSD değerleri dikkate alındı. Fantomun düzgün olarak yerleştirilmesi için lazer sistemi de kullanılmıştır.



Şekil 3.19: Elektrometre ve Primus kontrol deski

Ölçüm için gerekli hazırlıklar yapıldıktan sonra elektrometre çalıştırıldı ve sıfırlama işlemi yapıldı. Sıfırlama işleminden sonra üst üste birkaç ölçüm alınarak dozimetre sisteminin kararlılığı izlendi. Ölçüm sonuçları kararlı duruma gelmesi sonucunda deney aşamasına geçildi. Ölçüm alınması sırasında iyon odası planlamanın izosentir noktasına yerleştirildi. Bir tanesi izosentir noktası olmak koşulu ile toplam 4 farklı noktadan ölçüm alındı (Tablo 4.3). Planlamadan alınan değerler cihaza girilerek ışınlama işlemi başlatıldı. Işınlama sonucunda alınan değerler kaydedildi. Hata olasılığını azaltmak için aynı nokta için toplam 5 ölçüm alındı. Belirlenen ilk ölçüm noktası için yapılan ölçümün sona ermesi ile iyon odası ikinci ölçüm noktasına yerleştirildi. İkinci ölçüm noktası için de işlem beş kez tekrarlandı. Yapılan işlemler diğer ölçüm noktaları için de tekrarlanarak ilk planlama için ölçümler tamamlandı.



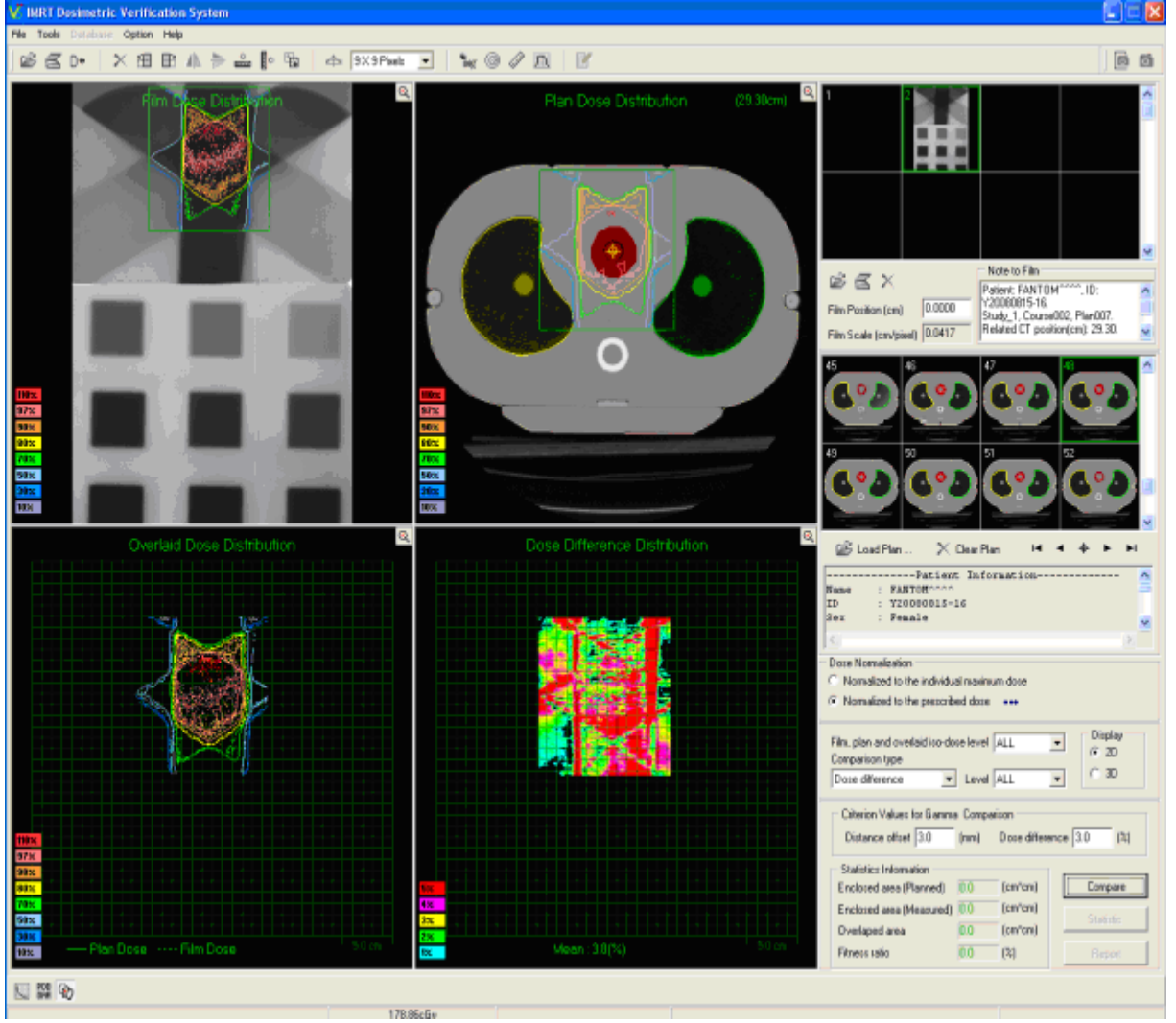
Şekil 3.20: Primus ve fantomun setup sonrası görünümü

İlk planlama için alınan ölçümlerin bitmesi sonucunda ikinci planlamadan elde edilen değerler hızlandırıcıya girildi ve iyon odası ilk ölçüm noktasına yerleştirildi. Yukarıda belirtildiği gibi 5 ölçüm alındı. Aynı işlem diğer ölçüm noktaları için de tekrarlandı (Tablo 4.4).

Alınan bütün verilerin kaydedilmesi sonucunda deney düzeneği toparlanarak deneyin ikinci aşaması da bitirildi.

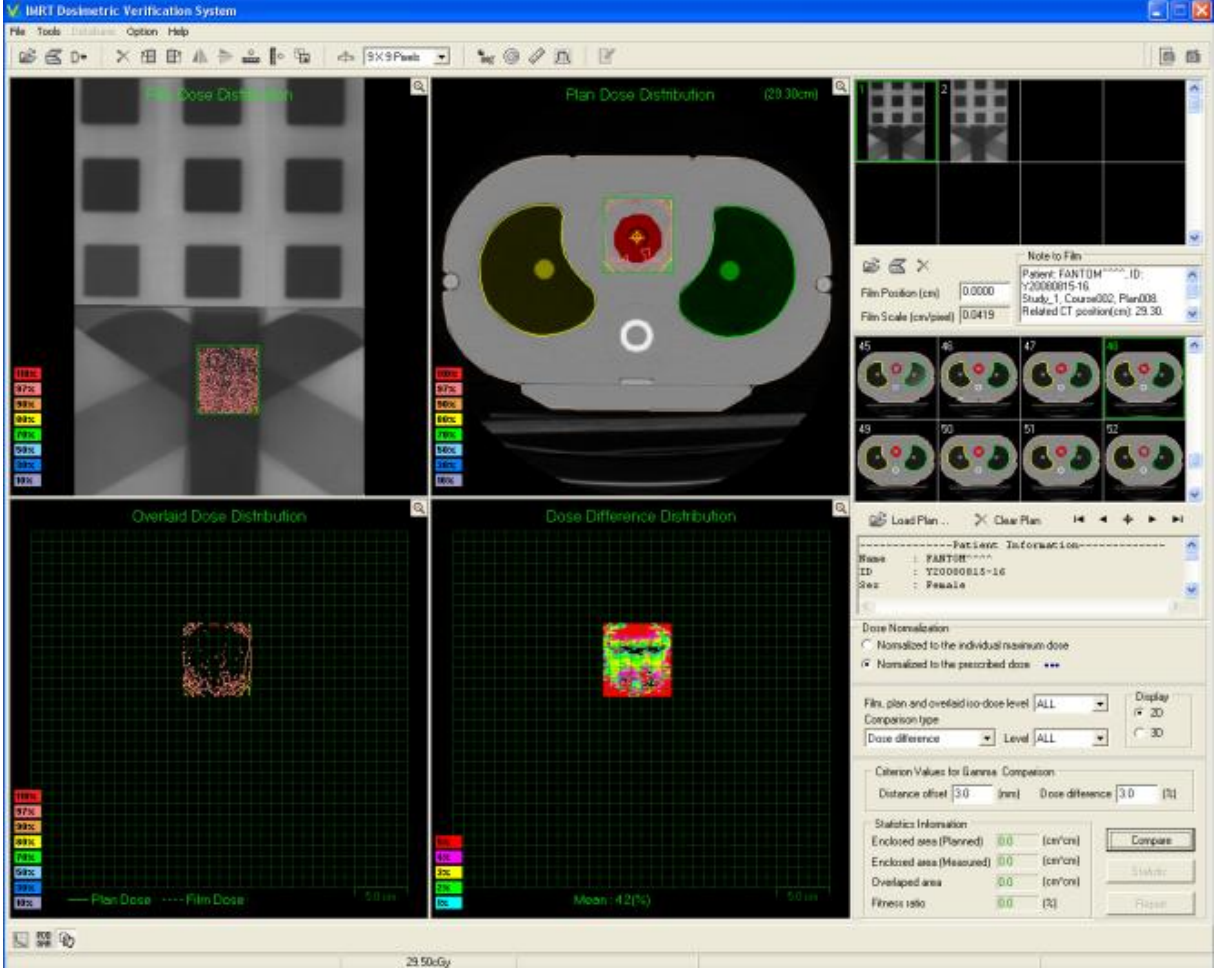
4. BULGULAR

Film dozimetresinin sonucunda Kodak EDR 2 ve Kodak X – OMATV ile yapılan dozimetre sonuçları aşağıda verilmektedir. Film değerlendirmesi “Topslane Verify” programından alınmıştır.



Şekil 4.1 : Kodak EDR2 filmi için plan değerlendirme görüntüsü

Değerlendirme sonucunda Kodak EDR 2 filmi için ortalama hata oranı $\pm\%$ 3.8 olarak bulunmuştur.



Şekil 4.2 : Kodak X – OMATV filmi için plan değerlendirme görüntüsü

Kodak X – OMATV filmi için yapılan değerlendirme sonucunda ortalama hata oranı $\pm\% 4.2$ olarak bulunmuştur.

Şekilde kırmızı olarak görülen kısımlardaki hata % 5, mor kısımlar için % 4, sarı kısımlar için % 3, yeşil kısımlar için % 2, açık mavi kısımlar için % 1 olarak tanımlanmıştır.

Altta bulunan tablolardaki (Tablo 4.1 – Tablo 4.2) MU değerleri 5 x 5 alan boyutu ve d = 3 cm derinlik için 6 MV-X enerjide hesaplanmıştır. Bu değerler için alan düzeltme faktörü 0,918 ve %DD = % 93 olarak tablolardan elde edilmiştir.

ALAN	DOZ (cGy)	MU	VERİLEN MU	KALİBRASYON DOZU (cGy)
1	20	23,43	23	19,53
2	40	46,85	47	47.12
3	60	70,38	70	59,85
4	80	93,7	94	80,27
5	100	117,13	117	99,89
6	120	140,56	141	120,38
7	140	163,98	164	140,01
8	160	187,41	187	159,65
9	180	210,84	211	180,14

Tablo 4.1 : Kodak EDR2 filmi için hesaplanan MU ve kalibrasyon filmi için girilen doz değerleri

ALAN	DOZ (cGy)	MU	VERİLEN MU	KALİBRASYON DOZU (cGy)
1	10	11,71	12	10,25
2	15	17,76	18	15,20
3	20	23,40	23	19,66
4	25	29,23	29	24,80
5	30	35,14	35	29,88
6	35	40,99	41	35,01
7	40	46,85	47	40,13
8	45	52,71	53	45,25
9	50	58,56	59	50,38

Tablo 4.2 : Kodak X – OMATV filmi için hesaplanan MU ve kalibrasyon filmi için girilen doz değerleri

Yukarıdaki iki tabloda (Tablo 4.1 ve Tablo 4.2) filmler için seçilen doz değerleri için ilk olarak MU değerleri hesaplanmıştır. Hesaplamalar sonucunda çıkan MU değerleri ondalıklı olması nedeni ile tam sayılara yuvarlanarak cihaza girilmiştir.

Verilerin değerlendirilmesi sırasında kalibrasyon filmleri için girilen doz değerleri için ters hesaplama yapılarak tekrar doz değerleri hesaplanmıştır. Kalibrasyon filmindeki her optik yoğunluğa karşılık gelen doz değerler ters hesap sonucu bulunan değerler olarak girilmiştir.

	Iso001 (cGy)	POI001 (cGy)	POI002 (cGy)	POI003 (cGy)
1	153,28	104,88	25,1	162,61
2	153,27	104,87	25,02	161,58
3	153,25	104,86	24,98	161,59
4	153,26	104,85	25,02	161,60
5	153,27	104,86	25,99	161,58
ORT	153,27	104,86	25,00	161,59
P.O.D.	150,30	102,83	24,53	158,51
% BAğIL HATA	1,95	1,96	1,91	1,93

Tablo 4.3 : Kodak EDR2 filmi için yapılan planlamanın iyon odası ile alınan farklı noktalardaki ölçüm değerler. Iso001, POI001, POI002, POI003 rando fantomda işaretlenen ölçüm noktalarıdır.

	Iso001 (cGy)	POI001 (cGy)	POI002 (cGy)	POI003 (cGy)
1	36,87	25,26	5,99	38, 59
2	36,88	25,24	5,98	38,61
3	36,91	25,25	6,01	36,62
4	36,90	25,23	6,02	38,64
5	36,89	25,24	5,99	38,62
ORT	36,89	25,24	6,00	38,62
P.O.D.	36,17	24,75	5,88	37,87
% BAĞIL HATA	1,97	1,98	1,99	1,96

Tablo 4.4 : Kodak X – OMATV filmi için yapılan planlamanın iyon odası ile alınan farklı noktalardaki ölçüm değerleri. . Iso001, POI001, POI002, POI003 rando fantomda işaretlenen ölçüm noktalarıdır.

Yukarıda bulunan iki tabloda (Tablo 4.3 ve Tablo 4.4) elektrometre, iyon odası ve uzatma kablosundan oluşan dozimetre sisteminden alınan ölçüm sonuçları ve hesaplama sonucu elde edilen bağıl hata oranları bulunmaktadır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tedavi planlama sisteminde hazırlanan planlamaların kalite kontrolünü yapmak amaçlanmıştır. Bunun için iki farklı değerlendirme yöntemi kullanılmıştır ve elde edilen sonuçlar planlama verileri ile karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonunda elde edilen verilere dayanarak kalite kontrol yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları ele alınmıştır.

Film dozimetresi yapılması sırasında birçok işlem gerçekleştirilir. Bu nedenden dolayı dozimetre aşamasında hata yapılabilecek nokta sayısı oldukça fazladır. İlk olarak kalibrasyon filmi çekim aşamasında ışınlanan alan dışında kalan bölgenin saçılan dozlardan etkilenmemesini sağlamak için koruma işlemini dikkatli yapmak gerekmektedir. Yine kalite kontrol filmi çekimi sırasında rando fantom için yapılan setup sırasında yapılan milimetrik hatalar sonucun çok farklı çıkmasına neden olabilir. Film çekme aşamasında yapılan hatalardan biri de çekilen filmin tedavi odasında unutulması ve ışınlama işlemine devam edilmesi olabilir. Kalibrasyon filmi ve kalite kontrol filmi için belirlenen doz değerlerinin kullanılacak olan filmin karakteristik özelliğine uygun olması gerekir. Yani Kodak X – OMATV filmi için uygulanacak maksimum doz değeri 100 cGy olmalıdır. Eğer ışınlanan film üzerinde bu değeri aşan doz varsa film “sature” olur ve hatalı sonuç elde etmemize neden olabilir. Bu nedenle yapılacak kalite kontrol işlemi için kullanılan filmin karakteristik eğrisi bilinmeli ve hangi doz aralığında lineer cevap alınabildiği dikkate alınmalıdır.

Film dozimetresinin ikinci aşamasını çekilen filmlerin banyo işlemleri oluşturmaktadır. Bu aşamada yapılan yanlışlık ışınlama işleminin tekrarlanmasına ya da değerlendirme sırasında hata miktarının fazla çıkmasına neden olabilir. Bu nedenle banyo cihazının temiz ve solüsyonların yeni hazırlanmış olmasına dikkat edilmelidir. Filmlerin banyo koşullarındaki farklılık kalite kontrol sonuçlarına etki etmemesi için banyo işlemi bütün filmler için aynı anda ve aynı banyo cihazında yapılmalıdır. Banyo aşamasında yapılabilecek hatalardan biri de filmlerin karıştırılmasıdır. Bu hatanın oluşmasını önlemek için filmlerin banyoya atılış sırası not edilmelidir ve/veya filmlerin üzerine değerlendirme sonucuna etki etmeyecek işaretler konulabilir. Banyo

işlemden sonra tarayıcı ile tarama işlemleri arasında filmlerin düzgün muhafaza edilmesi ve yüzeylerinin temiz tutulması önemlidir.

Banyo işleminin bitmesi ile tarama işlemine geçilir. Tarama işlemi sırasında kullanılan tarayıcının kararlılığı önemlidir. Tarayıcı her tarama işlemi sırasında ışığını ilk olarak kalibre eder. Bu nedenle eğer kalibrasyon filmi ve kalite kontrol filmi aynı anda taranmasa farklı koşullarda taranmış olabilir. Yani tarayıcının kalibrasyonu değişmiş olabilir bu nedenle tarama işlemi aynı anda yapılmalıdır. Tarama işlemine geçilmeden önce cam yüzeyinin temiz olup olmadığına bakılmalı ve gerekirse temizleme işlemi uygulanmalıdır.

Kalite kontrol sırasında kullanılan filmler aynı karakteristik yapıya sahip olmalıdır. Bu nedenle kullanılan filmlerin aynı kutudan alınmış olmasına dikkat edilmelidir. Ayrıca kullanılan filmlerin son kullanma tarihleri de kalite kontrolün güvenilirliği için dikkat edilmesi gereken diğer bir unsurdur.

Çalışmanın ikinci aşamasını iyon odası ile alınan ölçümler oluşturmaktadır. Ölçüm sırasında dikkat edilmesi gereken konular bulunmaktadır. Setup yapılması sırasında lazerlerden yararlanılmıştır. Bu nedenle lazerlerin kontrolü deney aşamasından önce yapılmalı ve düzgünlüğü sağlanmalıdır. Rando fantomun yerleştirildiği "base" ile masanın paralelliği su terazisi yardımı ile sağlanmalıdır. Rando fantomun kesitleri arsında hava boşluğunun bulunmamasına ve bütün parçalarının eksiksiz yerleştirildiğine dikkat edilmelidir. Yine rando fantomun ışınlanması sırasında ve BT çekimi sırasında aynı şekilde setup yapılması önemlidir.

Rando fantomun setup aşamasından sonra kullanılacak olan iyon odası ve elektrometre hazırlanır. İyon odasının konulduğu bölümlere yerleştirilmesi sırasında dikkat edilmeli ve hava boşluğu olup olmadığına bakılmalıdır. Elektrometre ölçüm alınmadan önce kalibrasyonu yapılmalıdır. Alınan ölçümler stabil olana kadar değerler dikkate alınmamalıdır. Uzatma kablosunun sağlamlığı kontrol edilmelidir.

Shi C. ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; EDR2 filminin birçok merkezde YART kalite kontrolü için iki boyutlu doz dağılımının değerlendirme amacı ile kullanıldığı söylenmektedir. Yapılan çalışmada 50 hasta için planlamalarının kalite kontrolleri film dozimetresi ile yapılmıştır. Çalışma sonucunda film dozimetresindeki belirsizliğin maksimum % 3 olduğu bulunmuştur. Ayrıca film dozimetresinin yanında iyon odası ile noktasal ölçümler olarak da kalite kontrol testlerinin yapılabileceği vurgulanmıştır.¹⁷ Tarafımızdan yapılan çalışma sonuçları Chengyu Shi ve gurubu tarafından yapılan sonuçlar uyumludur.

Kuloğlu M. tarafından yapılan çalışmada lineer hızlandırıcı ve kobalt – 60 cihazında iyon odası ile ölçümler alınmış ve ölçüm sonuçları ve tedavi planlama sisteminden alınan veriler karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda aradaki fark $\pm\%3$ olarak bulunmuştur. Bu sonuca bakılarak tarafımızdan yapılan çalışma ile uyumlu olduğu gözlenmiştir.¹⁸

Kodak EDR2 film doz ölçüm aralığının daha yüksek olması açısından kalite kontrol uygulamalarında Kodak XV2 filmleriyle karşılaştırıldığında üstünlük sağlamıştır. Bu çalışmanın, YART tekniğinin kalite kontrol ölçümlerinde Kodak EDR2 film kullanılmasının uygun olacağını göstermesi açısından kliniğe katkıda bulunulacağı düşünülmektedir.¹¹ Nazlı Defne KARADAĞ tarafından yapılan bu çalışma ile Kodak EDR2 filminin kalite kontrol çalışmalarında kullanılabileceği vurgulanmıştır.

Tangboongjit P. ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada XV ve EDR2 filmleri kullanılmıştır. Çalışmada YART planının dozlarını ölçmek için EDR2 üstün olduğu gözlenmiştir. Ayrıca film ile göreceli doz ölçümünün de yapılabileceği belirtilmiştir. Ölçüm sonucu $\pm\%2$ olarak ölçülmüştür.¹⁹ Yaptığımız çalışmada EDR2 ve X – OMATV filmleri kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar ile EDR2 filminin dozimetrik değerlendirme için avantajlı olduğunu göstermiştir. EDR2 filminin X – OMATV filmine göre tek dezavantajı maliyetidir. Yukarıdaki çalışma da EDR2 filminin uygun olduğu belirtilmiştir.

ALKAN N. Ö. tarafından yapılan çalışmada kranium ışınlamalarında film dozimetresi sonuçları $\pm\%2$, akciğer ışınlamasında ise $\pm\%5$ olarak bulmuştur. Çalışmada Kodak ERD2 film kullanılmıştır ve çalışma rando fantomda yapılmıştır.²⁰ Çalışma sonuçları ile tarafımızdan yapılan çalışma ile uyumluluklar göstermektedir.

Yapılan çalışma tedavi planlama sisteminin kalite kontrolü yapılırken kullanılan yöntemlerden ikisi olan film dozimetresi ve iyon odası ile yapılan noktasal ölçülmeden oluşmaktadır. Bu çalışma sonucunda iyon odası ile yapılan ölçüm sonuçları ve TPS tarafından alınan veriler arasındaki hata oranının film dozimetresine göre daha az olduğunu göstermiştir. Bunun nedeni film dozimetresi işlemi sırasında birçok aşama, araç kullanılması ve her aşamada yapılan hata oranlarının toplamı sonucu toplam hatanın daha yüksek çıkmasıdır. Fakat film dozimetresinin de avantajı plan değerlendirmesinin iki boyutlu olarak tüm ışın alanını kapsayacak şekilde elde edilmesi olarak verebiliriz. Yani amaç izodoz eğrilerini gözlemlemek ve bölgesel değerlendirme yapmaksa film dozimetresi daha avantajlı bir konuma sahiptir. Yine film maliyet açısından iyon odası ve elektrometre maliyetlerine göre daha azdır. Yapılan çalışma sırasında süre açısından avantajlı olan dozimetre yöntemi iyon odası ile alınan ölçümler olarak gözlemlenmiştir. Bu da klinik çalışma sürecinde büyük bir avantaj oluşturmaktadır. Film dozimetre işlemi sırasında yapılan ışınlama, banyo işlemleri, tarama ve değerlendirme işlemleri sırasında harcanan toplam süre diğer dozimetre işlemine göre çok daha fazla süre almaktadır. Ancak sonuç olarak yapılan iki dozimetre işleminin birbirini tamamlar nitelikte oldukları ve TPS' de hastalar için hazırlanan her plan için uygulama öncesi yapılması gerektiği vurgulanmalıdır.

6. SONUÇ

Tedavi planlama sistemlerinin geliştirilmesi, iki ve üç boyutlu planlamaların yapılması ve son zamanlarda uygulanmaya başlanan YART gibi yeni tedavi yöntemleri kalite kontrol amacı ile yapılan dozimetrelerin önemini bir kez daha ortaya koymuştur. Tedavi yöntemlerinin gelişmesinin yanında tedavi kalitesini korumak da önemlidir. Yani tedavinin başarısı yapılan planın doğru uygulanması ile doğru orantılıdır. Yapılan çalışmada iki farklı dozimetre yöntemi ele alınmış ve ölçümler alınmıştır. Dozimetre yöntemlerinin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlı olduğu noktalar gözlemlenmiş ve bunlar tartışma kısmında vurgulanmıştır

Film dozimetresi için kullanılan iki farklı özelliğe sahip filmler arasında Kodak EDR2 olan filmin dozimetre işlemi sırasında daha avantajlı olduğu belirlenmiştir. EDR2 filmine ait karakteristik eğrinin yüksek dozlar için lineer olması ve radikal dozlar için kullanılabilir olması daha doğru değerlendirme şansını doğurur. Kodak XOMAT V filminin daha düşük dozlarda "satüre" olması değerlendirme sırasında hatalara neden olabilir. Kodak EDR2 film ile yapılan dozimetre işlemi sonucunda elde edilen sonuç ile TPS arasındaki belirsizlik ortalama $\pm\%$ 3,8 olarak bulunmuştur. Kodak XOMAT V filmi ile yapılan dozimetre işlemi sonucundaki belirsizlik ise ortalama $\pm\%$ 4,2 olarak bulunmuştur. Kodak XOMAT V filminin daha düşük dozlarda kullanılabilir olması sonucunda yapılabilecek çok düşük doz hatalarının sonuçta daha büyük hata oranı oluşturabileceği de önemli bir noktadır.

İyon odası ile yapılan noktasal ölçümler için 4 farklı ölçüm noktası seçildi. Seçilen her ölçüm noktası için 5 adet ölçüm alınarak ortalaması bulundu ve planlamadan elde edilen değerlerle karşılaştırıldı. Karşılaştırmalar sonucunda bağlı hata en düşük $\%$ 1,91, en yüksek $\%$ 1,99 olarak bulunmuştur.

Sonuç olarak çalışmada iki farklı dozimetre yöntemi kullanılmış ve değerlendirmeler yapılmıştır. Değerlendirme sonucunda mutlak ölçüm almanın önemli olduğu zaman iyon odası kullanılması, iki boyutlu izodoz değerlendirmesi istenildiğinde ise film dozimetresinin daha avantajlı olduğunu söyleyebiliriz. Ancak

planlamanın tam olarak kalite kontrolünün yapılabilmesi için aynı anda iki yöntemin de uygulanması gerektiği gözlenmiştir. Bu şekilde dozimetre yöntemleri birbirini tamamlar ve daha doğru sonuçlar elde edilir. Değerlendirmeler; her hasta planı için ayrı ayrı yapılmalıdır. Böylece tedavinin kalitesi arttırılır ve daha başarılı sonuçlar elde edilir.

7. KAYNAKLAR :

- 1. Altunay A, Radyoterapide kullanılan dar koruma blokları altındaki doz dağılımları. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği AD, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2004**
- 2. Nalça M, Bilgisayarlı üç boyutlu tedavi planlama sisteminin larinks kanseri olan bir hasta üzerinde değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi AD, Uzmanlık Tezi, Ankara, 1993**
- 3. Barlaz S, Meme kanserinde internal mammary lenf nodu zincirinin elektron, foton ve misset elektron – foton tedavilerinin doz dağılımlarının ve doz hacim histogramlarının karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği AD, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2005**
- 4. Khan F.M, The physics of radiation therapy, third edition, 2003, 42-46**
- 5. Khan F.M, Treatment Planning in Radiation Oncology, second edition, 2007, 127**
- 6. ICRU ((International Commission on Radiation and Measurements) 62, 1999**
- 7. ICRU ((International Commission on Radiation and Measurements) 50, 1993**
- 8. Konez O, Radyoloji Fiziği , Nobel tıp kitap evi, 1998**
- 9. www.healthcare.philips.com, Nisan 2008**

10. Baş H, Sterotaktik radyocerrahi için küçük alanlarda 6 MV foton dozimetrisi. Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği AD, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2005
11. KARADAĞ N.D, İki farklı enerjide KODAK – EDR2 ve X – OMAT V2 filmlerinin karakteristik özelliklerinin incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Fiziği Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2006
12. <http://w1.siemens.com/entry/cc/en/>, Haziran 2008
13. <http://www.topslane.com.cn>, Haziran 2008
14. www.ptw.de, Haziran 2008
15. www.kodak.com/go/oncology, Mayıs 2008
16. <http://www.umax-europe.com/>, Temmuz 2008
17. Shi C, Papanikolaou N, Yan Y, Weng X. ve arkadaşları, Analysis of the sources of uncertainty for EDR2 film-based IMRT quality assurance, JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 7, NUMBER 2, SPRING 2006, 2, 7
18. Kuloğlu M, Tedavi planlamalarında farklı kalite kontrol protokollerinin uygulanması ve karşılaştırılması, Ankara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği AD, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2004

19. Tangboonduangjit P, Metcalfe P, Butson M, Quach K.Y ve arkadaşları, Matchline dosimetry in step and shoot IMRT fields : a film study, Department of Engineering Physics, University of Wollongong ve Illawarra Cancer Care Centre, Wollongong, NSW, Australia, 2004, 42, 287-292

20. ALKAN N.Ö, Homojen olmayan vücut yapıları için, üç boyutlu tedavi planlama algoritmalarının doğruluklarının dozimetrik olarak karşılaştırılması, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2006

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

Tarih ve Sayı: 18.02.2008/ 80

Etik Kurul Üyeleri

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI
Prof.Dr.Tunç ALKIN
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR
Doç.Dr.Ayça Arzu SAYINER
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK
Doç.Dr.Mustafa SEÇİL
Doç.Dr.Murat DUMAN
Doç.Dr.Güven ASLAN
Yardı.Doç.Dr.Murat ÖRMEN
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN
Yerine Karşı

Etik Kurul Başkanı

Prof.Dr.Taner ÇAMSARI

Etik Kurul Sekreteri

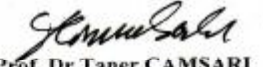
Hatice İGCI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 14 Şubat 2008 tarih ve 25/04/2008 no.lu toplantısında; 38/2008 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü Öğretim Üyelerinden Prof.Dr.Münir KINAY'ın proje yöneticisi, Çağlar KELEŞ'in sorumlusu olduğu "Tedavi planlama sisteminden elde edilen dozimetrik parametrelerin rando fantom kullanılarak 2 farklı dozimetrik yöntem ile değerlendirilmesi" isimli projenin uygulanmasında etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.


Prof. Dr.Taner ÇAMSARI
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları
Etik Kurul Başkanı

Tel: 0232 412 22 54