

T1492

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

<sup>60</sup>Co KAYNAKLI YÜKSEK ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNE DUYARLI  
FİLMLERDEN DENSİTOMETRİK TEKNİK İLE  
TÜMÖR DOZUNUN BELİRLENMESİ

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
MERKEZ KÜTÜPHANESİ

Adem Ünal KIZILDAĞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

2004

**$^{60}\text{Co}$  KAYNAKLI YÜKSEK ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNE DUYARLI  
FİLMLERDEN DENSİTOMETRİK TEKNİK İLE  
TÜMÖR DOZUNUN BELİRLENMESİ**

**Adem Ünal KIZILDAĞ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI**

Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından  
2003.02.0121.029 no'lu yüksek lisans tez projesi kapsamında desteklenmiştir.

**2004**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

<sup>60</sup>CO KAYNAKLI YÜKSEK ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNE DUYARLI  
FİMLERDEN DENSİTOMETRİK TEKNİK İLE  
TÜMÖR DOZUNUN BELİRLENMESİ

Adem Ünal KIZILDAĞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

Bu tez 17/9/2004 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından dokuzbeş (95) not takdir edilerek oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

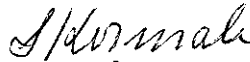
Yrd.Doç Dr Şerafettin YALTKAYA (Danışman)

Tıbbi Fiz.Dr Nina TUNÇEL (İkinci Danışman)

Prof Dr Nuri Ünal

Prof.Dr. Suphi Kormalı

Prof Dr Piraye Yargıçoğlu



## ÖNSÖZ

Radyoterapide, istenilen dozun tam ve doğrulukla tanımlanan bölgeye (hedef hacim) verilmesi gerekmektedir. Hasta tedavisindeki bir çok aşamanın hastaya uygulanacak dozda belirsizliğe yol açtığı düşünülerek radyoterapide bir çok uygulamanın ve cihazın kalite kontrolünün ve kalite güvencesinin sağlanması gerekmektedir. Kalite güvencesi aşamalarından biri hastaya uygulanan doz miktarının ölçülmesidir. Bu tez çalışmasında, tedavi sırasında elde edilen film veya film sistemlerinden tedavi dozunun belirlenmesi için gerekli işlemlerin ve denklemlerin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Radyoterapinin önemli aşamalarından kalite güvence işlemlerinin bir parçası olan, hastaya uygulanan dozun belirlenmesi alanında çalışma olanağı sağlayan Sayın Tıbbi R&D Fiz. Dr. Nina Tunçel' e, yüksek lisans öğrenimim boyunca desteğini esirgemeyen Sayın Yrd. Doç. Dr. Şerafettin Yalçın' ya ve tez çalışmalarım sırasındaki yardımları ile yanımda olan Sayın Fiz. Müh. Ali İnan İbili' ye teşekkürlerimi sunarım.

Bu Yüksek lisans tezi Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından 2003.02.0121.029 no'lu yüksek lisans tez projesi kapsamında desteklenmiştir.

## ÖZET

# **<sup>60</sup>Co KAYNAKLI YÜKSEK ENERJİLİ FOTON DEMETLERİNE DUYARLI FİLMLERDEN DENSİTOMETRİK TEKNİK İLE TÜMÖR DOZUNUN BELİRLENMESİ**

**Adem Ünal KIZILDAĞ**

**Yüksek Lisans Tezi Fizik Anabilim Dalı**

**„Danışman: Yrd.Doç.Dr. Şerafettin Yaltkaya  
İkinci Danışman: Tıbbi Rad.Fiz.Dr. Nina Tunçel**

**2004, 47 Sayfa**

Işın tedavisi (radyoterapi), normal dokularda tanımlanan sınır radyasyon dozu aşılmadan tümör yapısına göre belirlenen radyasyon dozunu uygulamaktır.

Normal dokularda sınır doz limitlerin aşılmaması için bu bölgeler uygulanan yüksek radyasyon alanından korunur. Koruma işlemi radyasyonun uygulandığı bölgedeki normal doku şekline uygun kurşun bloklarla veya radyasyon şiddetini değiştirebilen teknikler ile yapılır. Böylece uygulanan radyasyon sadece hedef bölgeyi (tümör bölgesi) etkiler. Bu işlemlerin sonucunda, radyasyonun uygulandığı bölgede keskin doz gradyentleri oluşur. Radyoterapide tümör bölgesine uygulanan radyasyon dozundaki hatanın ancak %3-5 olması koşulunda tedavi başarılı olarak kabul edilir.

Hastaya verilen dozun bilinmesi, tedavinin kalite güvencesi açısından önemli bir ölçüttür. Hastaya verilen dozun değerlendirilmesi tedavi esnasında oluşan gerçek doz değerlerinin ölçülmesi ile sağlanır. Hastaya uygulanan dozun en uygun

kontrolü, in vivo olarak ölçülen giriş-çıkış doz değerleri ile orta-hat dozunun (tümör dozu) hesaplanmasıdır. Bu nedenle bir çok ulusal ve uluslararası organizasyon (ICRU, AAPM) in vivo doz ölçümleri kullanılarak tümör dozunun hesaplanmasını tavsiye etmiştir.

Radyoterapide tedavinin güvenli bir şekilde yapılabilmesi iki önemli ögeye bağlıdır. Bu öğelerden biri verilen dozun kontrolü, diğeri ise uygulanacak olan radyasyonun yerinin yani tedavi alanının belirlenmesidir. Tedavi alanın konumu, port filmler ile tedavi sırasında doğrulanır.

Bu tez çalışması tedavi sırasında elde edilen port filmler veya diğeri film ve film sistemlerinden tedavi dozunun belirlenmesi için gerekli işlemlerin ve denklemlerin geliştirilmesini kapsamaktadır. Çalışmada iyonometrik yöntem ve film dozimetri yöntemleriyle, soğurucu ortam kalınlığı, kaynak-eksen ve kaynak-yüzey (SAD-SSD) mesafeleri, kaynak - film mesafesi ve ortam çıkış yüzeyi - film mesafesi parametrelerinin çeşitli kombinasyonlarına göre doz ölçümleri de yapılarak tümör dozunun port filmlerden belirlenmesi için yöntem geliştirildi.

Bu yöntemde farklı soğurucu ortam kalınlıklarında zarflı ve kasetli olmak üzere beş farklı film veya film sistemi ile standart koşullarda düzenekler hazırlandı. Zarflı film sistemleri olarak Kodak X-Omat V ve Kodak EDR kullanıldı. Kasetli film sistemlerinde ise Kodak EC-V kaset ile Kodak X-OmatV, Kodak EDR ve Kodak EC filmleri kullanıldı. Bu düzenekler ile film veya film sistemlerinden elde edilen hava çıkış dozları yardımıyla orta-hat dozunun elde edilmesi için gereken işlem ve denklemler bulundu.

Orta-hat dozu denkleminde, ters kare düzeltmesi, soğurucu ortam kalınlığına ve yapıya özel lineer azaltma katsayısına bağlı eksponansiyel fonksiyon düzeltmeleri ve iyonometrik yöntemle elde edilen çıkış ve orta-hat transmisyon oranları kullanıldı. Orta-hat dozu, her bir film veya film sisteminde farklı soğurucu ortam kalınlıkları için hesaplandı.

Zarflı film sistemlerinden Kodak X-Omat ve Kodak EDR filmleri ile elde edilen orta-hat dozlarındaki fark sırası ile  $\pm\%3,2$  ve  $\pm\%3,8$  olarak bulundu. Zarflı film sistemleri ile orta-hat dozunun bulunması kabul edilebilir sınırlar ( $\pm\%5$ ) içerisinde dir

Kasetli film sistemlerinde ise Kodak EC film ile Kodak EC-V kaset sisteminin kullanılması ile orta-hat dozunun hesaplanması  $\pm\%4,8$  fark ile sağlanabildi.

Bu tez sonuçlarının radyoterapide kullanılma zorluğu, soğurucu ortamın homojen olmamasıdır. Hasta tedavisinde inhomojen yapılar ve bunlara ait kalınlıklar hava çıkış dozu üzerinde etken olacaktır ve bu nedenle tez çalışmasında elde edilen hata oranlarından daha yüksek hatalar beklenmektedir. Ancak hastalarda bu yöntemin uygulanmasında en azından merkezi eksen BT kesitlerinden hastaya ait yapı ve kalınlık bilgilerinin edinilmesi ve bu yapılara ait lineer azaltma katsayılarının ( $\mu$ ) formülasyon içerisinde yer alması ile orta-hat dozunun elde edilmesi öngörülmektedir.

**ANAHTAR SÖZCÜKLER:** Film dozimetri, radyoterapi, tümör dozu hesaplaması.

**JÜRİ:** Yrd Doç Dr. Şerafettin YALIKAYA (Danışman)

Tıbbi Fiz.Dr. Nina TUNÇEL (İkinci Danışman)

Prof.Dr. Nuri Ünal

Prof Dr Suphi Kormalı

Prof.Dr. Piraye Yargıçoğlu

## ABSTRACT

# USING FILMS, SENSITIVE TO HIGH ENERGY PHOTONS, FOR TUMOUR DOSE DETERMINATION BY DENSITOMETRIC TECHNIQUE IN $^{60}\text{Co}$

Adem Ünal KIZILDAĞ

M.Sc. in Physics

Adviser: Asst.Prof.Dr. Şerafettin Yaltkaya

Second Adviser: Dr. Nina Tunçel

2004, 47 Pages

The goal of radiotherapy is to deliver the prescribed dose to the specified tumors according to treatment protocols without exceeding tolerance dose limits of the normal tissues. To protect the normal tissues from the high dose these regions are blocked or the radiation intensity is arranged. So the tumor-target receives the prescribed dose which was planned. The sharp dose gradients are created around the irradiated region. The treatment efficacy is achieved if the dose error at the tumor is around 3-4% of the prescribed dose. The prescribed treatment could be accepted as successful if achieved tumor dose error is less than 3-4% in the target volume.

On the other hand the treatment quality assurance is depend on the accuracy of the dose delivered to a patient. The better way for controlling the dose received by the patient on treatment course could be done by direct invivo dose measurements. The suitable technique is entrance and exit dose measurements and than calculating the midplane (tumor) doses. invivo dose measurements are suggested by many



national and international organizations (ICRU, AAPM) to achieve accuracy of dose delivery on the treatment

In radiotherapy, the treatment accuracy depends on two important parameters. One of these parameters is the control of the delivered dose and the other is the control of irradiated field localization. The irradiated field localization control is achieved by obtaining portal films on treatment course.

In this project the necessary processes and required equations was developed for calculating and controlling the delivered dose from the portal films or other film and film systems obtained during treatment course. The dosimetric methods for determining the midplane dose for different compositions of treatment parameters such as absorber thickness, source-axis, source-skin, source-film and film-exit surface distances are ionometric dosimetry technique by using ion chambers and densitometric dosimetry technique by films. In this project, the relationship between the treatment parameters and midplane doses was investigated

This method was examined with five different films or film systems as ready pack or cassette set-ups for different phantom thickness. Kodak X-Omat V, Kodak EDR and Kodak EC films were used in Kodak EC-V cassette. Kodak X-Omat V and Kodak EDR films were ready pack. Formulations and procedures were found and arranged for calculating midline doses via measuring transit doses

Midline dose equation contained phantom thickness parameter, linear attenuation coefficient ( $\mu$ ), inverse square law correction factor and midline-exit transmission ratios obtained from ionometric measurements. These calculations were performed for all films or film systems in different phantom thickness

The difference between calculated and prescribed midline doses for Kodak X-Omat V and Kodak EDR ready pack films were found  $\pm 3.8\%$  and  $\pm 3.2\%$  respectively. These differences were in acceptable limits ( $\pm 5\%$ ).

The difference between calculated and prescribed midline doses for Kodak EC film with Kodak EC-V cassette would be attained as  $\pm 5.7\%$ .

The results of this study were not applicable to inhomogeneous material as in radiotherapy. In patient treatment the transit dose would be affected from inhomogeneous material. Thus the differences between calculated and prescribed midline dose would be more than expected. Application of this method needs at least one CT slice of patient which contains information about inhomogeneity and thickness of tissues on the beam central axis. So for midline dose calculation, linear attenuation coefficients and thickness of these tissues could be considered in the formula

“

**KEY WORDS** : Film dosimetry, radiotherapy, tumor dose calculation.

**COMMITTEE** : Asst.Prof. Dr. Şerafettin YALTKAYA (Adviser)  
Dr. Nina TUNÇEL (Second Adviser)  
Prof. Dr. Nuri Ünal  
Prof. Dr. Suphi Kormalı  
Prof. Dr. Piraye Yargıçoğlu

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	2
2.1. In Vivo Dozimetri ile Hedef Hacim Dozu Tayini.....	2
2.1.1. Giriş dozu.....	3
2.1.2. Çıkış dozu.....	3
2.1.3. Transit Doz.....	4
2.1.4. Doz transmisyon eğrileri.....	4
2.1.5. Hedef veya orta-hat dozu.....	5
2.1.5.1. Genel hesaplama metodu.....	5
2.2. Radyasyon Dozu ve Ölçüm Yöntemleri.....	7
2.2.1. Işınlama (Exposure).....	7
2.2.2. Soğurulmuş Doz.....	8
2.3. İyonometrik Doz Ölçüm Cihazları ve Yöntemleri.....	8
2.3.1. Elektrometre ve Farmer tipi iyon odası.....	8
2.4. In Vivo Doz Ölçüm Cihazları.....	9
2.4.1. TLD dedektörler.....	9
2.4.2. Diyot dedektörler.....	10
2.4.3. Film dozimetri sistemi.....	10
2.4.3.1. Film tabanı.....	10
2.4.3.2. Emülsiyon.....	11
2.4.3.3. Koruyucu Tabaka.....	11
2.4.3.4. Filmin Banyo İşlemi.....	11
2.4.3.5. Banyo İşlemi.....	12
2.4.3.6. I. Banyo işlemi.....	12

2.4.3.7. II Banyo işlemi	12
2.4.3.8. Yıkama	13
2.4.3.9. Kurutma	13
2.5. Soğurulmuş Doz Ölçümü	13
2.5.1. İyon odası ile ölçümler	13
2.5.2. Film dozimetri ile ölçümler	13
2.5.2.1. Filmin Densitometrik Değerlendirmesi	14
2.5.2.2. Karakteristik Eğri	15
2.5.2.3. Karakteristik Eğrilerin Özellikleri	15
2.5.2.4. Medikal alanda kullanılan film ve kaset tipleri	16
2.6. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri	17
2.6.1. Doz Dağılımları	17
2.6.1.1. Yüzde Derin Doz	18
3. MATERYAL VE METOT	19
3.1. Kullanılan Araç ve Gereçler	19
3.1.1. <sup>60</sup> Co Teleterapi cihazı	19
3.1.2. Film okuyucu (Densitometre)	19
3.1.3. Otomatik banyo cihazı	20
3.1.4. Elektrometre	20
3.1.5. Farmer tipi iyon odası	20
3.1.6. Kodak X-Omat V verifikasyon filmi	21
3.1.7. Kodak EDR verifikasyon filmi	21
3.1.8. Kodak EC lokalizasyon filmi	21
3.1.9. Kodak EC-V kaset	22
3.1.10. Su fantomu cihazı	22
3.1.11. Su eşdeğeri katı fantom	22
3.1.12. Kaset tutucu sistemi	22
3.2. Metot	23
3.2.1. İyonometrik ölçümler	23
3.2.1.1. <sup>60</sup> Co tedavi cihazında su fantomu ile Yüzde Derin Doz ölçümleri	23
3.2.1.2. Verim ölçümleri	23

3 2 1.3	Transmisyon eğrilerinin elde edilmesi	23
3 2 1.4	Transmisyon eğrilerinin kontrol edilmesi	24
3.2.2	Densitometrik ölçümler	25
3.2.2.1	Film kalibrasyon işlemleri	25
3.2.2.2	Zarflı ve kasetli filmler için havada çıkış dozimetri ölçümü düzenekleri	26
3.2.2.3	Filmlerin optik yoğunluk okumaları	26
3.2.3	Densitometrik yöntem ile elde edilen hava çıkış dozlarından orta-hat dozunun elde edilmesi	27
4	BULGULAR	30
4.1.	<sup>60</sup> Co Tedavi Cihazında Su Fantomu ile Yüzde Derin Doz ölçümleri	30
4.2.	Film Kalibrasyonları Bulguları	30
4.2.1.	Zarflı film kalibrasyon bulguları	30
4.2.2.	Kasetle ışınlanan filmlerin kalibrasyon bulguları	31
4.3.	Transmisyon Eğrileri Ölçüm Bulguları	33
4.3.1.	Transmisyon eğrilerinin kontrol edilmesi	33
4.4.	Kasetli Filmler İçin Hava Çıkış Dozu Bulguları	35
4.5.	Zarflı Filmler İçin Hava Çıkış Dozu Bulguları	36
5	TARTIŞMA	37
5.1.	Transmisyon Eğrilerinin Kullanımının Doğruluğu	37
5.2.	Hava Çıkış Dozundan Orta-hat Dozunun Hesaplanması	37
6.	SONUÇ	40
7	KAYNAKLAR	41
	Ek-1 Su fantomunda elde edilen 10x10 alan ve SSD 100 cm için merkez eksen yüzde derin doz değerleri	47
	ÖZGEÇMİŞ	

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

$d$	Derinlik
$D_{\phi}$	Çıkış Dozu
$D_g$	Giriş Dozu
$D_h$	Hedef veya ortahat dozu
$D_{mak}$	Maksimum doz
$d_{mak}$	Maksimum doz derinliği
$T_h$	Orta-hat transmisyonu
$T_{\phi}$	Çıkış transmisyonu
$z$	Işınlanan ortam kalınlığı
$\mu$	Soğurucu ortamın lineer azaltma katsayısı

### Kısaltmalar

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
BT	Bilgisayarlı tomografi
cGy	Santi Gray
DD	Derin Doz
Gy	Gray
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
PMMA	Polymethylmethacrylate
R	Röntgen
SF	Kaynak-Film mesafesi
SSD	Kaynak-ışınlanan ortam yüzeyi mesafesi
SAD	Kaynak-eksen mesafesi
TLD	Termo Lüminesans Dozimetre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Giriş, çıkış ve orta-hat doz noktaları ---- ile gösterilen derin doz tam geri saçılma koşulunda oluşan derin dozdur .....	4
Şekil 2.2. Rizotti yöntemi için ölçülen çıkış transmisyondan orta-hat transmisyonunun grafikten bulunması .....	6
Şekil 2.3. Farmer tipi iyon odasının şematik gösterimi .....	9
Şekil 2.4. Filmin kesit görüntüsü .....	10
Şekil 2.5. Banyo işleminin şematik aşamaları .....	13
Şekil 2.6. Işınlanmış banyo edilmiş bir filmin şematik gösterimi .....	15
Şekil 2.7. Bir filmin karakteristik eğrisi ve özellikleri .....	16
Şekil 2.8. Yüzde Derin Doz ,d derinliğindeki doz $D_d$ ile $d_{mak}$ derinliğindeki $D_{mak}$ dozu arasındaki orandır .....	18
Şekil 3.1. PTW Unidos Elektrometre .....	20
Şekil 3.2. Farmer tipi iyon odası ve $^{60}Co$ için PMMA başlık .....	21
Şekil 3.3. Orta-hat ve çıkış dozu ölçüm düzeneği a)Orta-hat dozu ölçüm düzeneği b)Çıkış dozu ölçüm düzeneği .....	24
Şekil 3.4. Zarflı ve kasetli film kalibrasyon işlemleri için ışınlama düzenekleri a)Zarflı film ışınlama düzeneği b)Kasetli film ışınlama düzeneği .....	26
Şekil 3.5. Zarflı ve kasetli film ışınlamaları için düzenekler a)Zarflı film ışınlama düzeneği b)Kasetli film ışınlama düzeneği .....	27
Şekil 4.1. Kodak X-Omat V zarflı film için karakteristik eğri .....	30
Şekil 4.2. Kodak EDR zarflı film için karakteristik eğri .....	31
Şekil 4.3. Kodak X-Omat V zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri .....	32
Şekil 4.4. Kodak EDR zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri .....	32
Şekil 4.5. Kodak EC filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri .....	33
Şekil 4.6. Th orta-hat ve Tç çıkış transmisyon eğrileri .....	34

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Farklı kalınlıklar için transmisyon değerleri .....	34
Çizelge 4.2. Transmisyon eğrilerinin kullanımının doğruluk kontrolü .....	35
Çizelge 4.3. Belirli orta-hat dozları ile Kodak ECV kaset içinde ışınlanan filmler için elde edilen film dozları .....	35
Çizelge 4.4. Belirli orta-hat dozları ile zarflı ışınlanan filmler için elde edilen film dozları .....	36
Çizelge 5.1. Transmisyon eğrilerinden elde edilen orta-hat dozlarının yüzde derin doz ve verimden hesaplanan orta-hat dozları arasındaki farklar .....	37
Çizelge 5.2. Tüm film ve film sistemleri için film dozu düzeltme fonksiyonu parametreleri .....	38
Çizelge 5.3. Kasetli filmler için film dozu düzeltme fonksiyonları kullanılarak hesaplanan orta-hat dozları, beklenen orta-hat dozları ve hata oranları .....	38
Çizelge 5.4. Zarflı filmler için film dozu düzeltme fonksiyonları kullanılarak hesaplanan orta-hat dozları, beklenen orta-hat dozları ve hata oranları .....	39



## 1. GİRİŞ

Radyoterapide, istenilen dozun tam ve doğrulukla tanımlanan bölgeye (hedef hacim) verilmesi gerekmektedir. Soğurulan toplam doz ile tümörün yerel kontrolü ve normal dokulardaki hasar miktarı arasında bir bağıntı vardır. Bir hastaya verilen dozdaki belirsizlik, hastanın vücut yapısındaki değişiklik (tedavi süresince zayıflama, kilo alma...v.s.), hasta hareketi, ışınlama parametrelerindeki yanlışlık, cihazın verimindeki farklılık, ışınlanan alanın homojen olmaması ve organ hareketlerinden kaynaklanabilir. Bunun yanında doz belirsizliği, tedavi bilgilerinin tedavi planlama sisteminden tedavi cihazına aktarılması, tedavi tasarımında simülatör cihazından tedavi cihazına aktarılması gibi aşamalarda hata oluşması ile de artabilir. Belirlenen bir noktada oluşan dozdaki belirsizliğin %3-4 sınırları içinde olması klinik uygulama içinde iyi bir kriter olarak alınabilir (Minjheer B J 1987, Essers M. 1999).

Hasta tedavisindeki bir çok aşamanın hastaya uygulanacak dozda belirsizliğe yol açtığı düşünülerek radyoterapide bir çok aşamanın, uygulamanın ve cihazın kalite kontrolü ve kalite güvencesinin sağlanması gerekmektedir. Kalite güvencesi aşamalarından biri hastaya uygulanan doz miktarının ölçülmesidir. Hastaya verilen dozun değerlendirilmesi tedavi esnasında tanımlanan gerçek doz değerlerinin ölçülmesi ile sağlanır. Bunun için radyasyonun ortama giriş ve çıkış noktalarında oluşturduğu dozların (giriş-çıkış dozları) ve belirli noktalarda tedavi sırasında tanımlanan gerçek dozların ölçülmesi gereklidir. Hasta varlığında yani canlı ortam varlığında radyasyon dozunun ölçülebildiği teknikler, in vivo dozimetri olarak adlandırılır. Hastaya uygulanan dozun en uygun kontrolü, in vivo olarak ölçülen giriş-çıkış doz değerleri ile tanımlanan orta-hat dozunun (tümör dozu) hesaplanmasıdır. Bu nedenle bir çok ulusal ve uluslararası organizasyon (ICRU, AAPM) in vivo doz ölçümleri kullanılarak tümör dozunun hesaplanmasını tavsiye etmiştir.

Tedavi alanının boyutu ve anatomik konumu, port filmler ile tedavi sırasında doğrulanır. Bu tez çalışmasında tedavi sırasında elde edilen port film veya diğer film sistemlerinden tedavi dozunun belirlenmesi için gerekli işlemlerin ve denklemlerin geliştirilmesi amaçlandı.

## 2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

### 2.1. In Vivo Dozimetri ile Hedef Hacim Dozu Tayini

Hastaya verilen dozdaki belirsizliği tespit etmenin bir yolu, doz planlama, cihaz kalibrasyonu ve hasta tedavi hazırlığı gibi dozimetri aşamalarının analiz edilmesidir. Planlama ve uygulama aşamalarının her biri hastaya verilen toplam dozdaki belirsizliğe bir katkıda bulunabilir. Tüm bu etkenlerin oluşturduğu etkinin son kontrolü hastanın tedavisi sırasında yapılan ölçümle mümkün olabilmektedir. Hasta tedavisi sırasında yapılan bu ölçüm işlemine in vivo dozimetri adı verilmektedir (Boellard 1998).

In vivo dozimetrisinin diğer bir amacı hedef hacim dozunun kontrolüdür (ICRU 1993). Vücudun doğal boşluklarına (özefagus, rektum .) dedektörlerin yerleştirilebilmesi haricinde hedef hacim içinde direk ölçüm imkansızdır. Buna rağmen giriş ve çıkış dozlarının ölçümü ile dolaylı olarak hedef hacim dozunun elde edilmesi için bir yöntem vardır

In vivo dozimetride kullanılan dedektörler bu iş için önemli özellikleri taşıyan dedektörlerdir. Soğurulmuş doz ölçümlerinde kullanılmak üzere bu dedektörlere doz kalibrasyon işlemleri uygulanması gereklidir. Dedektör, ışın alan merkezi yakınına yerleştirilerek giriş veya çıkış dozu ölçülebilir ve bu veriler ile orta hat dozu hesaplanabilir (Van Dam 1994-a). Genelde giriş dozu ölçümleri tedavi cihazının verim ve performansının kontrolü, hasta pozisyonunun doğruluğu ve tedavi süresinin doğruluğunun kontrolü için kullanılırken, çıkış dozu ölçümleri ile ek olarak doz hesaplama programlarının kontrolü, ve doz hesaplama sürecindeki hastanın şekil, boyut, yoğunluk değişimlerinin belirlenmesini ve hedef hacme tam olarak doğru dozun verilmesi gerektiği durumlarda deneysel ve beklenen orta hat dozunun karşılaştırılmasını sağlar (Boellard 1998, Van Dam 1994-a). TLD' ler, yarı iletken dedektörler, özel filmler vb. dedektör tipleri bu amaçla kullanılmaktadır.

Radyoterapide kullanılan port filmlerin veya elektronik portal görüntülerin konvansiyonel kullanımlarının yanı sıra, tedavi esnasında hastaya verilen dozun

belirlenebilmesi amacıyla kullanılabilirliği araştırılmıştır ( Huykens 1994, Essers 1996, Kroonwijk 1998, Mangilini 1999). Çıkış dozu ile transit doz (film üzerindeki doz) arasındaki ilişkinin bilinmesiyle, transit dozdan çıkış dozunun elde edilmesi mümkün olabilir (Bogaerts 2000).

Hastanın cildinde ışının giriş ve çıkış noktalarından (giriş ve çıkış yüzeyi) belli mesafelerdeki noktaların dozları "giriş dozu"  $D_g$  ve "çıkış dozu"  $D_c$  olarak tanımlanır. Bu mesafeler maksimum dozun olduğu "build-up" mesafesine ( $d_{mak}$ ) eşittir. Bu tanımlama ile  $D_g$  ve  $D_c$  hastanın orta hattına göre ışın eksenini boyunca simetrik konumda olan noktaların dozudur (Van Dam 1994-a) (Şekil 2.1).

Bogaerts (2000-a, b) ve arkadaşlarının tanımladığı yöntemle çıkış dozunun elde edilmesi ve Van Dam (1994-a) ve arkadaşlarının tanımladığı yöntemin kullanımı ile film üzerindeki dozun ölçümü ve orta-hat dozunun hesaplaması yapılabilmektedir.

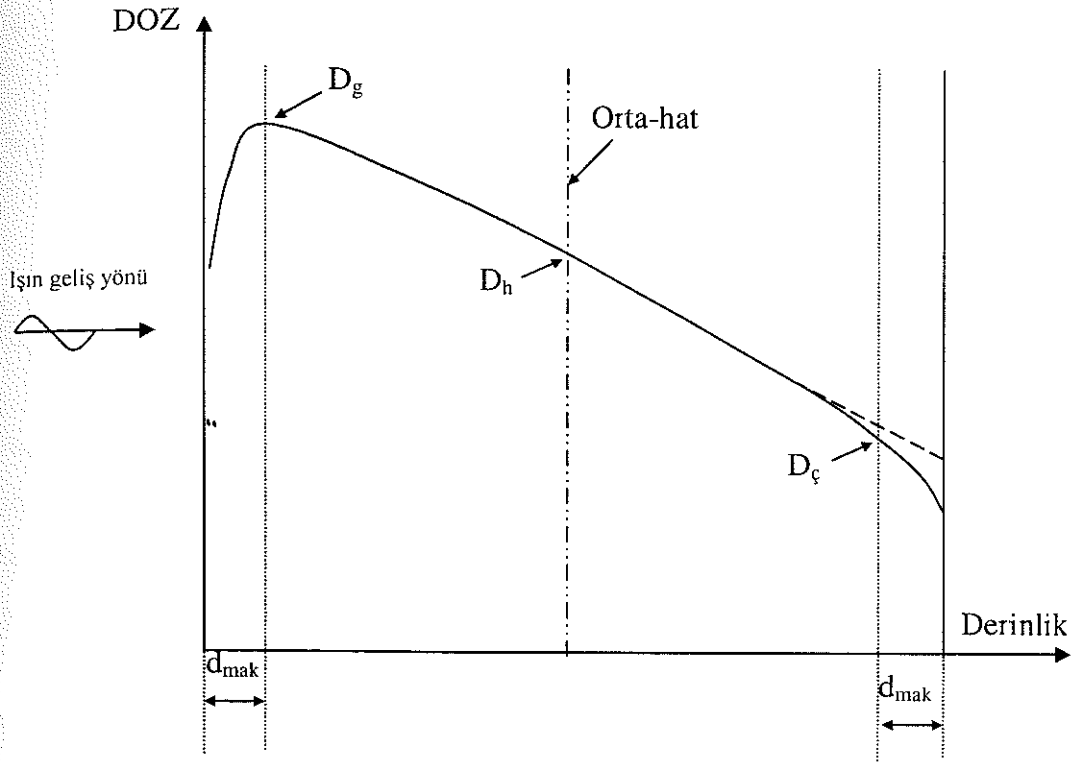
### 2.1.1. Giriş dozu

Işının geliş yönündeki ortam yüzeyinden itibaren derine gidildikçe doz, düşük bir değerden maksimuma ( $D_{mak}$ ) ulaşır. Maksimum dozun olduğu derinlik, enerjiye, kolimatör açıklığına ve kaynak yüzey mesafesine bağlı olarak değişir ve bu derinlik  $d_{mak}$  olarak tanımlanır ve bu noktanın dozu  $D_{mak}$  giriş dozu  $D_g$  olarak alınır. Giriş dozu ölçümünde dedektörün üzerine ışın geliş yönünde  $d_{mak}$  kalınlığı kadar bir su eşdeğeri materyal konulmalıdır (Van Dam 1994-a) (Şekil 2.1).

### 2.1.2 Çıkış dozu

Işının çıkış yönündeki ortamın yüzeyinin arkasındaki hava bölgesi nedeniyle (geri saçılma kaybı) beklenenden daha düşük bir doz oluşur. Bu eksik doz bölgesi, çıkış yüzeyinden  $d_{mak}$  kalınlığı kadar bir kalınlıkta gözlenir ve "build-down" olarak adlandırılır.

Çıkış dozu  $D_{\phi}$ , çıkış yüzeyinden  $d_{\text{mak}}$  kadar içeride tanımlanır. Çıkış dozu ölçümünde dedektörün üzerine ışın geliş yönünün tersinde  $d_{\text{mak}}$  kalınlığı kadar su eşdeğeri bir materyal konulmalıdır (Van Dam 1994-a) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Giriş, çıkış ve orta-hat doz noktaları - - - ile gösterilen derin doz tam geri saçılma koşulunda oluşan derin dozdur

### 2.1.3. Transit Doz

Transit doz  $D_t$ , ışının ortamdan çıkış yüzeyinden sonraki havada dedektör veya filmin yerleştiği mesafedeki dozu tanımlar

### 2.1.4. Doz transmisyon eğrileri

Rizzotti (1985) tarafından geliştirilen orta-hat dozu hesaplama yönteminde kullanılan "Transmisyon" ışınlanan ortamın merkez eksen üzerindeki bir derinlikteki dozun  $d_{\text{mak}}$  derinliğindeki maksimum doza ( $D_{\text{mak}}$ ) oranı olarak tanımlanmaktadır Çıkış

transmisyonu  $T_c$ , çıkış dozu  $D_c$  ile maksimum doz ( $D_{mak}$ ) arasındaki oran ve orta-hat transmisyonu  $T_h$  ise ortamın yarı kalınlığı derinliğindeki merkez eksen dozunun maksimum doza ( $D_{mak}$ ) oranıdır. Çıkış ve orta-hat transmisyonlarının kalınlığın bir fonksiyonu olarak çizildiği eğriler doz transmisyon eğrileri olarak tanımlanır

$$T_h = \frac{D_h}{D_{mak}} \quad (1)$$

$$T_c = \frac{D_c}{D_{mak}} \quad (2)$$

### 2.1.5. Hedef veya orta-hat dozu

Hedef dozu veya orta-hat dozu  $D_h$ , ışının ortama giriş yüzeyi ile ışının ortamdan çıkış yüzeyi arasındaki bölgenin kalınlığının yarısında yer alan noktanın dozu olarak tanımlanır (Van Dam 1994-a) (Şekil 2 1) Giriş ve çıkış doz ölçümleri yapılarak  $D_h$  doz değerinin hesaplanması yapılabilmektedir.

Ayrıca film veya elektronik portal görüntülerle yapılan transit doz ölçümlerinden çıkış dozu hesaplanıp, orta-hat dozu transmisyon eğrilerinden elde edilebilir.

#### 2.1.5.1. Genel hesaplama metodu

a) En basit hesaplama ile, giriş dozu  $D_g$  ve çıkış dozu  $D_c$ ' nin ortalaması alınarak hedef hacim dozu  $D_h$  bulunur (Van Dam 1994-a).

b) Giriş ve çıkış dozlarının geometrik ortalamaları ile orta-hat dozu hesaplaması da yapılabilmektedir. Bu yöntemde dozun derinlikle eksponansiyel azaldığı varsayılır

$$D(d, r) = D_g(r) e^{-\mu(r)(d-dm)/(d+SSD)^2} \quad (3)$$

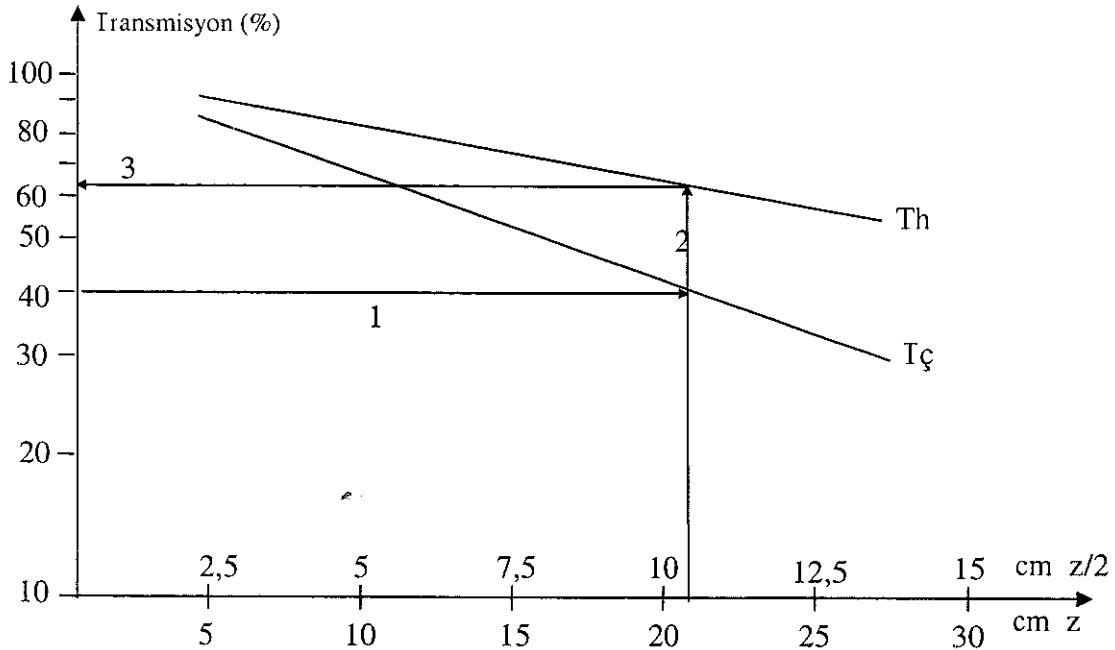
Burada  $\mu$  lineer azaltma katsayısı olup  $D_g$  ölçülen giriş dozudur Çıkış dozu ( $D_c$ ) da ölçülerek orta-hattaki doz;

$$D_h = (D_g \cdot D_c)^{1/2} \quad (4)$$

formülü ile hesaplanabilir (Boellaard 1998).

c) Daha doğru bir yöntem Rizzotti (1985) ve Leunens (1990-b) tarafından, çıkış transmisyonu, orta hat transmisyonu ve giriş dozu üzerine kurulmuştur. Giriş ve çıkış dozları TLD ve yarı iletken dedektörlerle ölçülmekte ve çıkış dozu ile giriş dozu arasındaki oran olarak çıkış transmisyonu bulunmaktadır. Elde edilen bu oran ile, standart çıkış ve orta-hat transmisyon eğrilerine ait grafikten ilgili veriye karşılık gelen eşdeğeri kalınlık ve bu kalınlığa ait orta-hat transmisyonu yine standart transmisyon grafiğinden bulunur (Şekil 2.2 işlem1, 2 ve 3) Son olarak ta bu orta hat transmisyonu ve ölçülmüş giriş dozu kullanılarak orta hat dozu hesaplanır.

$$D_h = D_g \cdot I_h \quad (5)$$



Şekil 2.2. Rizotti yöntemi için ölçülen çıkış transmisyonundan orta-hat transmisyonunun grafikten bulunması



Bu yöntem hastadan hem giriş dozu hem de çıkış dozu ölçümleri alınmasını gerektirmektedir. Fakat hastada çıkış dozu ölçümü çoğu koşul için imkansız derecede zordur.

d) Ayrıca ışının ortamdan çıkış yüzeyinden sonra filmlerle elde edilen doz değerlerinden yola çıkılarak ters kare (TK) düzeltmesi ile çıkış dozu hesaplanabilir ve buradan da çıkış transmisyonu ve orta-hat transmisyonu kullanılarak orta-hat dozu elde edilebilir (Bogaerts 2000-b, Boellaard 1998-a, Fiorino 2000). Ortamın farklı kalınlıklarına ( $z$ ) ve azaltma katsayısına ( $\mu$ ) bağlı olarak doz şiddetinin değişiminin bir fonksiyonu çıkış dozu hesaplamasında yer almaktadır (Bogaerts 2000-b, Boellaard 1998-a,b).

$$D_s = D_t \cdot TK \cdot f(z) \quad (6)$$

$$D_h = D_s \cdot \frac{T_h}{T_s} \quad (7)$$

## 2.2. Radyasyon Dozu ve Ölçüm Yöntemleri

### 2.2.1. Işınlama (Exposure)

Işınlama nicelik olarak fotonlar tarafından havada oluşturulan iyon miktarının bir ölçüsüdür. ICRU tarafından ışınlama ( $X$ ), birim hava kütlesi içinde fotonlar tarafından oluşturulan tek işaretli yük miktarıdır.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (8)$$

Burada  $dQ$ ,  $dm$  kütlesi içerisinde oluşan yük miktarını temsil eder. Işınlamanın uluslararası birim sisteminde (SI) birimi kilogram başına Coulomb olarak tanımlanırken eski birimi Röntgen (R)' dir.

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg hava} \quad (9)$$

### 2.2.2. Soğurulmuş Doz

Soğurulmuş dozun tanımı birim kütleyle aktarılan enerji miktarıdır ve;

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (10)$$

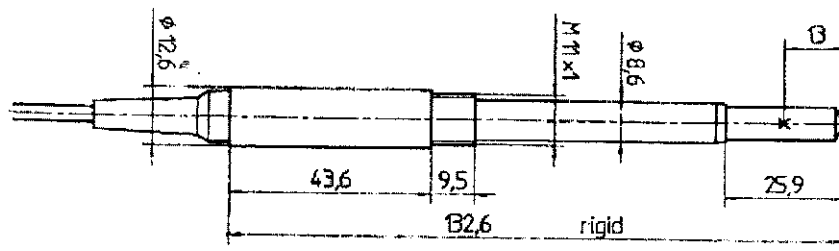
olarak ifade edilir. (10) denkleminde  $d\bar{\epsilon}$ , dm kütleindeki maddeye aktarılan ortalama enerji miktarıdır. Uluslar arası birim sisteminde (SI) soğurulmuş doz birimi "Gray" (Gy) dir ve soğurucu ortamın bir kilogramına aktarılan 1 joule'lük enerji miktarını temsil eder. Soğurulmuş dozun eski birimi "rad" dır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \text{ ve } 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (11)$$

### 2.3. İyonometrik Doz Ölçüm Cihazları ve Yöntemleri

#### 2.3.1. Elektrometre ve Farmer tipi iyon odası

Farmer tipi iyon odasının şematik gösterimi Şekil 2.3'de verilmiştir. Pratikte farmer iyon odası duvarı 1mm veya daha az kalınlıkta grafit veya PMMA'dan yapılmakta olup kullanılan enerjiye göre elektronik denge oluşumu için gereken kalınlıktaki pleksiglas veya diğer plastiklerden yapılmış iyon odası başlıkları kullanılmaktadır. Bu başlıklara "build-up cap" adı verilir.  $^{60}\text{Co}$  enerjisi için başlık kalınlığı 0,5 cm dir (Khan 1994)



Şekil 2 3. Farmer tipi iyon odasının şematik gösterimi



Elektrometre, iyon odası ile bir kablo yardımıyla bağı olan ve iyon odasının elektrotları arasına potansiyel farkı uygulayarak iyon odasında oluşan iyonlar nedeniyle oluşan akımın ölçüldüğü cihazdır.

İyon odası ve elektrometre ile ışınlanan ortam içerisinde yapılan ölçümler iyonometrik ölçüm olarak adlandırılır. Elektrometre okuma ekranında görüntülenen değer, ölçüm sisteminin kalibrasyonuna göre akım birimi veya doz birimi olarak görüntülenir.

İyon odası ile radyasyon dozu ölçümünün doğru yapılabilmesi için iyon odası, elektrometre ölçüm sisteminin ikinci derece standart bir laboratuarda kalibrasyonunun yapılması gerekmektedir. İyonometrik ölçüm sistemleri ile ölçümlerde bu kalibrasyon işlemine ait sertifika ve bir ölçüm protokolüne göre işlem yapılır.

#### **2.4. In Vivo Doz Ölçüm Cihazları**

In vivo doz ölçüm sistemleri belli özellikleri olan üçüncü derece standart doz ölçüm sistemleridir. In vivo doz ölçümleri sırasında in vivo ölçüm dedektörleri genelde ışınlama alanı içerisine yerleştirildiklerinden ışınlanan ortam içerisinde doz değişimine sebep olmamaları için olabildiğince küçük yapıda dedektörlerdir. In vivo doz ölçüm sistemleri ile ölçümlerden önce kullanılan sistemin iyonometrik yöntemlerle yapılan ölçümlerle kalibre edilmesi gerekmektedir.

##### **2.4.1. TLD dedektörler**

Bazı kristaller ışınlandığında soğurulan enerjinin çok küçük bir kısmı kristaldeki elektronların üst seviyelerdeki enerji tuzaklarına yakalanması ile saklanır. Isıtma sonucu tuzaklardaki elektronların normal seviyelerine dönmesi sırasında kristalden görünür ışık yayınlanır. Isıtma sonucu görünür ışığın yayınlandığı bu olay "Termolüminesans" olarak adlandırılır. Bu olaydan yararlanılarak oluşturulan dozimetri sistemi "Termolüminesans Dozimetri" (TLD) olarak adlandırılır. Isıtma sonucu yayınlanan görünür ışık soğurulmuş dozla orantılıdır. TLD okuyucusunda ışık bir foto çoğaltıcı tüp

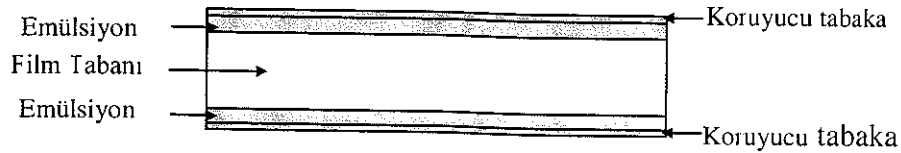
ile okunur. Foto çoğaltıcıdan gelen sinyaller ölçülerek akım veya soğurulmuş doz biriminde okuma alınır.

#### 2.4.2. Diyot dedektörler

Radyasyon dozimetresi amacıyla tasarlanmış p-n eklemlerinde radyasyon tarafından eklemin tükenme bölgesinde oluşturulan elektronlar diyot devresinden bir akım geçmesine sebep olur. Ölçülen akım ile radyasyon dozu arasında bir orantı vardır. Radyasyon türüne göre farklı dizaynlarda diyot dedektörler vardır. Yapı olarak p tipi ve n tipi diyot dedektörler mevcuttur.

#### 2.4.3. Film dozimetri sistemi

Film üzeri ışığa ve radyasyona duyarlı emülsiyonla kaplanmış ışığı geçiren bir taban kısmı ve en dışta bir koruyucu katmandan oluşur (Şekil 2.4). Radyasyona veya ışığa maruz kalan film üzerinde banyo sonrasında elde edilen görüntü ile ışınlama miktarı arasındaki ilişkiye dayalı olarak oluşturulan dozimetri sistemine "Film Dozimetri" adı verilir.



Şekil 2.4. Filmin kesit görüntüsü

##### 2.4.3.1. Film tabanı

Genelde kalınlığı 200  $\mu\text{m}$  civarındadır. Işığı mümkün olduğunca çok geçiren, dayanıklı, polyester gibi plastik maddelerden yapılmıştır. Görüntünün daha iyi gözlenebilmesi için film tabanına hafif renk verecek (örneğin mavi renkte) boya maddeleri ilave edilmiştir (Dyk 1999)

### 2.4.3.2. Emülsiyon

Tipik kalınlığı 10 µm olan emülsiyon katmanında iki çeşit madde bulunur Bunlar, jelatin ve gümüş halojenürlerdir. Jelatinin iki önemli kullanım gerekliliği vardır. Birincisi, gümüş halojenür kristallerinin kümelenmeden homojen biçimde tutulması, ikincisi ise banyo solüsyonlarının emülsiyon tarafından emilmesini sağlamaktır. Gümüş halojenür emülsiyonun ışık yada radyasyona karşı duyarlı kısmını oluşturur. Gümüş halojenür kristalleri  $Ag^+$ ,  $Br^-$  ve  $I^-$  iyonlarını içerir. Emülsiyonlar duyarlılıklarına göre dört tipe ayrılırlar.

**Mavi Emülsiyon:** Katkısız gümüş halojen kristali ışığın mavi ve morötesi bölgesine hassastır bu tip emülsiyona duyarlaştırıcı boya eklenmez.

**Ortokromatik Emülsiyon:** Maviye duyarlı emülsiyon bölgesine ek olarak yeşil ışığa duyarlıdır.

**Pankromatik Emülsiyon:** Gümüş halojen kristalleri kırmızı ışığı soğurucu boya ile kaplanır ve film diğer tüm renklere hassastır.

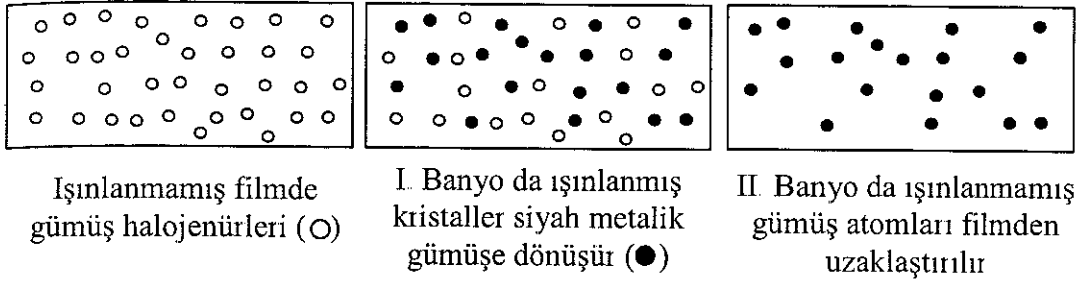
**Kırmızı altı Emülsiyon:** Pankromatik emülsiyon tipine ek olarak kırmızı altı ışığa duyarlıdır.

### 2.4.3.3. Koruyucu Tabaka

Emülsiyonun üzeri genellikle jelatinden yapılmış ince bir tabaka ile kaplanmıştır. Emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunması sağlanır.

### 2.4.3.4. Filmin Banyo İşlemi

Film iyonlaştırıcı radyasyon ile ışındığında veya görünür ışığa maruz kaldığında emülsiyon kimyasal olarak değişime uğrayarak gizli görüntü formuna dönüşür (Şekil 2.5)



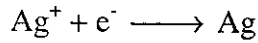
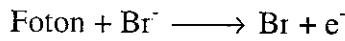
Şekil 2 5. Banyo işleminin şematik aşamaları

#### 2.4.3.5. Banyo İşlemi

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 geçirilmesi ile açığa çıkarılır.

#### 2.4.3.6. I. Banyo işlemi

Kimyasal bir işlem olup gizli görüntü, gümüşün görülebilir hale gelmesi için milyonlarca kere büyütülür (yaklaşık  $10^8$ ) Temel reaksiyon gümüş iyonunun bir elektron alarak siyah metalik gümüşe azalımıdır (Dyk 1999)



#### 2.4.3.7. II. Banyo işlemi

II Banyonun bir işlevi I banyodan sonra da devam eden kimyasal reaksiyon işlemini sonlandırmaktır. I. Banyo sonunda film üzerinde, görüntüyü veren metalik gümüş ve ışınlanmamış diğer gümüş iyonları kalır. II. Banyo ile metalik gümüşe zarar vermeden ışınlanmamış diğer gümüş atomları film üzerinden temizlenir. Bu aşamadan sonra film ışık ve radyasyondan etkilenmez

#### 2.4.3.8. Yıkama

I ve II banyolardan sonra film üzerinde kalan banyo solüsyonları su ile yıkanarak filmden atılır.

#### 2.4.3.9. Kurutma

Yıkanmış filmin sıcak kuru hava ile kurutulması aşamasıdır.

Banyo işlemi otomatik banyo makineleri ile de yapılabilmektedir. Otomatik banyolarda film I.banyo, II banyo ve yıkama işlemlerinden solüsyon ve su tankları içerisindeki döner merdaneler yardımıyla geçirilir. En son kısımda ise filmin kurutulması sağlanır.

### 2.5. Soğurulmuş Doz Ölçümü

#### 2.5.1. İyon odası ile ölçümler

İyon odası ile elektrometreden oluşan ölçüm sistemi iyonometrik sistem olarak adlandırılır. İkinci derece standart laboratuarda kalibre edilmiş iyonometrik sistem ile yapılan bir ölçümde elde edilen sonuç elektrometreden  $M_0$  olarak okunur. Okunan değer sıcaklık ve basınç düzeltme faktörü ile  $M_u$  kullanıcı okumasına dönüştürülür. Yüksek enerjili fotonlarda suda soğurulmuş doz hesaplaması;  $M_u$  değeri, iyon odası kalibrasyon faktörü ( $N_D$ ), pertürbasyon faktörü ( $P_u$ ) ve sudan havaya durdurma faktörü ( $S_{w,air}$ ) ile çarpılarak yapılır (IAEA Technical report series No:277).

$$D = M_0 \cdot C_{tp} \cdot N_D \cdot P_u \cdot S_{w,air} \quad (12)$$

#### 2.5.2. Film dozimetri ile ölçümler

Film dozimetri amacıyla kullanılacak olan filmler öncelikle iyonometrik yöntemle yapılmış ölçümlerle kalibre edilmelidir.

### 2.5.2.1. Filmin Densitometrik Değerlendirmesi

Radyasyona veya ışığa maruz kalan film üzerinde banyo sonrasında elde edilen görüntü gri rengin tonları şeklindedir. Belli bir alandaki kararma miktarı serbest gümüş miktarına dolayısıyla soğurulan enerji miktarına bağlıdır.

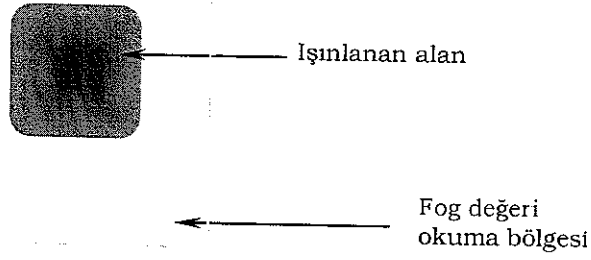
Filmin kararma miktarının derecesi olarak tanımlanan "optik yoğunluk" bir densitometre cihazı yardımıyla ölçülür. Densitometre cihazı filmin bir tarafından diğer tarafına geçen ışık miktarını ölçmek üzere, bir ışık kaynağı, ışığı yönlendiren yarıklı aparat ve ışık dedektöründen (fotosel) oluşur (Khan 1994)

Optik yoğunluk logaritmik olarak tanımlanır. Bunun iki sebebi vardır. Birincisi geniş bir aralıktaki sayımlar logaritma ile küçük bir ölçekte ifade edilebilirler. İkincisi ise ışık şiddetine karşı insan gözünün cevabının logaritmik olmasıdır

$$OY = \text{Log}_{10} (I_0/I_G) \quad (13)$$

Bu denklemde OY optik yoğunluk,  $I_0$  film üzerine gelen ışık ve  $I_G$  film tarafından geçirilen ışıktır.

Bir filmin ışınlandığı miktar ile banyo sonrası ortaya çıkan optik yoğunluk arasında oransal bir ilişki vardır. Işınlanmamış bir filmde veya ışınlanmış filmin ışınlama bölgesinin dışındaki bölgede, banyo işlemi sonunda bir miktar gümüş kristali de reaksiyona girer ve film üzerinde az miktarda bir iz (kararma) oluşur. Banyo işlemine ve filmin taban malzemesine bağlı olarak oluşan bu ek kararma miktarı filmin fog' u olarak tanımlanır. Işınlanmış filmin net optik yoğunluğu, optik yoğunluktan fog değeri çıkarılarak bulunur (Şekil 2 6).



Şekil 2.6. Işınlanmış banyo edilmiş bir filmin şematik gösterimi

### 2.5.2.2. Karakteristik Eğri

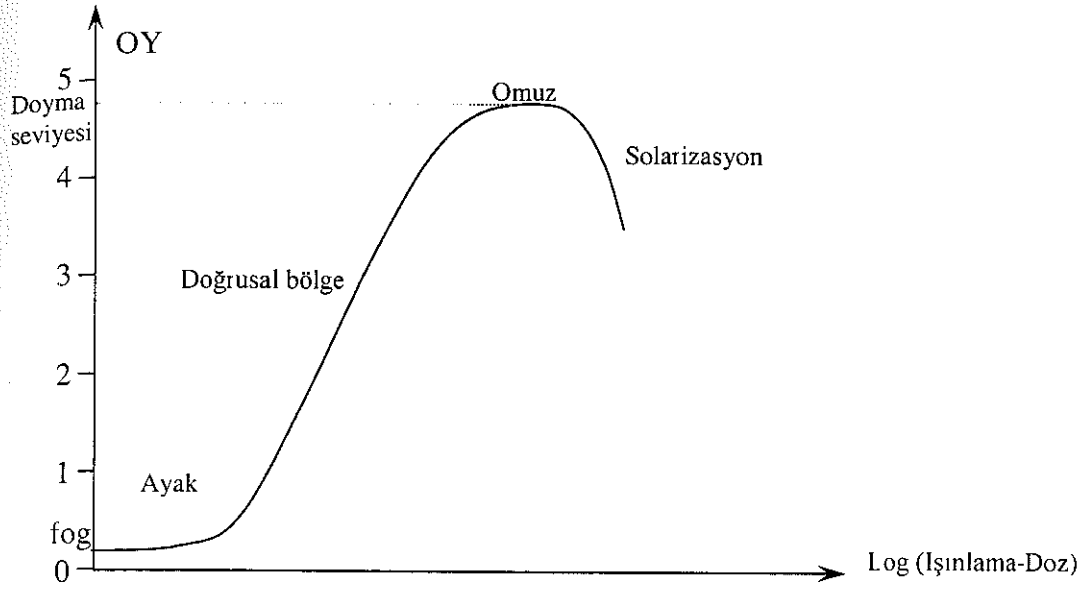
Bir filmin ışınlandığı miktar ile banyo sonrası ortaya çıkan optik yoğunluk arasındaki ilişkinin tam olarak anlaşılması için, bir dizi film belli doz aralıkları ile ışınlanıp bu filmlerde oluşan kararmalar “optik yoğunluk” ölçülür. Verilen doz değerleri ile optik yoğunluk değerleri arasındaki ilişki “karakteristik eğri” veya “sensitometrik eğri” olarak adlandırılır (Şekil 2.7).

### 2.5.2.3. Karakteristik Eğrilerin Özellikleri

Filme verilen dozlardaki oransal değişimlere karşın optik yoğunluklardaki değişimler aynı oransal değişimi göstermeyip bir “S” biçimindedir. Eğride doz için tanımlanan eksen genellikle logaritmiktir.

Şekil 2.7’de görüldüğü gibi karakteristik eğride fog seviyesi, ayak bölgesi, doğrusal bölge, omuz bölgesi, doyum seviyesi ve solarizasyon bölgesi görülür. Her film tipine göre belli bir dozun üstündeki ışınlamalar için optik yoğunlukta bir doyum noktası, “omuz” bölgesi gözlenir.





Şekil 2 7. Bir filmin karakteristik eğrisi ve özellikleri

Eğrinin en önemli kısmı ayak ile omuz arasında kalan ve optik yoğunluk ile Log(Işınlama-Doz)'nın birbiri ile orantılı olduğu doğrusal kısımdır. Farklı filmler ve film-kaset kombinasyonları için bu kısmın eğimi farklılıklar gösterir.

Filmin hız, kontrast ve fog gibi özellikleri filmin karakteristik eğrisinden elde edilir. Film yada film-kaset kombinasyonlarından elde edilen karakteristik eğrilerin en önemli kullanım amaçları aşağıdaki gibidir (Bor 2000).

- Işınlanmış bir filmin maruz kaldığı mutlak radyasyon dozunun hesaplanması
- Farklı özellikteki filmlerin karşılaştırılması
- Banyo işleminin kalite kontrolünün yapılması
- Film-ekran, film-kaset kombinasyonlarının hassasiyet ölçümleri

#### 2.5.2.4. Medikal alanda kullanılan film ve kaset tipleri

Medikal alanda kullanılan filmler için iki ana grupta sınıflandırma yapılır. Bunlar düşük enerjili fotonlarla yapılan radyolojik inceleme amaçlı filmler ve yüksek enerjili radyasyonla yapılan tedavi cihazlarında kullanılan filmlerdir.



Radyolojik inceleme amaçlı film-kaset kombinasyonları x-ışını enerjisi aralıkları 40-150 kV olan röntgen cihazlarında kullanılmak üzere tasarlanmıştır.

Yüksek enerjili radyasyon üreten tedavi cihazlarında kullanılmak üzere tasarlanan port (lokalizasyon), verifikasyon (doğrulama) filmleri ve kaset kombinasyonları mevcuttur. Ayrıca radyoterapide dozimetrik amaçla kullanılan zarflı filmler kasesiz ışınlama imkanı sunan filmlerdir.

## **2.6. Radyoterapide Dozimetri Yöntemleri**

Radyasyonla tedavi edilen hastada oluşan doz dağılımını doğrudan ölçmek imkansızdır. Doz dağılımları hakkındaki bilgiler genelde tam geri saçılma koşullarını sağlayacak kadar büyük, doku eşdeğeri fantomlarda yapılan ölçümlerden elde edilir. Temel doz dağılımları, genellikle kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın olduğu için suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Su kullanmanın pratik olmadığı durumlar için katı su fantomları dizayn edilmiştir. İdeal olan katı su fantomunun efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı ve kütle yoğunluğunun suya eşdeğer olmasıdır (Khan 1994).

### **2.6.1. Doz Dağılımları**

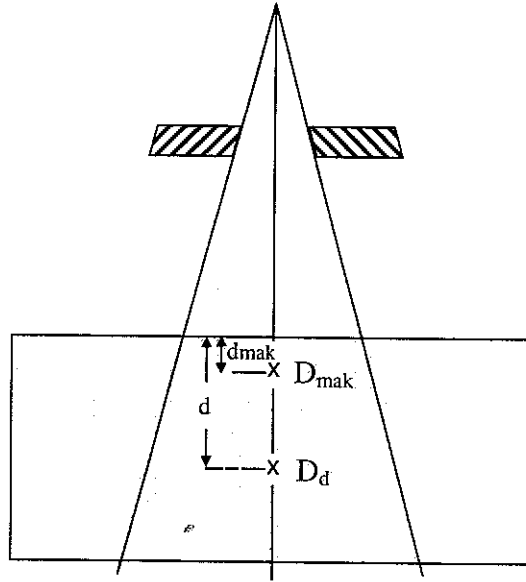
Radyasyon huzmesi hastaya girdiğinde hastada oluşan soğurulmuş doz derinlikle değişir. Bu değişim enerji, derinlik, alan boyutu, kaynaktan uzaklık ve ışın kolimasyon sistemleri gibi bir çok parametreye bağlıdır. Derin doz dağılımları genelde küçük hacimli iyon odası kullanılarak su fantomunda ölçülür. Ölçümler aynı zamanda orantısal olarak TLD, diyot ve film dozimetreleri ile de yapılabilir.

### 2.6.1.1. Yüzde Derin Doz

Işınlanan ortama enerji, radyasyon kaynağından yayılan birincil huzme ile taşınır. Fakat enerji birincil ışınlar tarafından oluşturulan elektronlar ile ortamda dağıtılır. Doz dağılımı bu ikincil elektronların erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. İkincil elektronların erişim mesafesinin uzun olduğu ve primer huzme radyasyonunun gerginliğinin fazla olduğu yüksek enerjili ışınlarda maksimum doz yüzeyden daha derinde bir noktada oluşur. Maksimum dozun oluştuğu noktaya doz oluşum, "build-up" noktası, bu nokta ile yüzey arasındaki bölgeye de doz oluşum, "build-up" bölgesi denir.

"Yüzde Derin Doz" tanımlanan alan boyutu ve kaynak yüzey mesafesi için merkezi eksen boyunca herhangi bir  $d$  derinliğindeki soğurulmuş dozun,  $d_{\text{mak}}$  derinliğindeki maksimum doza ( $D_{\text{mak}}$ ) oranıdır (Khan 1994) (Şekil 2.8).

$$\%DD = [D_d/D_{\text{mak}}] \times 100 \quad (14)$$



Şekil 2.8. Yüzde Derin Doz,  $d$  derinliğindeki doz  $D_d$  ile  $d_{\text{mak}}$  derinliğindeki  $D_{\text{mak}}$  dozu arasındaki orandır.

### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Kullanılan Araç ve Gereçler

##### 3.1.1. <sup>60</sup>Co Teleterapi cihazı

<sup>59</sup>Co elementinin reaktörde nötronla bombardıman edilmesiyle oluşturulan <sup>60</sup>Co radyoaktif elementini radyasyon kaynağı olarak kullanan bir uzaktan tedavi (teleterapi) cihazıdır. <sup>60</sup>Co radyoaktif kaynağı 1,17 MeV ve 1,33 MeV enerjili (ortalama enerji 1,25 MeV) iki foton yayımlayarak <sup>60</sup>Ni'e dönüşür. Kaynak 2 cm taban çaplı ve 2 cm yüksekliğinde silindir paslanmaz çelik kapsül içerisinde. Tedavi cihazının kafası içerisinde kurşunla doldurulmuş çelik bir kabuk koruma ve kaynağı tedavi sırasında kafanın açık bölümüne sürmeye yarayan hava basınçlı bir sisteme sahiptir. Kabuk koruma, kaynak sürme sistemi ve ışınlama pozisyonunda ışınlama alanını belirleyen kolimatör sistemi kafa içerisinde yer alırken kafanın dönmesini sağlayan gantry sistemi ve buna ait kontrol sistemleri de gövdede yer alır. Hastanın tedavi pozisyonunda konumlandırıldığı masa düzeneği üç boyutu hareket kabiliyetine sahiptir.

##### 3.1.2. Film okuyucu (Densitometre)

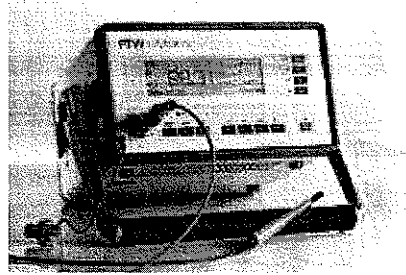
Tez çalışmasında kullanılan Machbeth TD-932 densitometre cihazı, bir siyah geçirgenlik densitometresidir. Cihazdaki filtre, her uygulama için istenilen tipte bilgiyi doğru olarak vermektedir. Işınlanmış filmlerin istenilen noktadaki kararırma derecesini  $\pm\%2$  doğrulukla verebilmektedir. X-ray filmleri, mikrofilm ve fotoğrafik filmlerin okumaları için kullanılan bir densitometredir. Voltaj aralığı 210-260 V, frekansı 50/60 Hz ve sıcaklık aralığı 10-20 °C' dir. 1, 2 veya 3 mm kalınlığındaki filmlerin optik yoğunluğunu okuyabilir. PTW Mephisto su fantomu bilgisayar sistemi desteği ile %DD ve profil verilerini otomatik olarak ölçüp, ayrıca bu verileri eğriler şeklinde görüntüleyebilmektedir (Machbeth Transmission Densitometre TD-932 oparetor's manual 1984).

### 3.1.3. Otomatik banyo cihazı

İşinlanan filmlerin banyo işlemleri için Kodak marka X-Omat 3000RA model otomatik banyo cihazı kullanıldı. Karanlık odada bulunan otomatik banyo cihazına karanlık ortamda atılan filmler rulolar yardımıyla cihaz içindeki developer, fikser ve yıkama bölmeleri içerisinde dolaştırılır. Son olarak filmler havalı kurutma ruloları bölmesinden geçer ve dışarı verilirler.

### 3.1.4. Elektrometre

İyonometretrik ölçümlerde PTW Unidos marka 10002-20273 seri nolu elektrometre kullanıldı (Şekil 3 1). Bu elektrometre ile birlikte kullanılan iyon odalarını ayrı kalibre edilebilmektedir. Ölçümleri "integral doz mod" ve "direk doz mod" biçiminde okuyabilmektedir. Direk doz mod ile yük (Coloumb) ve soğurulan doz (Gy) , integral doz mod ile akım (A) ve doz hızı (Gy/s) ölçebilmektedir. Bu ölçümler dijital bir göstergeden okunur Şehir voltajı ile (115/220 V- 50/60 Hz ) ve ayrıca kendi bataryası ile de çalışabilmektedir Uygulanabilen iyon odası voltajı 0-400 Volt aralığında 50' şer Volt kademelerle ayarlanabilmektedir Voltaj polaritesi uygulanabilir Sızıntı akımı  $\leq 10^{-15}$  A' dir. Soğurulan doz hesaplamaları için yazılım programı da barındırmaktadır.

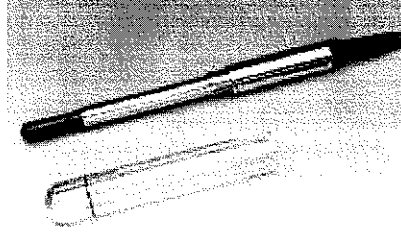


Şekil 3 1 PTW Unidos Elektrometre

### 3.1.5. Farmer tipi iyon odası

PTW marka 30001 model 084 seri nolu farmer tipi iyon odası (Şekil 3.2) kullanıldı. İyon odası hacmi 0,6 cc olan bu tipin dış elektrodu grafit, iç elektrodu Al'dan yapılmıştır. Kalibrasyonu ikinci derece standart laboratuarda Unidos Elektrometre ile

yapılmıştır Yüksek enerjili fotonlarda ( $^{60}\text{Co}$  v.s.) katı fantom içinde başlıksız kullanılırken havada yapılan ölçümlerde PMMA başlıkla birlikte kullanılır.



Şekil 3 2. Farmer tipi iyon odası ve  $^{60}\text{Co}$  için PMMA başlık

### 3.1.6. Kodak X-Omat V verifikasyon filmi

Işık geçirmez zarf içerisinde hazırlanmış direk olarak ışınlanmaya elverişli sağır filmlerdir Normal tedavi koşullarında 25 ile 175 cGy çıkış dozlarında görüntüleme için kullanılabilir. 10x12 inç ve 33x41 cm boyutlarında olmak üzere iki farklı ebatla mevcuttur Ayrıca bu filmler 35x43 boyutlu Kodak EC-V kaseti ile de kullanılabilir.

### 3.1.7. Kodak EDR verifikasyon filmi

Işık geçirmez zarf içerisinde hazırlanmış direk olarak ışınlanmaya elverişli ve yüksek enerjilerde ve yüksek dozlarda ışınlama için ışınlama aralığı genişletilmiş (25-600 cGy) filmlerdir. 10x12 inch ve 35x43 cm boyutlarında olmak üzere iki farklı ebatla mevcuttur

### 3.1.8. Kodak EC lokalizasyon filmi

EC-L Kaset ile ışınlanmak üzere hazırlanmış filmlerdir. Tedavi koşulunda ışınlanan bölgenin lokalizasyon doğruluğunun kontrolü amacıyla çok düşük dozlarda (2-6 cGy) ışınlanarak kullanılır. Kodak EC-V kaset ile de daha yüksek dozlarda (40-70 cGy) kullanılabilir. Film boyutları 35x43 cm'dir

### 3.1.9. Kodak EC-V kaset

Kodak EC ve EC-V filmleri kullanılarak uzun süreli ışınlamalara uygun olarak hazırlanmış 35x43 cm<sup>2</sup> boyutunda kasetlerdir. Ön ekranı 1mm kalınlığında bakır ve fosfor olan kasetin arka ekranı plastikten yapılmıştır.

### 3.1.10. Su fantomu cihazı

PTW marka MP3 model su fantomu üç boyutlu olarak su içerisinde oluşan doz dağılımının ölçülmesi amacıyla dizayn edilmiştir. Su ile doldurulan bir tank ve ölçümlerde kullanılan iyon odasının su içerisinde üç boyutlu hareketini sağlayan motorlu bir hareket sistemine sahiptir. Sistem bir bilgisayar yardımıyla PTW Mephysto programı ile kontrol edilmektedir. İyon odasından gelen bilgiler ve iyon odasının konumu bilgileri ışığında derin doz dağılımları ve profil ölçümleri yapılabilmektedir (PTW MP3 Instruction Manuel).

### 3.1.11. Su eşdeğeri katı fantom

PTW FREIBURG marka RW3 katı fantomlar kullanılmıştır. Boyutları 40x40 cm, kalınlıkları: 1 mm (1 adet), 2 mm (2 adet), 5 mm (1 adet) ve 10 mm (20 adet) olmak üzere plakalar halindedir. %98 Polyester (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>) ve % 2 TiO<sub>2</sub> içerir. Özel bir plaka içinde iyon odasını yerleştirebilmek için uygun delikler vardır. Kütle yoğunluğu 1,045g/cm<sup>3</sup> ve suya göre elektron yoğunluğu 1,012'dir (PTW RW3 Solid Phantom instruction manual 1997)

### 3.1.12. Kaset tutucu sistemi

Kaset tutucu sistemi film kasetinin tedavi koşulunda ışının çıkışında konumlandırılmasını sağlayan ayarlanabilir ve sabitlenebilir bir aparatır. İyonometrik ve densitometrik ışınlama düzeneklerinde iyon odası, film ve film sistemlerinin soğurucu ortam sonrasında yerleştirilmesi gerektiği durumlarda kullanıldı.

## 3.2. Metot

### 3.2.1. İyonometrik ölçümler

#### 3.2.1.1. <sup>60</sup>Co tedavi cihazında su fantomu ile Yüzde Derin Doz ölçümleri

Tez çalışmasında kullanılmak üzere <sup>60</sup>Co tedavi cihazı için su fantomunda, 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutu ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm için merkezi eksen yüzde derin doz ölçümü yapıldı.

#### 3.2.1.2. Verim ölçümleri

<sup>60</sup>Co tedavi cihazı verim ölçümleri iyon odası ve elektrometre yardımıyla 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutunda, SSD 100 cm ve ölçüm derinliği 10 cm' de katı su fantomunda yapıldı. Elde edilen okuma değerleri Mo (okuma/cGy), basınç-sıcaklık düzeltme faktörü C<sub>TP</sub>, iyon odası kalibrasyon faktörü N<sub>D</sub>, pertürbasyon faktörü P<sub>u</sub> ve havadan suya durdurma faktörü S<sub>w,air</sub> ile çarpılarak 10 cm derinlikteki soğurulmuş doz D<sub>10</sub>, cGy biriminden hesaplandı. Yüzde derin Doz ölçümlerinde 10x10 cm<sup>2</sup> alan için elde edilen 10 cm derinliğinin %DD verisine (58,45) göre d<sub>mak</sub>=0,5cm derinliğindeki maksimum doz yani 10x10 cm<sup>2</sup> alanın verimi elde edildi.

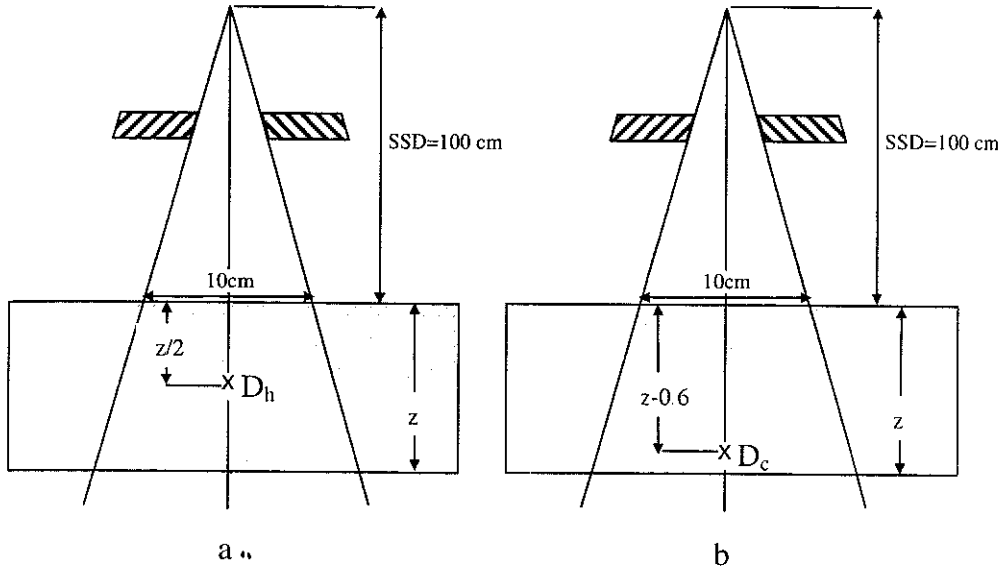
$$D_{10} = M_o \cdot C_{TP} \cdot N_D \cdot P_u \cdot S_{w,air} \quad (15)$$

$$D_{mak}(10x10) = D_{10}(10x10) / \%DD(10x10, 10) \quad (16)$$

#### 3.2.1.3. Transmisyon eğrilerinin elde edilmesi

<sup>60</sup>Co tedavi cihazında 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutu ve SSD 100 cm koşullarında iyon odası yardımıyla farklı kalınlıkta (z) katı su fantomunda iyon odasının iç elektrodu ölçüm noktası olacak şekilde a) z/2 derinlikte yani orta-hat ve b) bu tezde kullanılan düzeneğin olanak sağladığı z=0,6 cm derinlikte çıkış ölçümleri yapıldı (Şekil 3.3). Çıkış dozu ölçümlerinde, iyon odası ile kullanılan özel fantom plakasının yapısı gereği

$^{60}\text{Co}$  enerjisi için build-up mesafesi olan 0,5 cm yerine 0,6 cm derinlikte ölçüm yapılabildiğinden deney düzeneklerinde build-up kalınlığı olarak 0,6 cm alındı



Şekil 3.3. Orta-hat ve çıkış dozu ölçüm düzenekği a)Orta-hat dozu ölçüm düzenekği  
b)Çıkış dozu ölçüm düzenekği

Bu ölçümler  $z = 5, 10$  ve  $20$  cm fantom kalınlıkları için tekrarlandı. Tüm ölçümler bağıl ölçümlerdir. Elde edilen sonuçlar ile orta-hat transmisyon ve çıkış transmisyon değerleri hesaplandı ve transmisyon değerlerinin kalınlığa karşı grafiği çizildi.

#### 3.2.1.4. Transmisyon eğrilerinin kontrol edilmesi

Transmisyon eğrilerinin elde edilmesinden sonra çıkış dozu ve cihaz verimi kullanılarak orta-hat dozunun bu eğriler yardımıyla elde edilebilirliği kontrol edildi. Bu amaçla  $5, 10$  ve  $20$  cm kalınlıklar için  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan ve  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  şartları altında farklı ışınlama süreleri ( $1$  ve  $2$  dakikalık) için çıkış dozu ölçümleri yapıldı. Ölçülen çıkış dozlarına karşılık gelen kalınlıklar için öncelikle çıkış transmisyon değerleri ve orta-hat transmisyon değerleri kullanılarak orta-hat dozu ( $D_{h1}$ ) elde edildi. Cihaz verimi ve yüzde derin doz değerleri kullanılarak hesaplanan orta-hat dozu ( $D_{h2}$ ) ile transmisyon yöntemi ile elde edilen orta-hat dozları ( $D_{h1}$ ) karşılaştırıldı



$$D_{h1} = D_c \cdot \frac{T_h}{T_c} \quad (17)$$

$$D_{h2} = \frac{D_{mak}}{\%DD(z/2)} \quad (18)$$

### 3.2.2. Densitometrik ölçümler

#### 3.2.2.1. Film kalibrasyon işlemleri

Çalışmada farklı film tiplerinin doz cevap eğrilerini elde etmek amacıyla kalibrasyon işlemleri yapıldı. Tüm filmler için aynı düzenek özellikleri ile işlemler yapıldı. Kalibrasyon işlemleri 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutu ile SSD 100 cm'de katı su fantomunda yapıldı. Zarflı filmler için filmler ışının ortama giriş yüzeyinden 5 cm derinlikte yerleştirildi. Kasetli filmler için kasetin yarı kalınlığı ışının ortama giriş yüzeyinden 5 cm derinlikte olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.4)

Zarflı filmler olan Kodak X-Omat V ve EDR filmler için zarflı ve kasetli olmak üzere iki farklı düzenekte kalibrasyon yapıldı. Lokalizasyon filmi Kodak EC film için ise yalnız kasetli düzenekte kalibrasyon yapıldı.

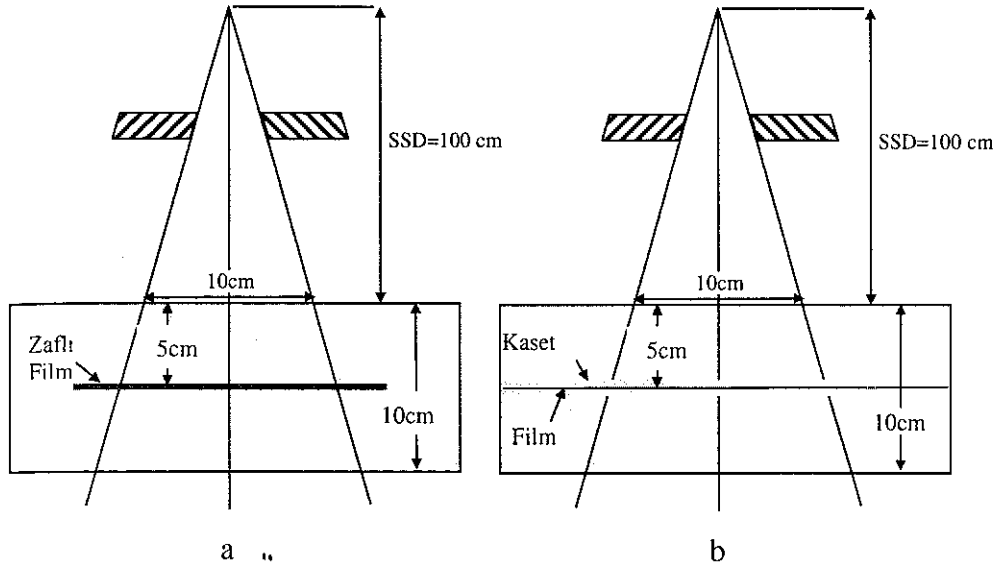
Zarflı kalibrasyon düzeneğinde zarflı filmlerden Kodak X-Omat V 20-110 cGy, Kodak EDR zarflı filmleri ise 100-600 cGy doz aralığında kalibre edildi.

Kasetli kalibrasyon düzeneğinde Kodak X-Omat V filmleri 20-70 cGy, Kodak EDR 20-110 cGy ve Kodak EC-L filmleri 20-110 cGy doz aralıklarında kalibre edildi.

İşinlenen bu filmler banyo işleminden sonra densitometre cihazı ile okundu.

Filmlere uygulanan dozlara karşılık gelen net optik yoğunluk değerlerinin grafiği çizilerek karakteristik eğriler oluşturuldu. Karakteristik eğriler için Microsoft Excel programında grafiklere uyan polinomiyal fonksiyonlar bulundu. Bu fonksiyonlar

filmlerden okunan net optik yoğunlukların doza çevrilmesi amacıyla sonraki deney düzeneklerinde kullanıldı.



Şekil 3.4. Zarflı ve kasetli film kalibrasyon işlemleri için ışınlama düzenekleri a)Zarflı film ışınlama düzeneği b)Kasetli film ışınlama düzeneği

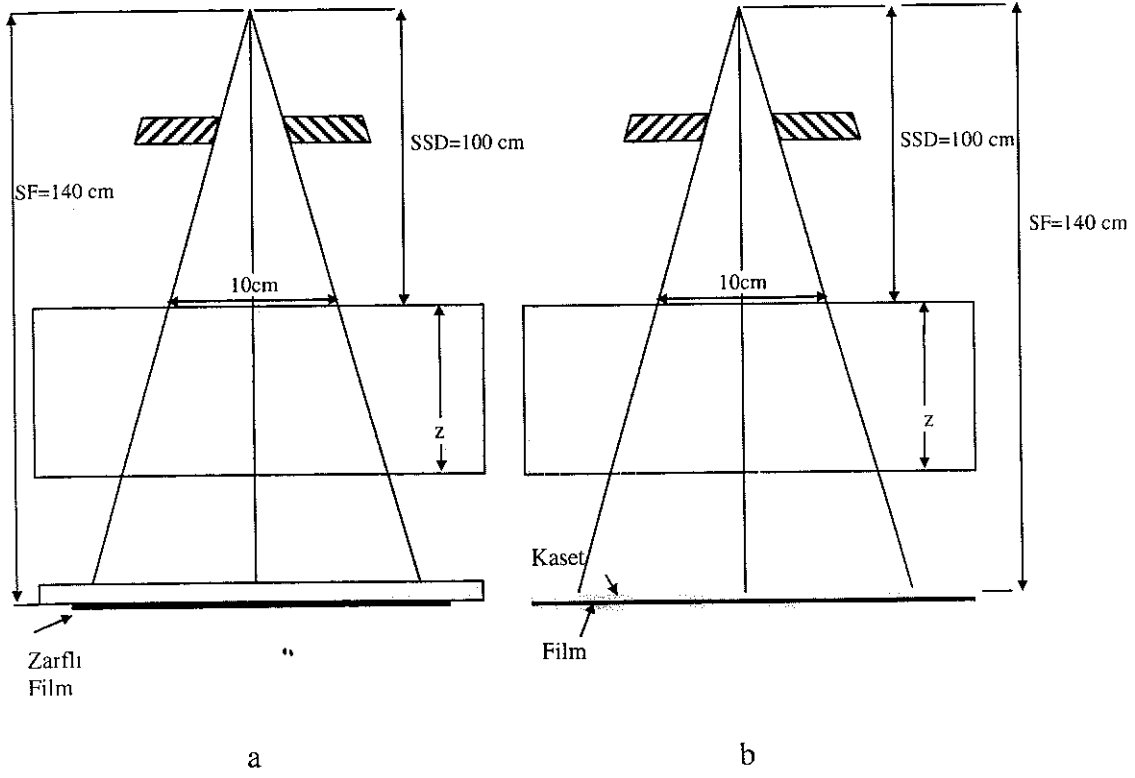
### 3.2.2.2. Zarflı ve kasetli filmler için havada çıkış dozimetri ölçümü düzenekleri

Zarflı filmler soğurucu ortam sonrasında kaset tutucu kullanılarak kaynak film mesafesi (SF) 140 cm olacak şekilde yerleştirildi ve film üzerine doz oluşumunu sağlaması amacıyla katı su fantomu yerleştirildi (Şekil 3.5-a). Kasetli filmler kaset tutucu yardımıyla SF mesafesi 140 cm olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.5-b)

İşinlanmış filmlerin banyo işlemleri otomatik banyo cihazında gerçekleştirildi.

### 3.2.2.3. Filmlerin optik yoğunluk okumaları

Densitometre de okumalar işinlanmış bölgenin orta noktasından ve filmin işinlanmamış bölgesinden olmak üzere iki bölgeden birer okuma yapıldı. İşinlanmış bölge optik yoğunluğundan işinlanmamış bölge optik yoğunluğu fog çıkartılarak net optik yoğunluklar bulundu.



Şekil 3.5. Zarflı ve kasetli film ışınlamaları için düzenekler. a) Zarflı film ışınlama düzeneği b) Kasetli film ışınlama düzeneği

### 3.2.3. Densitometrik yöntem ile elde edilen hava çıkış dozlarından orta-hat dozunun elde edilmesi

Deneyde ışınlanan filmlerin dozları, her film veya film sisteminin kalibrasyon işlemleri sırasında elde edilen kalibrasyon fonksiyonu yardımıyla bulundu

$$FilmDozu = f(OY) \quad (19)$$

Burada " $f(OY)$ " her film sistemi için elde edilen kalibrasyon eğrisine uyan polinomiyal fonksiyon ve " $OY$ " ışınlanmış filmin net optik yoğunluğudur.

Bu aşama sonrasında elde edilen hava çıkış dozu ters kare kanunu kullanılarak soğurucu ortamın çıkış dozu noktasına taşındı (Bogaerts 2000-b, Boellaard 1998-a, Fiorino 2000). Buradan çıkış dozu;

$$D_s^* = f(OY) \cdot \frac{SF^2}{(100+z-0,6)^2} \quad (20)$$

olarak ifade edildi. Bu denklemde SF kaynak film mesafesini, 100+z-0,6 ise soğurucu ortam çıkış dozu noktasının kaynaktan mesafesini ifade etmektedir.

Ayrıca hava çıkış dozu ölçümünde ışının bir soğurucu ortamdan geçip saçılmalara ve azalmaya maruz kaldıktan sonra filme ulaşması nedeniyle bu soğurucu ortam kalınlığına bağlı bir düzeltme fonksiyonu kullanıldı.

$$D_s = f(OY) \cdot \frac{SF^2}{(100+z-0,6)^2} \cdot \frac{1}{g(z)} \quad (21)$$

Bu denklemde “g(z)” soğurucu ortam kalınlığına (z) bağlı bir eksponansiyel fonksiyondur ve deneysel veriler sonucunda elde edildi. Soğurucu ortamın ışın üzerinde meydana getirdiği azaltma ve saçılmalar eksponansiyel fonksiyon ile tanımlanır. Radyasyonun soğurucu ortam öncesi (I<sub>0</sub>) ve sonrasındaki (I) şiddetleri arasındaki ilişki;

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu z} \quad (22)$$

denklemleri ile verilebilir. Bu denklemde “I<sub>0</sub>” radyasyonun soğurucu ortam öncesi şiddeti, “I” radyasyonun soğurucu ortam sonrasındaki şiddeti, “μ” soğurucu ortamın lineer azaltma sabiti ve “z” soğurucu ortam kalınlığıdır. Literatürde hava çıkış dozu ölçümlerinde dijital görüntüleme sistemlerinden elde edilen veri üzerinde soğurucu ortam kalınlığına ve ortamın lineer azaltma katsayılarına bağlı düzeltmeler kullanılmıştır (Bogaerts 2000-b, Boellaard 1998-a,b). Bu tez çalışmasında g(z) düzeltme fonksiyonunun genel biçimi;

$$g(z) = K \cdot e^{-a\mu z} \quad (23)$$

olarak varsayıldı Burada, “z” soğurucu ortam kalınlığı ve “μ” su için lineer azaltma katsayısı olup değeri 0,0632 cm<sup>-1</sup>’dir (Johns 1983). “K” ve “a” her bir film ve film sistemi için sabit değerler olup deney sonuçlarından elde edildi. Farklı kalınlıklar için beklenen çıkış dozları ile hava çıkış dozlarına yalnızca ters kare uygulanarak elde edilen değerlerin oranları bulundu. Bu oranlar dikey eksen parametresi olarak ve soğurucu ortam kalınlığı yatay eksen parametresi olacak şekilde bir grafik çizildi. Bu grafiğe uydurulan eksponansiyel fonksiyon elde edildi. Bu işlem her film veya film sistemi için yapıldı. Fonksiyonların katsayıları g(z) fonksiyonunun “K” katsayısı olarak alındı. “a” katsayısını bulmak için üslü kısmın üssüne ait katsayı (a.μ), su için lineer azaltma katsayısı olan 0,0632’ye bölündü.

Orta-hat dozu (D<sub>h</sub>), iyonometrik yöntemle dayalı çıkış ve orta-hat transmisyon değerleri (T<sub>h</sub>, T<sub>ç</sub>) kullanılarak;

$$D_h = D_s \cdot \frac{T_h}{T_s} \quad (24)$$

denklemini ile her bir film veya film sisteminde farklı kalınlıklar için hesaplandı.

Tüm bu işlemler MS Excel programında tablolar ve işlevler kullanılarak yapıldı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. <sup>60</sup>Co Tedavi Cihazında Su Fantomu ile Yüzde Derin Doz ölçümleri

<sup>60</sup>Co tedavi cihazında su fantomunda elde edilen 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutu ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm için merkez eksen yüzde derin doz değerleri Ek-1'de verilmiştir.

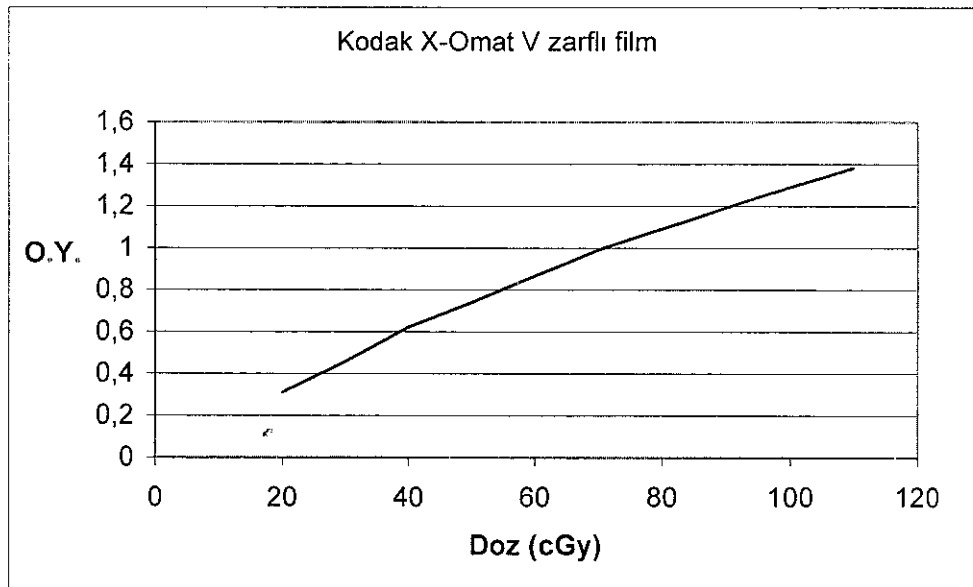
### 4.2. Film Kalibrasyonları Bulguları

#### 4.2.1. Zarflı film kalibrasyon bulguları

Kodak X-Omat V zarflı film için karakteristik eğri Şekil 4 1'de verilmiştir Eğriye  $R^2 = 0,9998$  korelasyon değeri ile uyan polinomial fonksiyon;

$$\text{Doz} = 24,962 \text{ OY}^2 + 41,479 \text{ OY} + 5,0804 \quad (25)$$

olarak bulundu

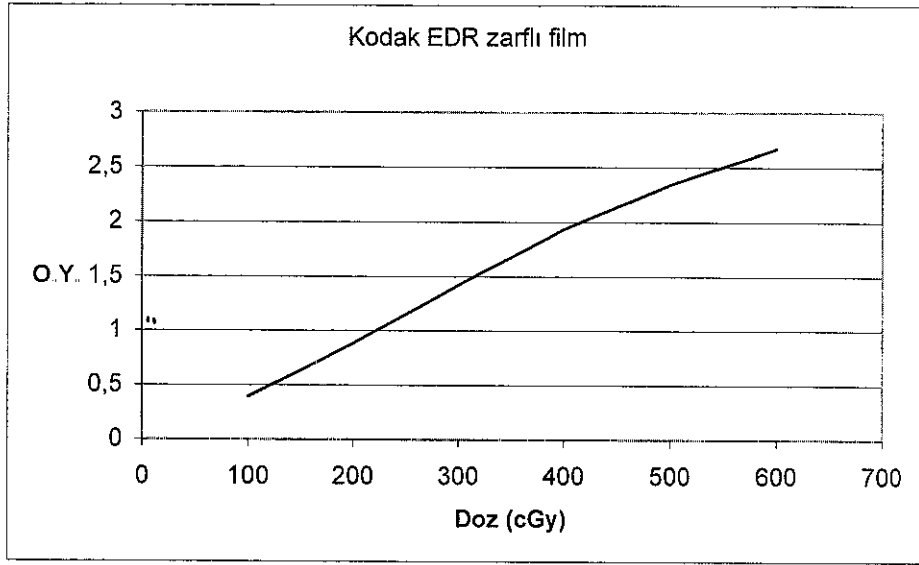


Şekil 4.1. Kodak X-Omat V zarflı film için karakteristik eğri

Kodak EDR zarflı film için karakteristik eğri Şekil 4.2'de verilmiştir. Eğriye  $R^2=0,9982$  korelasyon değeri ile uyan polinomial fonksiyon;

$$\text{Doz} = 23,263\text{OY}^2 + 142,06\text{OY} + 47,267 \quad (26)$$

olarak bulundu.



Şekil 4.2. Kodak EDR zarflı film için karakteristik eğri

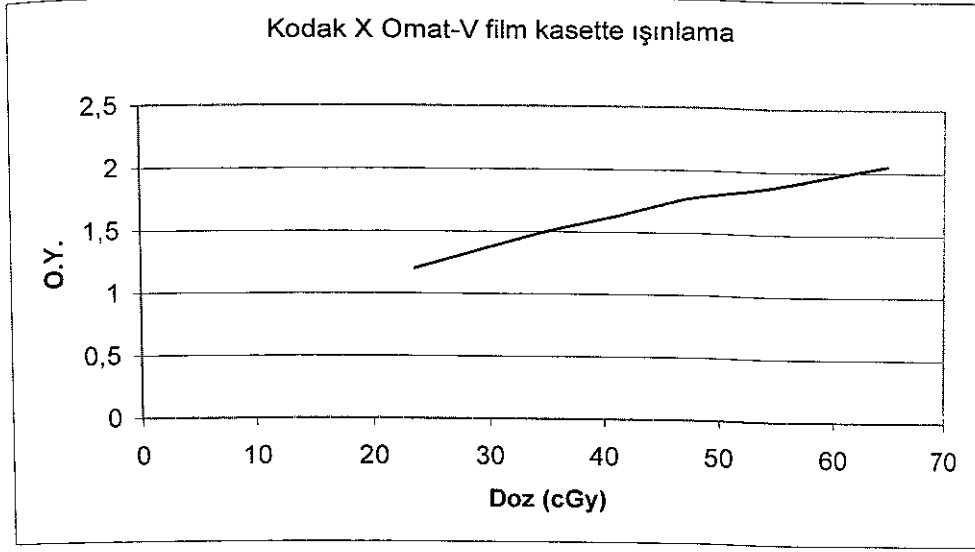
#### 4.2.2. Kasetle ışınlanan filmlerin kalibrasyon bulguları

Kodak X-Omat V zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri Şekil 4.3'de verilmiştir. Eğriye  $R^2 = 0,9990$  korelasyon değeri ile uyan polinomial fonksiyon;

$$\text{Doz} = 20,2114\text{OY}^2 - 17,2119\text{OY} + 15,2338 \quad (27)$$

olarak bulundu.



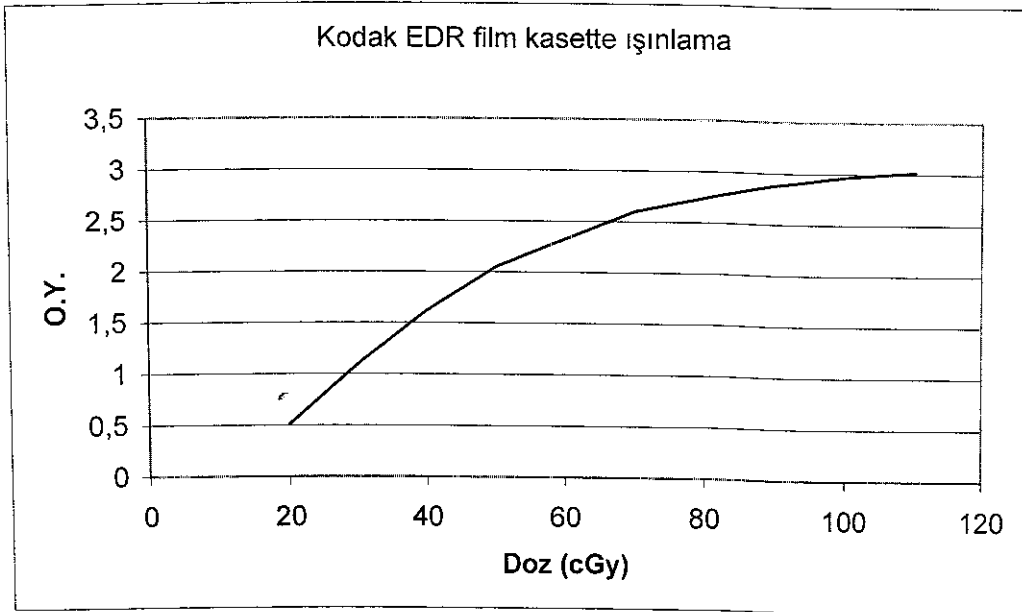


Şekil 4.3. Kodak X-Omat V zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri

Kodak EDR zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri 4.4' de verilmiştir. Eğriye  $R^2 = 0,9950$  korelasyon değeri ile uyan polinomiyal fonksiyon;

$$\text{Doz} = 10,7205\text{OY}^3 - 43,1171\text{OY}^2 - 69,7350\text{OY} - 6,4900 \quad (28)$$

olarak bulundu.

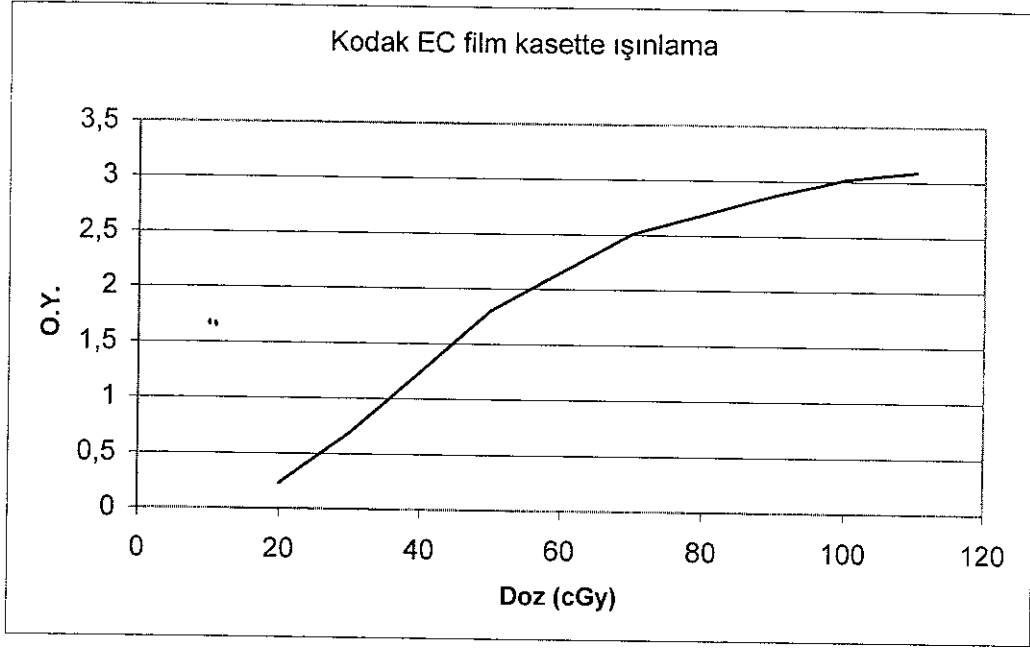


Şekil 4.4. Kodak EDR zarflı filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri

Kodak EC filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri Şekil 4.5'de verilmiştir Eğriye  $R^2 = 0,9980$  korelasyon değeri ile uyan polinomial fonksiyon

$$\text{Doz} = 6,8452 \text{ OY}^3 - 25,5501 \text{ OY}^2 + 45,0640 \text{ OY} + 10,2344 \quad (29)$$

olarak bulundu.



Şekil 4 5 Kodak EC filmin kasette ışınlanması için karakteristik eğri

### 4.3. Transmisyon Eğrileri Ölçüm Bulguları

RW3 katı su fantomunda 5, 10 ve 20 cm kalınlıklar için çıkış ve orta-hat transmisyon ölçüm sonuçları Çizelge 4.1'de verilmiş ve transmisyon eğrileri Şekil 4 6'da verilmiştir.

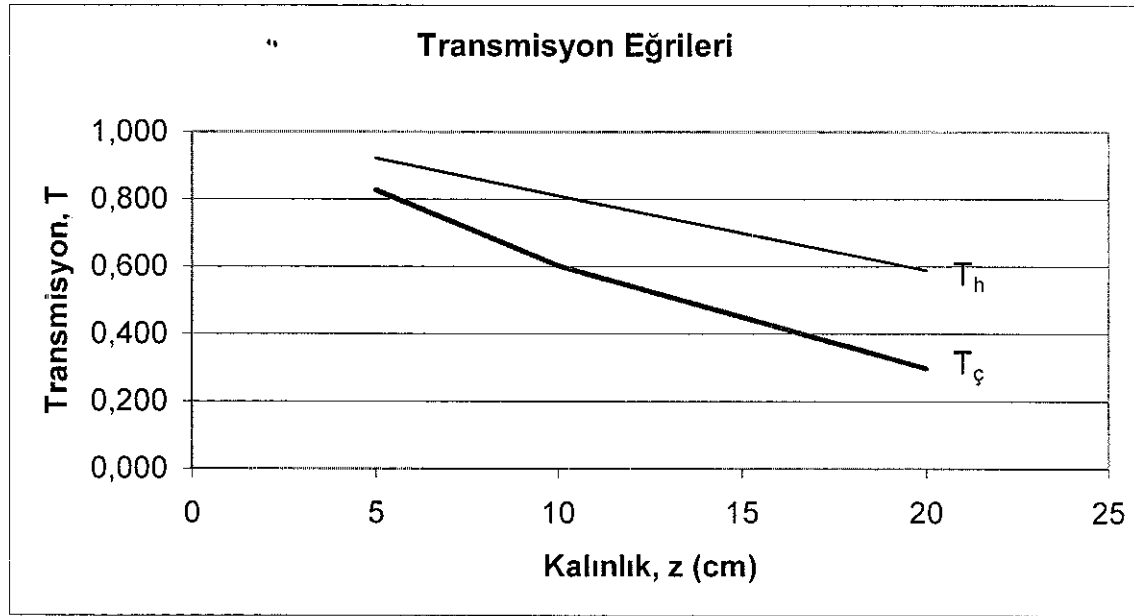
#### 4.3.1. Transmisyon eğrilerinin kontrol edilmesi

Transmisyon eğrilerinin kullanılabilirliğinin kontrolü amacıyla fantomda yapılan 5, 10 ve 20 cm kalınlıklar için  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan ve SSD 100 cm şartları altında 1 ve 2 dakikalık ışınlama süreleri ile ölçülen çıkış dozlarına karşılık gelen kalınlıklar için çıkış transmisyon değerleri ve orta-hat transmisyon değerleri kullanılarak elde edilen orta-hat

dozu ( $D_{h1}$ ) ve cihaz verimi ve yüzde derin doz değerleri kullanılarak hesaplanan orta-hat dozu ( $D_{h2}$ ) değerleri Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Farklı kalınlıklar için transmisyon değerleri

Kalınlık(cm) (z)	Orta-hat Transmisyonu ( $T_{\phi}$ )	Çıkış Transmisyonu ( $T_h$ )
5	0,9228	0,8258
10	0,8097	0,6022
20	0,5894	0,2974



Şekil 4.6.  $T_h$  orta-hat ve  $T_{\phi}$  çıkış transmisyon eğrileri

Çizelge 4.2. Transmisyon eğrilerinin kullanımının doğruluk kontrolü

t	z	Beklenen	Hesaplanan
Işınlama süresi	(cm)	Dh1	Dh2
(min)		(cGy)	(cGy)
1,00	5	66,4172	66,9917
1,00	10	58,0897	58,6915
1,00	20	42,4364	42,5180
2,00	5	132,834	133,249
2,00	10	116,179	116,789
2,00	20	84,8729	84,3622

#### 4.4. Kasetli Filmler İçin Hava Çıkış Dozu Bulguları

Kodak X-Omat V, Kodak EDR ve Kodak EC filmlerin Kodak ECV kaset içerisinde ışınlamaları için farklı kalınlıklarda beklenen orta-hat dozları ve film dozundan yola çıkılarak elde edilen orta-hat dozları Çizelge 4 3' de verilmiştir.

Çizelge 4 3 Belirli orta-hat dozları ile Kodak ECV kaset içinde ışınlanan filmler için elde edilen film dozları

z (cm)	Film	Dh (cGy)	OY	fog	Net OY	Hava çıkış Dozu (cGy)
5	X-omat	70	1,39	0,18	1,21	23,9981
10	X-omat	70	1,18	0,18	1,00	18,2325
20	X-omat	100	1,23	0,22	1,01	18,4666
5	EDR	70	0,84	0,22	0,62	22,7265
10	EDR	70	0,60	0,22	0,38	14,3714
20	EDR	100	0,67	0,21	0,46	17,508
5	EC	70	0,51	0,19	0,32	22,2629
10	EC	70	0,37	0,19	0,18	17,558
20	EC	100	0,41	0,19	0,22	18,9847

#### 4.5. Zarflı Filmler İçin Hava Çıkış Dozu Bulguları

Kodak X-Omat V, Kodak EDR ve Kodak EC filmlerin Kodak ECV kaset içerisinde ışınlamaları için farklı kalınlıklarda beklenen orta-hat dozları ve film dozundan yola çıkılarak elde edilen orta-hat dozları Çizelge 4 4.' de verilmiştir.

Çizelge 4.4. Belirli orta-hat dozları ile zarflı ışınlanan filmler için elde edilen film dozları

z (cm)	Film	Dh (cGy)	OY	fog	Net OY	Doz Film (cGy)
5	X-omat	150	1,07	0,16	0,91	63,4973
10	X-omat	150	0,95	0,18	0,77	51,8192
20	X-omat	150	0,79	0,19	0,6	38,9541
5	EDR,	450	0,94	0,19	0,75	166,8974
10	EDR	450	0,8	0,21	0,59	139,1803
20	EDR	450	0,64	0,21	0,43	112,6541

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Transmisyon Eğrilerinin Kullanımının Doğruluğu

Bölüm 4 3.1’de elde edilen bulgulara göre ölçülen çıkış dozundan yola çıkılarak orta-hat ve çıkış transmisyonları yardımıyla elde edilen orta-hat dozları, yüzde derin doz ve verimden hesaplanan orta-hat dozları arasındaki farklar  $\pm 1\%$ ’in içerisinde bulundu (Çizelge 5 1). Rizzotti metodu olarak bilinen bu yöntemin kullanılabilirliği literatürde de denenmiş olup bu tez çalışmasında bulunan sonuçlar literatür ile uyumludur ( Fiorino 1993, Leunens 1989, Leunens 1990).

Çizelge 5 1 Transmisyon eğrilerinden elde edilen orta-hat dozlarının yüzde derin doz ve verimden hesaplanan orta-hat dozları arasındaki farklar

t	z	Beklenen	Hesaplanan	% Fark
ışınlama süresi (min)	(cm)	Dh1 (cGy)	Dh2 (cGy)	
1,00	5	66,4172	66,9917	0,9
1,00	10	58,0897	58,6915	1,0
1,00	20	42,4364	42,5180	0,2
2,00	5	132,834	133,249	0,3
2,00	10	116,179	116,789	0,5
2,00	20	84,8729	84,3622	-0,6

### 5.2. Hava Çıkış Dozundan Orta-hat Dozunun Hesaplanması

Filmlerden elde edilen hava çıkış dozlarının düzeltme fonksiyonları,

$$g(z) = K e^{-a \mu z} \quad (31)$$

olarak alındığında tüm film veya film sistemleri için çıkartılan düzeltme fonksiyonlarının “K” ve “a” katsayıları Çizelge 5.2’de verilmiştir.

Hava çıkış dozu düzeltme fonksiyonları kullanılarak hesaplanan orta-hat dozları ve beklenen orta-hat dozları ve hata oranları Çizelge 5.3 ve Çizelge 5.4'de verilmiştir.

Çizelge 5.2. Tüm film ve film sistemleri için film dozu düzeltme fonksiyonu parametreleri

Film Sistemi		$K$	$a$	Korelasyon
ZarflıFilmler	X-Omat	0,8821	0,183544	0,9055
	EDR	0,7448	0,080696	0,5578
Kasetli Filmler	X-Omat	0,7356	0,313291	0,9909
	EDR	0,6352	0,27057	0,6248
	EC	0,6605	0,205696	0,9542

Çizelge 5.3. Kasetli filmler için film dozu düzeltme fonksiyonları kullanılarak hesaplanan orta-hat dozları ve beklenen orta-hat dozları ve hata oranları

z (cm)	Kaset İçinde Film	D <sub>h</sub> (cGy)	Düzeltilmiş Film Dozu (cGy)	Ters Kare Uygulaması	Transmisyon	%Fark
					Değerlerinden Hesaplanan D <sub>h</sub>	
5	X-omat	70	36,0189	64,77174	72,38161	3,4
10	X-omat	70	30,21307	49,47847	66,52934	-5,0
20	X-omat	100	37,30152	51,28306	101,6229	1,6
5	EDR	70	38,97211	70,0824	78,31621	11,9
10	EDR	70	26,84444	43,96183	59,1116	-15,6
20	EDR	100	38,80209	53,34608	105,711	5,7
5	EC	70	35,96973	64,68331	72,28279	3,3
10	EC	70	30,27338	49,57724	66,66215	-4,8
20	EC	100	37,27764	51,25024	101,5579	1,6



Çizelge 5.4. Zarflı filmler için film dozu düzeltme fonksiyonları da kullanılarak hesaplanan orta-hat dozları ve beklenen orta-hat dozları ve hata oranları

z (cm)	Zarflı Film	D <sub>h</sub> (cGy)	Düzeltilmiş Film Dozu (cGy)	Ters Kare Uygulaması	Transmisyon Değerlerinden Hesaplanan D <sub>h</sub>	%Fark
5	X-omat	150	76,283	137,18	153,29	2,2
10	X-omat	150	65,971	108,04	145,27	-3,2
20	X-omat	150	55,692	76,57	151,72	1,1
5	EDR	450	229,871	413,37	461,94	2,7
10	EDR	450	196,647	322,04	433,02	-3,8
20	EDR	450	167,496	230,28	456,32	1,4

## 6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında  $^{60}\text{Co}$  tedavi cihazında, soğurucu ortam sonrasında film veya film sistemleri ile elde edilen hava çıkış dozlarından orta-hat dozunun belirlenmesi için gerekli işlemler ve denklemler geliştirildi.

Orta-hat dozu, ters kare düzeltmesi, soğurucu ortam kalınlığına ve yapıya özel lineer azaltma katsayısına bağlı eksponansiyel fonksiyon düzeltmeleri ve iyonometrik yöntemle elde edilen çıkış ve orta-hat transmisyon oranları kullanılarak, farklı soğurucu ortam kalınlıkları için her bir film veya film sisteminde hesaplandı.

Zarflı film sistemlerinden Kodak X-Omat filmleri ile elde edilen orta-hat dozlarındaki fark  $\pm\%3,2$  olarak bulundu. Kodak EDR filmleri ile elde edilen orta-hat dozlarındaki fark ise  $\pm\%3,8$  olarak bulundu. Zarflı film sistemleri ile orta-hat dozunun bulunması kabul edilebilir sınırlar ( $\pm\%5$ ) içerisinde dir.

Kasetli film sistemlerinde ise Kodak EC film ile Kodak EC-V kaset sisteminin kullanılması ile orta-hat dozunun hesaplanması  $\pm\%4,8$  fark ile sağlanabildi.

Bu tez çalışmasının sonuçlarının radyoterapide kullanılma zorluğu, soğurucu ortamın homojen olmamasıdır. Hasta tedavisinde inhomojen yapılar ve bunlara ait kalınlıklar hava çıkış dozu üzerinde etken olacaktır ve bu nedenle tez çalışmasında elde edilen hata oranlarından daha yüksek hatalar beklenmektedir. Ancak hastalarda bu yöntemin uygulanmasında en azından merkezi eksen BT kesitlerinden hastaya ait yapı ve kalınlık bilgilerinin edinilmesi ve bu yapılara ait lineer azaltma katsayılarının ( $\mu$ ) formülasyon içerisinde yer alması ile orta-hat dozunun elde edilmesi öngörülmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- BARTELINK, H, BREUR, K and HART, G. 1982. Radiotherapy of lymph node metastases in patients with squamous cell carcinoma of the head and neck region. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 8: 983-989
- BLANCO, S, LOPEZ-BOLE, M A., and DESCO, M. 1987. Quality assurance in radiation therapy: systematic evaluation of errors during the treatment execution. *Radiotherapy and Oncology*, 8: 253-261.
- BOELLAARD, R., ESSERS, M., VAN HERK, M., and MINJHAER, B.J 1998. New method to obtain the midplane dose using portal in vivo dosimetry. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 41:465-474.
- BOELLAARD, R., VAN HERK, M., UITERWAAL, H., ET AL. 1998 First clinical tests using a liquid-filled electronic portal imaging device and a convolution model for the verification of the midplane dose. *Radiotherapy and Oncology*, 47(3): 303-312.
- BOGAERTS, R., HUYKENS, D., WELTENS, C. and DUTREIX, A 2000. Variation of relative transit dose profiles with patient-detector distance. *Radiotherapy and Oncology*, 54: 29-37
- BOGAERTS, R., VAN ESCH, A., REYEMEN, R. and HUYKENS, D. 2000. A method to estimate the transit dose on beam axis for verification of dose delivery with portal images. *Radiotherapy and Oncology*, 54: 39-46.
- BOR, D. 2000. Diagnostik Radyoloji Fiziği Ders Notları.
- BRAHME, A , 1984 Dosimetric precision requirements in radiation therapy. *Acta Radiol Oncol.*, 23: 379-391.
- BRAHME, A., CHAUAUDRA, J, and LANDBERG, T., et al 1988 Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons *Acta Oncol.*, :Suppl 1: 1-76.
- BROGGI, S., FIORINO, C and CALANDRINO, R. 2001. A simple and robust method for in vivo mid line dose map estimations using diodes and portal detectors *Radiotherapy and Oncology*, 58: 169-178

- CORLETTO, D. FIORINO, C., CATTANEO, G.M., MANGILI, P. and CALANDRINO, R. 1998. Dose calculation and dosimetry tests for clinical implementation of 1D tissue-deficit compensation by a single dynamic absorber. *Radiotherapy and Oncology*, 47: 53-62
- DYK, J.V. 1999. The modern technology of radiation oncology Medical Physics Publishing, Medison, Wisconsin, 1073 / 795
- EMAMI, B., LYMAN, J. and BROWN, A et al.1991. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 21:109-122.
- ESSERS, M. and MINJHEER, B.J. 1999. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 43: 245-259.
- ESSERS, M., BOELLAARD, R. and VAN HERK, M. et al. 1996. Transmission dosimetry with a liquid-filled electronic portal imaging device. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys.*, 34: 931-941.
- FIORINO, C., DEL VECCHIO, A., CATTANEO, G.M., FUSCA, M., LONGOBARDI, B., SIGNOROTTO, P. and CALANDRINO, R. 1993. exit dose measurements by portal film *Radiotherapy and Oncology*, 29: 336-340
- FIORINO, C., CORLETTO, D., MANGILI, P., BROGGI, S., BONINI, A., CATTANEO, G.M., PARISI, R., ROSSO, A., SIGNOROTTO, P., VILLA, E. and CALANDRINO, R. 2000. Quality assurance by systematic in vivo dosimetry: results on a large cohort of patients. *Radiotherapy and Oncology*, 56: 85-95
- GLADSTONE, D.J., LU, X.Q. and HUMM, J.L. et al. 1994. A miniature mosfet radiation dosimeter probe. *Med Phys*. 21: 1721-1728.
- GOITEIN, M. 1983. Nonstandard deviations *Med. Phys* 10:709-711.
- HANSEN, V.N., EVANS, P.M. and SWINDELL, W. 1996. The application of transit dosimetry to precision radiotherapy. *Med. Phys*. 23: 713-721.
- HEIJMEN, B.J.M., PASMA, K.L. and KROONWIJK, M. et al 1995. Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID) *Phys. Med. Biol.*, 40: 1943-1955.
- HEUKELOM, S., LANSON, J.H. and MIJNHEER B.J. 1991. Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes *Phys. Med. Biol.*, 36:47-59.

- HEUKELOM, S., LANSON, J.H. and MIJNHEER B.J. 1992. In vivo dosimetry during pelvic treatment. *Radiotherapy and Oncology*, 25: 111-120
- HUYKENS, D., VAN DAM, J. and DUTREIX, A. 1994. Mid plane dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging. *Phys. Med. Biol.*, 39: 1089-1101
- IAEA TECDOC-734. 1994. Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery.
- IAEA Technical report series No:277. 1987. Absorbed dose determination in photon and electron beams. Vienna.
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report 24 1976. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. International Commission On Radiation Units And Measurements. Washington DC.
- JOHNS, H.E. and CUNNINGHAM, J.R. 1983. The Physics of radiology. Charles C. Thomas Publisher. Springfield, Illinois, U.S.A. 796 pp.
- KAPP, K., STUECKLSCHWEIGER, G. and KAPP, D. et al. 1992. Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: results of orthogonal film, tld, and ct assisted techniques. *Radiotherapy and Oncology*, 24: 137-146.
- KHAN, F.M. 1994. The Physics of Radiation Therapy. Second Edition. Williams and Wilkins, USA.
- KIRBY, M.C. and WILLIAMS, P.C. 1993. Measurement possibilities using an electronic portal imaging device. *Radiotherapy and Oncology*, 29: 237-243.
- KROONWIJK, M., PASMA, K.L., QUINT, S., KOPER, P.C.C., VISSER, A.G. and HEIJMEN B.J.M. 1998. In vivo dosimetry for prostate cancer patients using an electronic portal imaging device (EPID); demonstration of internal organ motion. *Radiotherapy and Oncology*, 49: 125-132.
- KUTCHER, G.J., COIA, L. and GILLIN, M. et al. 1994. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM (American Association Of Physicists In Medicine) Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Medical Physics*, 21: 581-618.

- LANSON, JH., ESSERS, M., MEIJER, G.J., MINKEN, A.W.H., UITERWAAL, GJ.  
and MINJHEER B.J.
- LANSON, JH., ESSERS, M., UITERWAAL, GJ , et al. 1999. In Vivo Dosimetry: An essential part of a quality assurance programme of conformal radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 52 (1):51-59
- LEE, W R., HANKS, G.E. and HANLON, A.L. et al. 1995. Lateral rectal shielding reduces late rectal morbidity after high dose three-dimensional conformal radiation therapy for clinically localized prostate cancer: Further Evidence For A Dose Effect. Proceedings Of The 37th Annual Astro Meeting. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 32 SUPPL: 142.
- LEUNENS, G., VAN DAM, J. and DUTREIX, A. VAN DER SCHUEREN, E. 1989. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 1 Entrance Dose Measurements, a reliable procedure *Radiotherapy and Oncology* , 17: 141-151
- LEUNENS, G., VAN DAM, J. and DUTREIX, A. et al. 1990. Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose. *Radiotherapy and Oncology* , 19: 73-87.
- LEUNENS, G , VERSTRAETE, J. and VAN DEN BOGAERT, W. et al 1992 Human errors in data transfer during the preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result. "Garbage in garbage out" *Radiotherapy and Oncology*, 23:217-222.
- MACHBETH TRANSMISSION DENSITOMETRE ID-932 OPARETOR'S MANUAL. 1984
- MANGILINI, 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
- MAYER, R., WILLIAMS, A , FRANKEL, T., CONG, Y., SIMONS, S., YANG, N , TIMMERMAN, R. 1997. Two-dimensional film dosimetry application in heterogeneous materials exposed to megavoltage photon beams. *Medical Physics*, 24 (3): 455-460

- MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J. and WAMBERSIE, A. 1987. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiotherapy and Oncology*, 9: 33-44.
- PASMA, K.L., KROONWIJK, M., QUINT, S., VISSER, A.G. and HEIJMEN B.J.M. 1999. Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 45(5): 1297-1303
- PTW RW3 SOLID PHANTOM INSTRUCTION MANUAL. 1997.
- PTW MP3 INSTRUCTION MANUAL.
- RIBAS, M., JORNET, N., EUDALLO, T., CARABANTE, D., DUCH, M.A., GINJAUME, M., SEGURA, G.G. and DOBLANO, F.S. 1998. Midplane dose determination during total body irradiation using in vivo dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*, 49: 91-98
- RIZZOTTI, A., COMPRI, C. AND GARUSI, G.F. 1985. Dose evaluation to patients irradiated by  $^{60}\text{Co}$  beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces. *Radiotherapy and Oncology*, 3: 279-283
- RUDÉN, B. 1976. I. Evaluation of the clinical use of tld. *Acta Radiol Ther. Phys. Biol*, 15: 447-464.
- STASI, M., CASANOVA, V., BORCA, FIORINO C. 1997. measurements of exit dose profiles in  $^{60}\text{Co}$  beams with a conventional portal film system. *The British Journal Of Radiology*, 70: 1283-1287
- STERN, R.L., FRAAS, B.A., GERHARDSON, A. and LAM, K.L. 1992. Generation and use of measurement-based 3-D dose distributions for 3-D dose calculation verification. *Medical Physics*, 19(1): 165-173
- VAN DAM, J. and MARINELLO, G. 1994. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. *ESIRO Physics for radiotherapy Booklet No 1*
- VAN DAM, J., LEUNENS, G. and DUTREIX, A. 1994. Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery IAEA-TECDOC-734. Proceedings of the Interregional Seminar for Europe, the Middle East and Africa Organized by the International Atomic Energy Agency in co-operation with the European Society For Therapeutic Radiology and Oncology and held in Leuven.



- VAN DAM, J , VAERMAN, C , BLANCKAERT, N., LEUNENS, G , DUTREIX, A  
and VAN DER SCHUEREN, E. 1992. Are port films reliable for in vivo exit  
dose measurements *Radiotherapy and Oncology* 25: 67-72
- WELTENS, C., VAN DAM, J , DUTREIX, A and VAN DER SCHEUREN, E. 1994.  
Reliability of clinical port films for measuring dose inhomogeneities in  
radiotherapy for head and neck tumours. *Radiotherapy and Oncology*, 30: 167-  
170
- WELTENS, C , HUYKENS, D , DUTREIX, A and VAN DER SCHEUREN, E. 1998.  
Assesment of dose homogeneities in clinical practice by film dosimetry  
*Radiotherapy and Oncology*. 49: 287-294
- YUNPING Z. and YEO J. I., 1999. Portal dosimetry using x-ray film: an experimental  
and computational study. *Medical Physics*, 26 (11) : 2403-2409

“

## EK-1

Su fantomunda elde edilen 10x10 cm<sup>2</sup> alan ve SSD 100 cm için merkez eksen yüzde derin doz değerleri.

Derinlik (mm)	Yüzde Derin Doz	Derinlik (mm)	Yüzde Derin Doz
0	78,27	100	58,45
1	84,63	105	56,71
2	91,95	110	55,10
3	97,23	115	53,10
4	99,59	120	50,99
5	100,00	125	49,11
6	99,65	130	47,42
7	99,28	135	45,88
8	98,85	140	44,40
9	98,47	145	42,96
10	97,95	150	41,60
13	97,03	155	40,17
16	95,78	160	38,58
19	97,24	165	37,18
22	92,73	170	36,03
25	91,48	175	34,80
28	90,31	180	33,49
30	88,92	185	32,30
35	87,01	190	31,17
40	84,71	195	30,12
45	82,32	200	29,05
50	80,01	205	27,93
55	77,74	210	26,86
60	75,54	215	25,94
65	73,37	220	25,09
70	70,85	225	24,27
75	68,54	230	23,50
80	66,72	235	22,70
85	64,71	240	21,81
90	62,46	245	20,91
95	60,39	250	20,35

## ÖZGEÇMİŞ

Adem Ünal KIZILDAĞ 1980 yılında Kütahya' da doğdu. İlk öğrenimini Devrek ve orta öğrenimini Adapazarı' nda tamamladı. 1996 yılında girdiği Akdeniz Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nden 2000 yılında mezun oldu. Eylül 2001- Eylül 2004 tarihleri arasında Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı' nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 2000 yılından beri Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda Fizik uzmanı olarak görev yapmaktadır.