



**T. C.**  
**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**6 MV VE 15 MV FOTON ENERJİLERİNDE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRESİNİN**  
**ARAŞTIRILMASI**

**Yonca YAHŞİ**  
**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**Bursa-2011**



T. C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

6 MV VE 15 MV FOTON ENERJİLERİNDE KÜÇÜK ALAN DOZİMETRESİNİN  
ARAŞTIRILMASI

Yonca YAHŞI

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

Danışman: Doç. Dr. Meral KURT

Bursa-2011

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu tez, jürimiz tarafından Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Adı ve Soyadı

İmza

Tez Danışmanı Doç. Dr. Meral KURT

Üye Prof.Dr.Lütfi ÖZKAN

Üye Doç. Dr. Meral KURT

Üye Prof.Dr.Gökay KAYNAK

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun ..... tarih, .....  
sayılı toplantısında alınan ..... numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Gürsel SÖNMEZ  
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

# İÇİNDEKİLER

|  |    |
|--|----|
| İÇİNDEKİLER.....                                   | I  |
| ÖZET.....  | IV |
| SUMMARY.....                                       | V  |
| 1. GİRİŞ.....                                      | 1  |
| 2. GENEL BİLGİLER.....                             | 3  |
| 2.1. RADYOTERAPİ.....                              | 3  |
| 2.1.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi .....      | 3  |
| 2.1.2. IMRT(Intensity Modulated Radiotherapy)..... | 3  |
| 2.1.3. Görüntülenebilir tümör hacmi(GTV).....      | 4  |
| 2.1.4. Klinik hedef hacmi (CTV).....               | 4  |
| 2.1.5. Planlanan hedef hacmi (PTV).....            | 5  |
| 2.1.6. Tedavi hacmi (TV).....                      | 5  |
| 2.1.7. Işınlanan hacim (IV).....                   | 5  |
| 2.1.8. Riskli organ (OAR).....                     | 5  |
| 2.1.9. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV).....     | 6  |
| 2.2. LİNEER HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZLARI.....     | 7  |
| 2.2.1. Çok yapraklı kolimatör (MLC).....           | 11 |
| 2.2.2. MLC' lerin fiziksel özellikleri.....        | 12 |
| 2.2.2.1. Fokoslama özellikleri ve penumra.....     | 12 |
| 2.2.2.2. Lifler arası geçirgenlik.....             | 13 |
| 2.2.2.3. Lif geçirgenliği.....                     | 14 |
| 2.3. DOZİMETRİK PARAMETRELER.....                  | 14 |
| 2.3.1. Verim ( Out-put ) faktörleri.....           | 14 |
| 2.3.2. Penumbra.....                               | 16 |

|   |    |
|---|----|
| 2.3.2.1. Fiziksel penumbra .....                | 16 |
| 2.3.2.2. Geometrik penumbra.....                | 16 |
| 2.3.3. Rölatif doz faktörü.....                 | 16 |
| 2.4. DOZİMETRİ SİSTEMLERİ.....                  | 17 |
| 2.4.1. İyonizasyon dozimetri sistemleri.....    | 17 |
| 2.4.1.1. Silindirik iyon odaları.....           | 17 |
| 2.4.2. Film dozimetrisi.....                    | 18 |
| 2.4.3. Termolüminesans dozimetre (TLD).....     | 20 |
| 2.5. KÜÇÜK ALAN DOZİMETRİSİ.....                | 22 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM.....                         | 24 |
| 3.1. GEREÇ.....                                 | 24 |
| 3.1.1. Siemens Artiste lineer hızlandırıcı..... | 24 |
| 3.1.2. RW-3 su eşdeğeri katı fantom.....        | 25 |
| 3.1.3. PTW 30002 iyon odası.....                | 25 |
| 3.1.4. Semiflex iyon odası.....                 | 25 |
| 3.1.5. PinPoint Thimble iyon odası.....         | 25 |
| 3.1.6. Markus PP iyon odası.....                | 25 |
| 3.1.7. Unidos elektrometre.....                 | 26 |
| 3.1.8. Termolüminesans dozimetre (TLD).....     | 26 |
| 3.1.9. TLD okuyucu.....                         | 26 |
| 3.1.10. TLD fırını.....                         | 27 |
| 3.1.11. XIO CMS tedavi planlama sistemi.....    | 27 |
| 3.2. YÖNTEM.....                                | 28 |
| 3.2.1. Rölatif doz faktörleri.....              | 28 |
| 3.2.2. İyon odası ölçümleri.....                | 28 |
| 3.2.3. TLD'lerin yerleştirilmesi.....           | 29 |
| 3.2.4. TLD'lerin okunması.....                  | 29 |
| 3.2.5. BTPS ölçümleri.....                      | 29 |

|  |    |
|--|----|
| 4. BULGULAR.....                                 | 30 |
| 4.1. İYON ODASI İLE YAPILAN ÖLÇÜM SONUÇLARI..... | 30 |
| 4.2. TLD İLE YAPILAN ÖLÇÜM SONUÇLARI.....        | 32 |
| 4.3. BTPS İLE YAPILAN ÖLÇÜM SONUÇLARI.....       | 33 |
| 5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....                        | 35 |
| 6. KAYNAKLAR.....                                | 38 |
| TEŞEKKÜR.....                                    | 41 |
| ÖZGEÇMİŞ.....                                    | 42 |

## ÖZET

Çalışmanın amacı, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)'de çok önemli yeri olan küçük alan dozimetrisinde karşılaşılan dozimetrik sorunların aşılabilmesi için en uygun ölçüm yönteminin araştırılmasıdır.

Çalışmada Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoterapi Merkezinde bulunan ARTISTE lineer hızlandırıcı (6-15 MV) cihazında çok yapraklı kolimatör (MLC) ile oluşturulacak 1x1 – 15x15 cm arasındaki kare alanların rölatif doz faktörleri (RDF) Farmer, Semiflex, PinPoint, Markus PP iyon odası ve Termolüminesans dozimetri (TLD) kullanılarak araştırıldı.

Her bir alan için d=10 cm'de , 100 MU verilip 3'er kez ölçüm yapılarak ortalamaları alındı. Aynı alanlar Bilgisayarlı tedavi planlama sistemi (BTPS)'de oluşturuldu ve nokta doz okumaları yapıldı. Kullanılan yöntemlerden elde edilen sonuçlar kıyaslandı. Elde edilen rölatif doz faktörleri, tedavi planlama sisteminin verileriyle karşılaştırıldı.

6 ve 15 MV foton enerjilerinde, küçük alanlarda PinPoint iyon odası ve TLD cevapları kendi arasında benzer sonuçlara sahipken diğer iyon odalarına göre daha yüksek doz cevabı vermektedirler. Farmer iyon odası 4x4 cm den daha küçük alanlarda ciddi doz düşüşleri sergilemektedir. Fakat 4x4 cm den büyük alanlarda tüm iyon odaları benzer doz cevabı vermektedir.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar doz verimi ölçümlerinde çözünürlüğü yüksek iyon odaları ve TLD kullanılması uygun olduğunu göstermektedir. Ayrıca 0,6 cm<sup>3</sup> iyon odaları gibi hassas ölçüm hacmi geniş olan iyon odaları, küçük alanlarda absorbe doz için uygun değildir. PinPoint iyon odası küçük alanların absorbe doz ölçümleri için iyi bir seçimdir.

**Anahtar Kelimeler: Küçük alan dozimetrisi, rölatif doz faktörü, İyon odası, Termolüminesans Dozimetri (TLD)**

## SUMMARY

### **Analysis Of Small Field Dosimetry For 6 and 15 MV Photon Beams**

The aim of this study is to obtain the optimum measurement method to overcome the dosimetric problems in small field dosimetry which is very important in Intensity Modulated Radio Therapy (IMRT).

In this study, the relative dose factors (RDF) obtained by Farmer, Semiflex, PinPoint, Marcus PP ionisation chambers and Thermoluminescence dosimetry (TLD) of the square fields between 1x1- 15x15 cm generated by multi leaf collimator (MLC) of Siemens Artiste linear accelerator (6-15 MV) were researched .

For each field in  $d=10$  cm, the measurements are performed thrice using 100 MU and averages are obtained. Same fields are created in Computer treatment planning system (CTPS) and reference point doses are recorded. The measurement results obtained from different devices are compared. Then, Relative Dose Factors are compared with data obtained by CTPS.

In 6 and 15 MV, the data obtained by PinPoint ion chamber and TLD were similar, but this data was higher dose response to other devices. However, all ion chambers have similar dose response in fields larger than 4x4 cm. Farmer ion chamber presents rapid dose decrease in fields smaller than 4x4 cm.

As a result, usage of high resolution ion chambers and TLD in dose efficiency measurement are shown appropriate. Furthermore, large sensitive measurement volume ion chambers such as  $0.6\text{ cm}^3$  aren't suitable for using absorbed dose measurement in small fields. PinPoint ion chamber is a good choice for absorbed dose measurement in small fields.

**Keywords: Small field dosimetry, relative dose factors, ion chamber, Thermoluminescence dosimetry (TLD)**



# 1. GİRİŞ

Radyoterapide temel hedef normal doku dozunu minimumda tutup hedef hacme uygun homojen dozu vermektir. Günümüzde yaygın olan konvansiyonel tekniklerle bu pek mümkün olamamaktadır. Son yıllarda gelişen yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT) ile hedefte en uygun (konformal) doz dağılımı elde edilebilmektedir. Bu tedavi tekniği sağlıklı dokuları daha iyi koruma olanağı sağlaması nedeniyle, tümörde daha yüksek dozlara ulaşılmasına imkan vermekte, böylece iyileştirilmiş tümör kürü sağlamaktadır. IMRT' nin kullanımı radyoterapinin optimizasyonu (kompleks şekilli hedef hacim için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması, vs.) açısından çok yararlı olmuştur.

IMRT, 3-D konformal tedavinin gelişmiş bir şeklidir. IMRT' de konformal doz dağılımı lineer hızlandırıcının kafasında bulunan çok yapraklı kolimatör (MLC) yardımıyla elde edilir. Alışlagelmiş veya klasik konformal tedavinin aksine herbir IMRT alanının doz yoğunluğu karmaşık bir yolla değiştirilir. IMRT iki şekilde uygulanır: Birincisi ışınlama esnasında kolimatör yapraklarının sürekli hareketiyle oluşturulan dinamik IMRT ( DMLC ) tekniği, ikincisi ise ışınların alt segmentlere bölünerek verildiği step and shoot tekniğidir ( SMLC ) (1-3).

Konformal doz dağılımını elde etmek için kullanılan IMRT alanları küçük alt alanlardan oluşur. Bazen bu alanların boyutları  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  olabilmektedir. Bu küçük alanlar da tedavi alanı içerisindeki ani doz düşüşleri gibi dozimetrik problemlere neden olurlar. Bu hızlı doz düşüşleri, tümöre verilmesi istenen dozda sapmalara neden olur.

Küçük alan kullanımında bir diğer dozimetrik problem ise ölçüm alırken kullanılan dedektörlerin tedavide kullanılan alanlara göre hacim olarak çok büyük olmasıdır. Standart dedektörler küçük alandaki doz dalgalanmalarından dolayı doz değerini tam olarak ölçemezler. Bu yüzden daha küçük hacimli iyon odalarının kullanılması gerekir (4, 5).

Wolfram ve Wong (6) 0.6 cc Farmer ve 0.015 cc PinPoint iyon odası ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerlerle karşılaştırdıklarında 0.015 cc lik iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın okumalar gösterdiğini görmüşlerdir. Bu değerleri film, Termoluminesans Dozimetri(TLD) ve diamond dedektör okumalarıyla karşılaştırdıklarında ise doku eşdeğeri olması ve mükemmel uzaysal çözünürlüğe sahip olmasından dolayı en iyi sonucun diamond dedektörle okunan sonuç olduğunu bulmuşlardır.

Yapılan bu çalışmalardan görölüyor ki IMRT kalite güvenirliği işlemi için farklı dozimetri sistemleri kullanılabilir. IMRT'nin doğrulanmasında önemli olan, en uygun ve doğru sistemi kullanmaktır.

Bu çalışmadaki amacımız yoğunluk ayarlı radyoterapide önemli yeri olan küçük alan dozimetrisinde karşılaşılan dozimetrik sorunların aşılabilmesi için en uygun ölçüm yönteminin araştırılmasıdır.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Radyoterapi

1895 yılında röntgen ışınının keşfinden hemen sonra deride iyileşmeyen yaraların tedavisi için bu ışınlar kullanılmaya başlanmış ve kanser tedavisinde röntgen ışınının yeri hekimlerin dikkatini çekmiştir.

Tümör biyolojisinin ve ışın tedavisinin biyolojik ve fiziksel bilgilerinin gelişmesiyle , radyoterapi alanı genişlemiş ve tedavi başarıları artmıştır.

#### 2.1.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi

Radyoterapinin amacı, hedef hacimde homojen radyasyon doz dağılımını hedeflerken sağlam dokuları da maksimum derecede korumaktır. Konvansiyonel radyoterapi bu amacı sağlarken, normal dokuların daha genişçe tümörle birlikte ışınlanmasına neden olur (7).

Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) eksternal radyoterapinin ileri bir tekniğidir. Bu, hasta için iyi bir sabitleme yöntemi ve MLC ya da blok ile sağlıklı dokuların korunduğu üç boyutlu radyoterapi planlaması ile mümkün olmaktadır. Işınlar alan boyunca uniform olarak yayılır. Wedge ve kompensatör filtreler kullanılarak doku eksikliği giderilip ışın yoğunluğu değiştirilebilmektedir.

#### 2.1.2. IMRT (Yoğunluk ayarlı radyoterapi)

IMRT, konformal radyoterapinin bir üst basamağı gibidir. Ancak non-uniform doz dağılımına olanak sağlar. Sağlıklı dokuları koruyarak hedef hacimde kabul edilebilir bir doz dağılımı elde edilir (8). Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak sağlanır. Doz yoğunlukları MLC'lerce oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Böylece kabul edilebilir homojen doz ve tümöre yakın sağlıklı dokularda maksimum koruma sağlanır. Doktor, hangi dozun tümör için yeterli, hangi dozun kritik organ için limit doz olduğunu önceden bildirilmelidir. Pek çok tedavi planlama bilgisayarı enerji, ışın boyutu, açısını ve miktarını kullanıcıdan girmesini ister. Daha sonra da bu bilgilerle iteratif bir hesaplama yapar. IMRT planları konkav yapıdaki organlar için daha uygundur.

IMRT, kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi planlama bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç

duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır.

Radyasyon tedavisinde tümör için en uygun ışını, toplam fraksiyon başına dozu seçmek ve seçilen ışını en uygun teknikle tümör alanına ulaştırmak tümör hücrelerini öldürürken normal dokuları korumak önemlidir. Diğer bir önemli nokta da radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlamasının yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir. Bu hacim kavramları:

- Görüntülenebilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
- Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV)
- Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV)
  - Set up margin (SM)
  - Internal margin (IM)
- Tedavi hacmi (Treated Volume, TV)
- Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV)
- Riskli organ (Organ at Risk, OAR)
- Planlanan riskli organ hacmi (PRV)

### **2.1.3. Görüntülenebilir (Gross) tümör hacmi (GTV)**

Görüntülenebilir tümör hacmi tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve miktarı bilgisayarlı tomografi, nükleer manyetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile belirlenmektedir (9).

### **2.1.4. Klinik hedef hacmi (CTV)**

Klinik hedef hacim (CTV), tanımlanabilir tümör hacmi ve/veya yok edilmesi gereken subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir. Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (9).

### **2.1.5. Planlanan hedef hacim (PTV)**

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır (9).

### **SM (Set-up margin)**

Tedavi süresince hasta set-up'ında değişiklikler (hasta pozisyon değişikliği, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülatör/tedavi aygıtı koordinat hataları, insan faktörü) hedef hacimde değişikliğe yol açar. Bu yüzden planlanan hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler (SM) göz önüne alınmalıdır (9).

### **IM (Internal Margin)**

Planlanan hedef hacim fizyolojik nedenlerle oluşan CTV içindeki anatomik yapıların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermelidir. Solunum hareketleri, mesane ve rektum doluluğu veya boşluğu, kalp atımı ve bağırsak hareketleri gibi fizyolojik değişiklikler internal marginini oluşturmaktadır

Sonuç olarak  $PTV; PTV = CTV + IM + SM$  dir (9).

### **2.1.6. Tedavi hacmi (TV)**

Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkolojisi ekibinin kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir (9).

### **2.1.7. Işınlanan hacim (IV)**

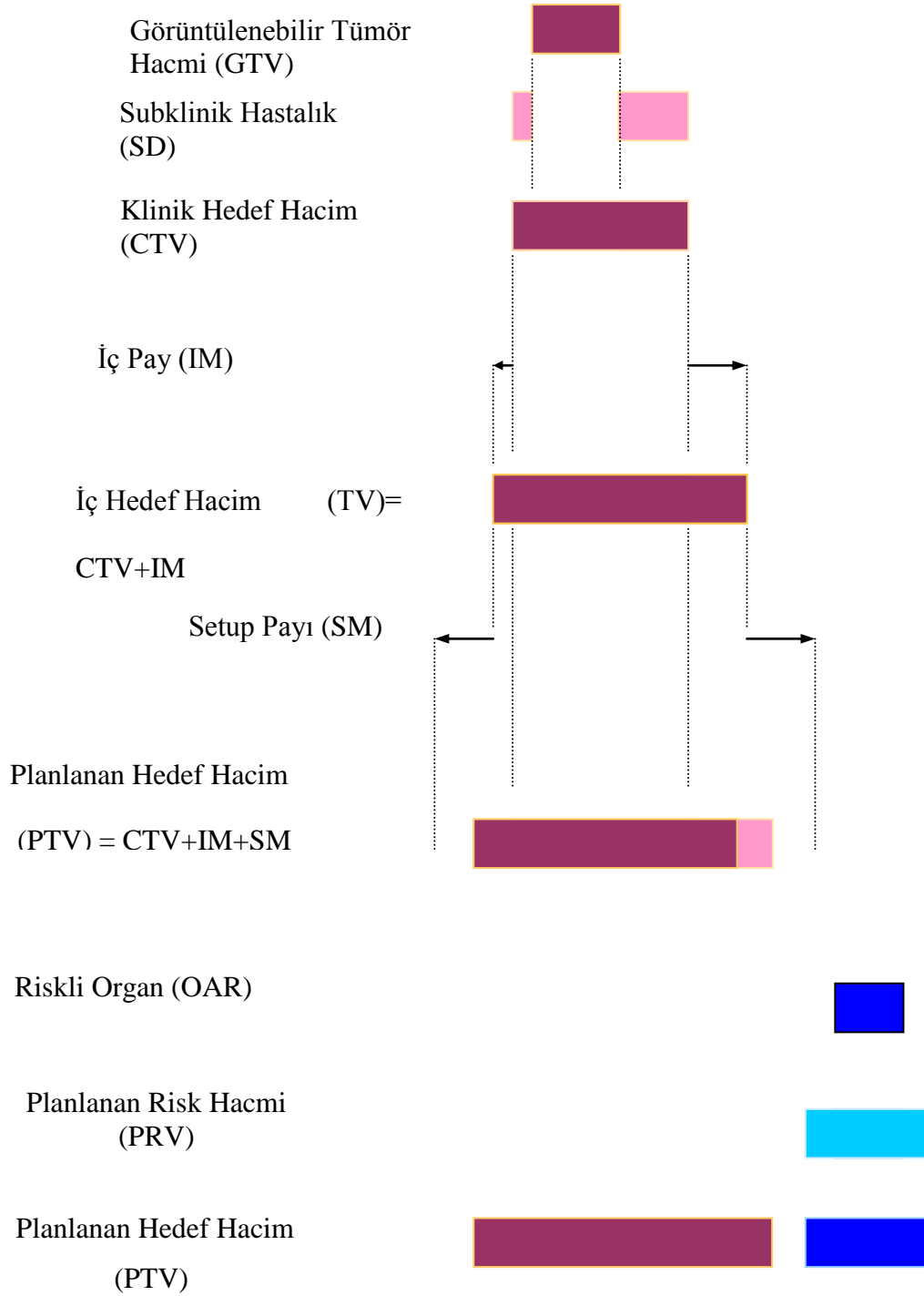
Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doz hacmidir (9).

### **2.1.8. Riskli organ (OAR)**

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (göz, omurilik vs.)'dir (9).

### 2.1.9. Planlanan riskli organ hacmi (PRV)

Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik değişikliklere maruz kalır. Bu nedenle riskli organ hacmine de ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir. Risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek ve PTV\PRV ilişkisine göre doz düzenlemesi yapmak gerekir. Tüm hacim kavramları Şekil-1’de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil-1 Radyoterapide kullanılan hacim kavramları

## 2.2. Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları

Eksternal demet radyoterapisinin (teleterapi) ilk uygulandığı dönemlerde konvansiyonel x-ışını tüpleri (anot ve katot ) ve yüksek voltaj jeneratörlerinden elde edilen x-ışını demetlerinin enerjileri en fazla 300 keV' di (Radyoterapi terminolojisinde demet enerjilerinin elektron demetleri için eV, x-ışını demetleri için gerilim biriminde [V] kullanılmasından dolayı bu noktadan itibaren x-ışını demeti enerjileri V cinsinden verilecektir). Bu yüzeysel (150 kV'a kadar) ve orta-voltaj (300 kV'a kadar) cihazlar cilt kanseri ve palyasyon tedavisinde (hastalığın belirtilerini iyileştirmeksizin hafifleten tedavi) hala efektif olarak kullanılmaktadır. Fakat bu cihazlarla elde edilen x-ışınlarının enerjileri düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokuların yüksek doz almasına ve dolayısıyla da ciltte komplikasyonların oluşmasına neden olmaktadır. Ciltteki komplikasyonların önüne geçebilmek için tümöre verilmesi gereken dozun sınırlandırılması gerekmektedir ve ayrıca düşük enerjili x-ışınlarının kemik ve yumuşak dokudaki soğurulma farklılıkları, yapılan tedavilerde sorun oluşturuyordu. Bu nedenle derine yerleşmiş tümörlerin etkin tedavisinde yeterli gericiliğe sahip, kemik ve yağ dokusunda birbirine yakın enerji soğurması verecek, cilt ve sağlam dokulardaki olumsuz etkiyi azaltacak x-ışını cihazları üzerinde çalışmalar yapıldı.

İlk medikal lineer hızlandırıcı ise 1952 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV'luk x- ışınlarıyla yapılmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar (linac) yüksek gericilik özelliğine sahip yüksek enerjili x- ışınlarının elde edilebilirliğinden dolayı günümüzde derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde en popüler sistemlerdir.

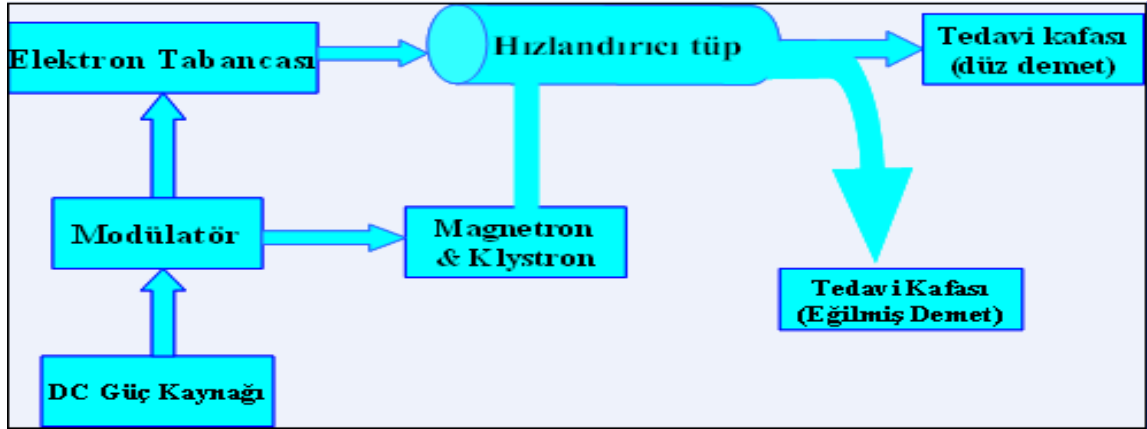
Lineer hızlandırıcı ile yüksek enerjili x-ışını elde edilebilir veya tedavi şekline bağlı olarak elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabilir. Bir lineer hızlandırıcı genellikle iki farklı foton enerjisi ve dokuz farklı elektron enerjisi üretebilme yeteneğindedir. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda saçılan ışınlar azdır ve doz maksimum noktası daha derindedir. Bundan dolayı cilt daha az hasar görür (Skin sparing effect). Ayrıca lineer hızlandırıcılarda penumbra (ışın eksenine dik bir düzlem boyunca, merkezi ışıdan uzaklaştıkça özellikle de alan kenarlarına yakın bölgelerde, radyasyon kaynağına olan uzaklığın artması ve saçılan ışınların doza katkısında azalma olması nedeniyle, dozda bir azalma meydana gelir. Alan kenarlarında meydana gelen bu doz azalması penumbra olarak tanımlanır (10) ve alan kenarlarında daha keskin doz düşüşleri görülür. Bunun

nedeni lineer hızlandırıcıların, çapı yaklaşık 2 mm olan sanal kaynak boyutuna sahip olması ve enerjilerinin yüksek olmasıdır. Başka bir üstünlüğü de daha yüksek doz hızlarına (dakikada 1-10 Gy) sahip olmalarıdır. Bu sayede daha kısa tedavi sürelerinde yüksek dozlar verilmektedir (10) .

Lineer hızlandırıcı demetinin özelliklerini tam olarak kavrayabilmek için önce bu tip cihazlarla x-ışını üretimi mekanizması gözden geçirilmelidir. 1940 yılından sonra geliştirilen yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler, lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanılmıştır. Daha sonra yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren mikrodalga üreticisi (magnetron ve klaystron tüpleri) lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlanmıştır. Lineer hızlandırıcının evrimi, magnetron ve klaystron formunda mikrodalga jeneratörlerinin üretimi ile sonuçlanan radar geliştirme çalışmalarının bir sonucudur. Magnetron veya klaystron, mikrodalga kaviteğinde yoğun elektromanyetik alanlar oluşturabilme yeteneğindedirler (Magnetron mikrodalga kaynağı, klaystron mikrodalga yükselticidir. Küçük bir mikrodalga kaynağı ile sürülmesi gerekir). Bu yetenekleri, uygun dalga kılavuzu yapılarıyla birleştirildiklerinde, elektronları rölativistik hızlara ulaştırmayı mümkün kılar. Bu tüplerden elde edilen mikrodalga hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen ve potansiyel farkı altında enerji kazandırıldıktan sonra ince bir demet haline getirilen elektronlar 50 keV' luk enerji ile (0.4c hızla) hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı elektronlardan fazla olduğu için hızları tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenir. Elektronlara yüksek hız elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek verilir. Bu yolla elektronlar birkaç MeV enerji kazanırlar. Hızlandırma esnasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar bulunur. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV/metre' dir. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° veya 270° saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilir. Bu şekilde elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde direkt olarak kullanılabileceği gibi yüksek



erime noktasına sahip yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları da elde edilebilir (Şekil-2) (10).

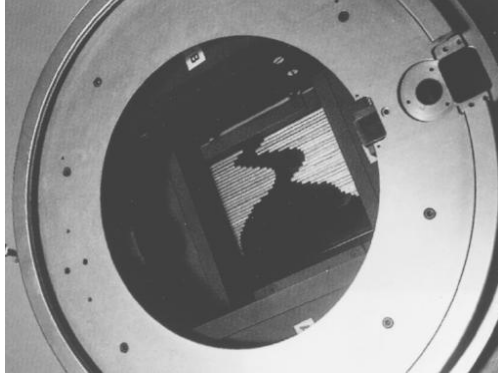


**Şekil-2 Lineer hızlandırıcı diyagramı**

Lineer hızlandırıcı, hastanın doğru pozisyonlanması için yatay, dikey ve dönme hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir. Lineer hızlandırıcı da radyasyon demetini üreten cihazlar gantri ve stand içine monte edilmiştir; stand sabittir ve gantriyi pozisyonunda tutar; gantri, hastada hedeflenmiş farklı açılardaki demetleri oluşturabilmesi için hasta etrafında 360° dönme yeteneğindedir. Kolimatörler gantrinin bitim noktasına içten monte edilmiştir ve kolimatörlerin boyutu ve açısı ayarlanabilmektedir.

Bir birincil sabit kolimatör genellikle tungsten hedefin altına düzleştirici filtrenin üzerine monte edilir. İki ucu açık küçük eğimli bir koni şeklindeki bu cihaz, sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından yani tedavi kafasından kaçan saçılmış fotonlardan kaçınmaya yardımcı olur. Bu kolimatörün boyutları genellikle ikincil kolimatörün olmadığı durumda 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek kadardır (10).

Bir ikincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm kalınlığında tungsten veya kurşundan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur. Çene içinden sızan doz, zırhlanmamış demetten kaynaklanan dozun yaklaşık % 0.4' ü kadardır. Hastada her çene için kolimatörler 0' dan 40 cm' ye kadar farklı dikdörtgensel alanlar oluşturmak için ayarlanabilirler (Şekil-3) (10).



**Şekil-3 Multilif kolimatör sisteminin dışardan görünüşü**

Kurşun, serrobend ya da tungstenden yapılan üçüncül kolimatörler dairesel alanları sınırlandırmak için kullanılırlar. Bu kolimatörler demet merkezi eksenine paralel ya da demet diverjansına (ışın demetinin kaynaktan olan uzaklığın artmasına bağlı olarak açılmasıdır) uyumlu olarak dizayn edilebilirler. Bu kolimatörler genellikle hızlandırıcının kafasına bağlanan yuvalara monte edilirler. Böylece bu kolimatörler hızlandırıcının ikincil kolimatörlerinin altına yerleştirilmiş olurlar. Demet penumbrasını minimuma indirmek için kolimatör yuvasının dizaynıyla üçüncül kolimatörler x-ışını kaynağına yakın olarak dizayn edilebilir ve bu dizayn gantriye (tedavi kafası) hasta etrafında daha büyük bir hareket özgürlüğü sağlar (10).

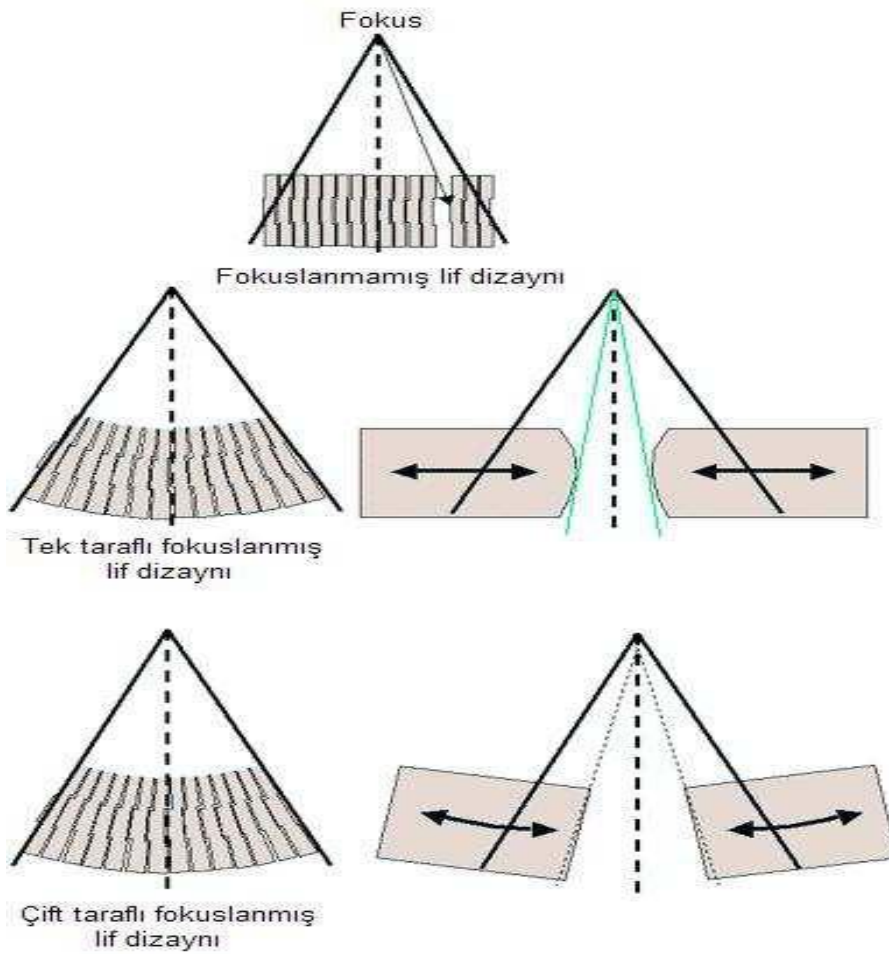
Lineer hızlandırıcı, elektronları yüksek güçte mikrodalgaları kullanarak lineer bir şekilde yüksek hız ve enerjiye ulaştırır. Lineer hızlandırıcının kalbi, elektron hızlandırmasının gerçekleştiği hızlandırıcı dalga kılavuzudur. Elektronları hızlandırmak için ihtiyaç duyulan mikrodalga enerjisi, kısa süreli (5 milisaniyelik) pulslar halinde dikdörtgen şekilli iletici mikrodalga kılavuzu yardımıyla mikrodalga üreticisi veya magnetrondan hızlandırıcı yapıya ulaştırılır. Bir lineer hızlandırıcı x-ışını modunda çalıştırıldığı zaman, elektron demeti bir hedefe çarpar ve Bremsstrahlung x-ışını üretilir.

Lineer hızlandırıcı elektron modunda kullanılırken, elektronlar genellikle lineer hızlandırıcı çıkışında bir saçıcı foile çarparlar.

Lineer hızlandırıcının çalışmasında kritik olan diğer sistemler ve yardımcı sistemler; lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını düzenlemek için bir soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için bir iyon pompası sistemi, pnömatik sürücüler için bir basınç sistemi, iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını artırmak için bir gaz sistemidir.

### 2.2.1. Çok yapraklı kolimatör (MLC)

Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. Üreticiye göre değişen tiplerde MLC'ler üretilmektedir. Aşağıdaki şekilde değişik MLC yapıları gösterilmektedir. Her lifin kalınlığı ışın geçirgenliği  $< \% 1$  olacak şekildedir. Yaprakların genişliği izosantrda MLC dizaynına göre 0,5-1 cm'dir. Lif dizaynları MLC'nin odaklama özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Odaklama özellikleri paralel, tek odaklı ve çift odaklı olmak üzere gruplanır (Şekil-4)



Şekil-4 MLC Tipleri

Paralel lifler, birbirine paralel kenarlara sahip liflerden oluşur. Tek odaklı liflerin uçları genellikle yuvaraktır. Çift odaklı liflerin ise hüzme diverjansına uyan uçları vardır. Lifler dairesel bir ark üzerinde hareket ederler. Çift odak özelliği nokta kaynaktan hüzme yayılırken hüzme diverjansına uygun hareket etme özelliği sağlar. Böylece küçük penumbra elde edilebilir.

Bireysel blokların hazırlanması zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir. MLC ile blok hazırlama işlemi ortadan kaldırılmıştır. MLC'nin avantajları şu şekilde sıralanabilir; alan şekli bilgisayar ile otomatik olarak hazırlanır, zamandan tasarruf sağlanır, depolama sorunu yoktur, hasta başına ek bir maliyet getirmez.

## **2.2.2. MLC'lerin fiziksel özellikleri:**

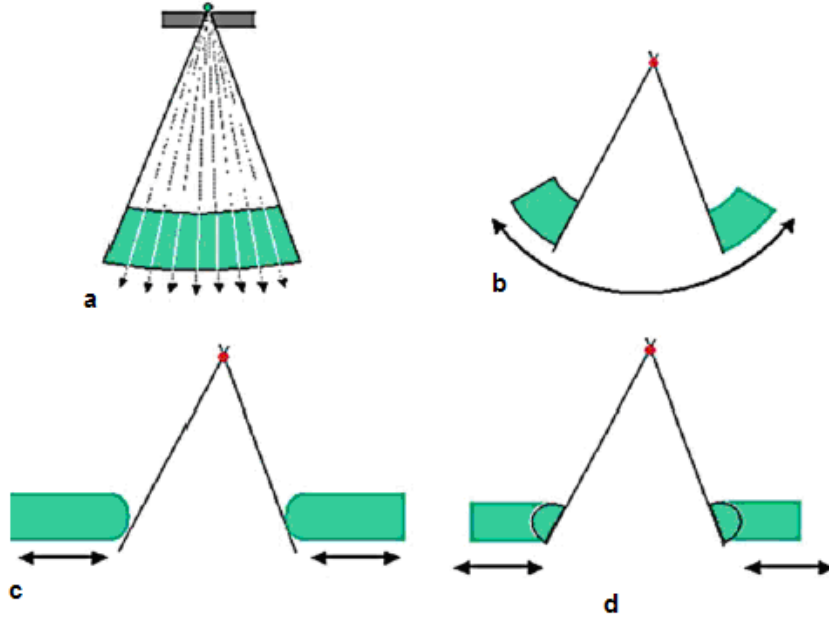
### **2.2.2.1. Fokuslama özellikleri ve penumbra:**

Hedef hacim ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradiyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının dizaynına bağlı olan önemli bir parametredir.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (yeni linaklarda 2-3 mm) olmalı ve kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. İkinci olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. MLC'den oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Bu özellik fokuslama olarak adlandırılır.

Şekil-5a'de gösterildiği gibi trapezoid lif kesitiyle lif hareketi yönüne dik yönde iyi bir fokuslama özelliği elde edilir.

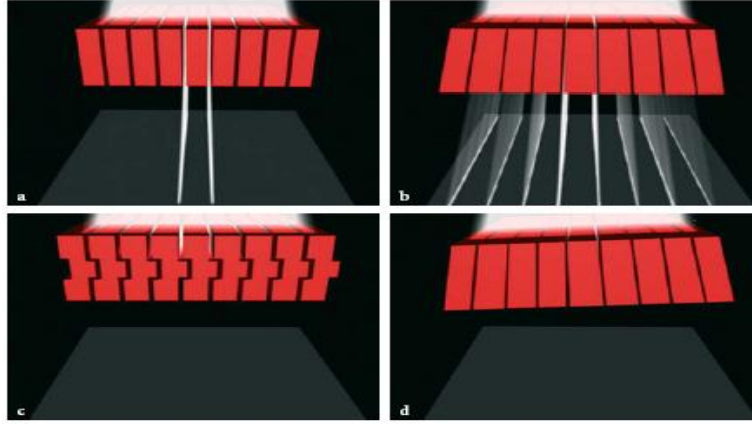
Şekil-5b, c, d ise lif hareketi yönünde fokuslama özelliğine sahip MLC yapıları gösterilmektedir. Lif hareketi yönünde fokuslama şekil-6.b, c, d'de gösterildiği gibi lif kenarlarının dönmesi veya dairesel bir yol boyunca liflerin hareketiyle elde edilebilir. Bu her iki yol da mühendislik problemlerini beraberinde getirir. Bu nedenle şekil-5.b'de gösterildiği gibi makul bir penumbra oluşturacak kenarları eğimli olan MLC'ler kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte böyle MLC sisteminde penumbra tamamen lif pozisyonundan bağımsız değildir (11). Alana bağlı olarak penumbra değişimleri tedavi planlama bilgisayarına yüklenmelidir. Bu durum özellikle IMRT'de küçük alt alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır (12).



Şekil-5. Liflerin odaklama özellikleri: a) lif hareketi yönüne dik yönde odaklama yapabilen yamuk çapraz kesitli lif yapısı; lif hareketi yönünde odaklama yapan; b) dairesel bir yolda hareket eden lif yapısı, c) yuvarlak kenarlara sahip lif yapısı, d) dönen kenarlara sahip lif yapısı.

#### 2.2.2.2. Lifler arası geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm'lik küçük bir gap olmalıdır. Bu gap ise yaklaşık %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar. Şekil-2.6' da görüldüğü gibi bu durum özellikle odaklama için trapezoid bir kesite sahip olan liflerde problem olmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için üretici firmalar şekil-6c'de görüldüğü gibi tongue-groove dizaynını kullanmaktadırlar. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da şekil-6d'de gösterildiği gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir.



**Şekil-6 Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları**

### 2.2.2.3. Lif geçirgenliği

Linakların ayarlanabilir kolimatörleri MLC'lerle yer değiştirdiğinde MLC'lerin kişiye özel bloklarla aynı attenüasyonu (<5% veya 4 ile 5 HVL arası) sağlaması beklenir. Bununla birlikte MLC'ler bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arası sızıntı da dikkate alındığında yukarıdaki attenüasyondan daha düşük bir attenüasyona sahip olmalıdırlar. 4 veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten karışımla sağlanabilmektedir. %5 olan bu transmisyon kriterini %1' e düşürmek için tungsten alaşımın kalınlığını yaklaşık 2,5 cm artırmak yeterli olur.

## 2.3. Dozimetrik parametreler

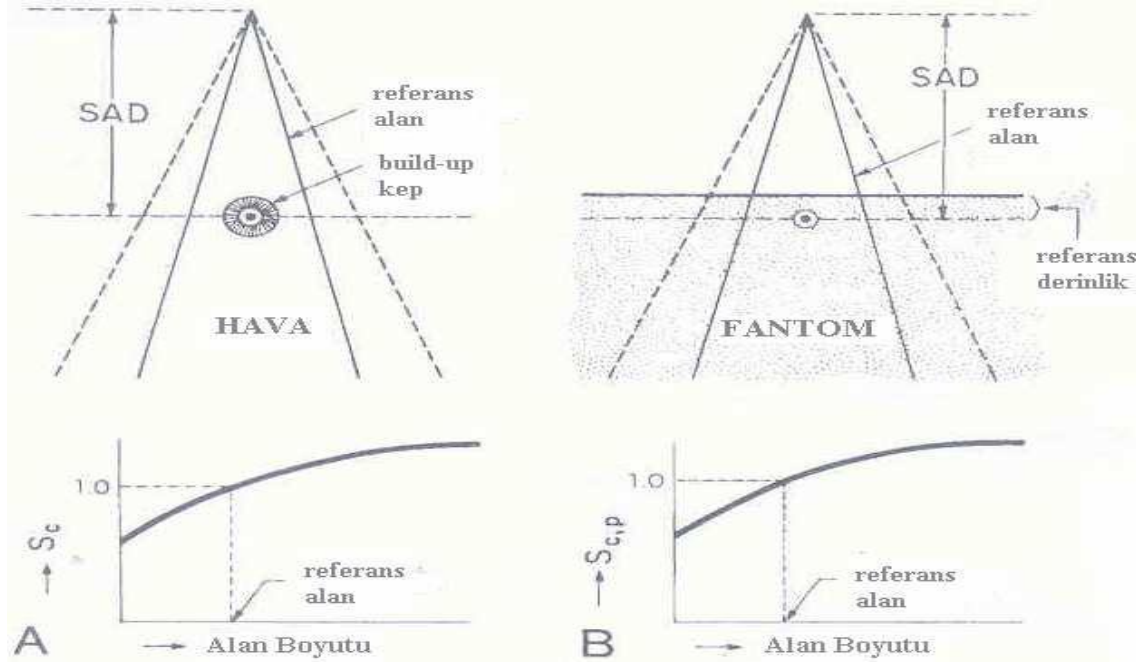
### 2.3.1. Verim ( Out-put ) faktörleri

Genellikle verim faktörü olarak isimlendirilen kolimatör saçılma faktörü ( $Sc$ ), verilen bir alan için havadaki verim değerinin, referans alanın ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) verim değerine oranıdır. Cihaza bağlı bir parametredir. Kullanılan SSD ve ölçüm derinliğinden bağımsızdır. Sadece SAD' de alan ölçümlerine bağlıdır.

$$Sc = \frac{D(d,r)}{D(d,ref)}$$

$D(d,r)$ : Verilen alan için verim değeri;  $D(d,ref)$  :  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan için verim değeri

Bir lineer hızlandırıcı veya Co-60 cihazı için maksimum dozun elde edildiği derinlikteki (dmax) radyasyon verimi, alan boyutundaki artışla artar. Verimdeki bu artış dmax' taki her alan boyutu için ölçülebilir(Şekil-7) (13).



**Şekil-7 Alan boyutuna karşı belirlenen verim faktörü için (A) hava; (B) fantomla ölçüm geometrisi.**

$S_p$  fantomda saçılma ve absorpsiyona bağlı olarak dozdaki değişimle ilgilidir. Fantomda verilen alanda bir referans derinlikte doz hızının aynı derinlik için referans alan boyutundaki (10x10 cm<sup>2</sup>) doz hızına oranıdır.  $S_p$ , SSD'de belirlenen alan boyutuna ve derinliğe bağlıdır.  $S_p$  doğrudan belirlenemez.  $S_c$  ve toplam saçılma verim faktörü  $S_{c,p}$  ile belirlenir.

$$S_{c,p} = S_c \times S_p$$

Küçük alanlar için verim faktörlerinde, alan boyutuna ilişkin dedektör boyutu önemli bir parametredir. 12.5 mm ve daha büyük çaplı alanların 3.5 mm çaplı silindirik ya da

paralel plak iyon odasıyla %0.5'lik doğruluk içinde verim faktörlerinin ölçülebileceği gösterilmiştir.

Çok küçük alanlar için (10 mm çapında veya daha küçük); film, TLD ya da diyotlar profil, derin doz ve verim faktörü ölçümleri için en uygun dedektörlerdir. Küçük boyutları sebebiyle bu sistemler, böyle ölçümlerde çok büyük önem taşıyan yüksek uzaysal çözünürlüğü sağlar. Ayrıca, bunlar iyon odası dozimetrisi (3-5 cm çaplı) için yeterli büyüklükte bir alan boyutu kullanılan iyon odalarına karşı tam anlamıyla kalibre edilebilirler (10).

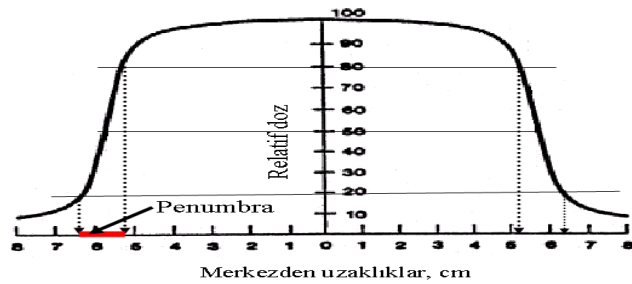
### 2.3.2. Penumbra

#### 2.3.2.1. Fiziksel penumbra

Dozun %80 ile %20 değerlerinden yatay ekseni kesen dikmeler arasındaki mesafedir. Dozun sıfıra yakın olduğu bölgeden maksimum dozun olduğu bölgeye geçerken doz değişiminin ne kadar bir mesafede olduğu hakkında bilgi verir. Tedavi planlamada, özellikle kritik organlara yakın yerleşimli tümörlerde, tümöre yüksek kritik organa düşük doz verilmesi bakımından, enerji tayininde önemli rol oynamaktadır(Şekil-8).

#### 2.3.2.2. Geometrik penumbra

Kaynağın boyutuna, kaynaktan uzaklığına ve kaynak kolimatör arasındaki mesafeye bağlıdır.



Şekil-2.8. Penumbra

### 2.3.3. Rölatif doz faktörü

Bir ortamda, bir noktadaki bir doz, primer ve saçılmış radyasyon bileşenleri ile analiz edilebilir. Primer doza kaynaktan yayılan orijinal fotonlar katkıda bulunur. Saçılan doz ise saçılmış fotonlardan dolaydır.



## 2.4. Dozimetri sistemleri:

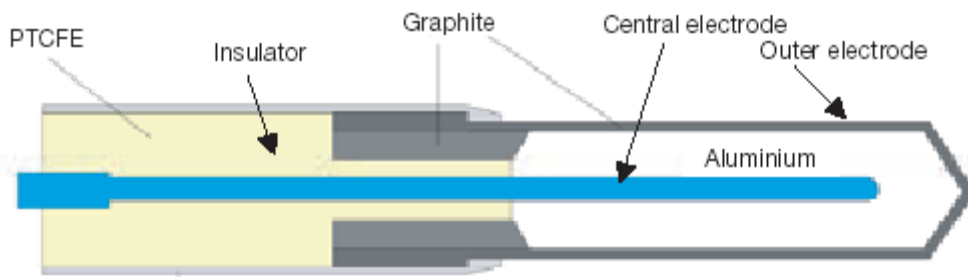
### 2.4.1. İyonizasyon dozimetri sistemleri

İyon odaları radyoterapi ve radyolojide nokta doz ölçümlerinde kullanılan doz ölçüm araçlarıdır. İyon odaları özelliklerine bağlı olarak farklı şekil ve ölçülere sahip olup genel olarak aşağıdaki özellikler sahiptirler:

- Bir iyon odası temel olarak toplayıcı bir merkezi elektrot ve çevresinde iletici bir dış elektrotu olan içi gaz dolu bir kavitedir. Dış ve merkezi elektrot akım sızıntısını engellemek için iyi bir izolatörle ayrılmıştır.
- Dıştaki koruyucu elektrot iyon odasının sızıntısını engellemeyi sağlar. Koruyucu elektrot sızıntı akımı toplayıp topraklanmasını sağlar.
- İyon odası hacmindeki hava kütlelerinin değişimini hesaba katmak için ölçümlerde ortamın basınç ve sıcaklığına göre düzeltmeler yapılmalıdır (14).

#### 2.4.1.1. Silindirik iyon odaları

En çok kullanılan iyon odası ilk olarak Baldwin tarafından üretilmiş olup Farmer'ın dizayn ettiği, şimdilerde ise bir çok üretici firma tarafından üretilen  $0,6 \text{ cm}^3$  silindirik iyon odasıdır. İyon odası duyarlı hacmi yüksüğe benzediğinden bu iyon odası thimble iyon odası olarak da adlandırılmaktadır. Farmer iyon odası şekil 9'da gösterildiği gibidir.



Şekil-9 Farmer tip iyon odası

Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur. Kaviteye giren ve çıkan elektronların sayısının eşit olması elektronik dengenin sağlandığını gösterir. Duvar kalınlığı, duvarda oluşan elektronların maksimum erişim mesafesinden büyük veya eşit olmalıdır. Farklı enerjiler için duvar kalınlıkları farklıdır. Katı-hava eşdeğeri malzemeler kullanılabildiği gibi daha yoğun malzemeler kullanılarak

duvar kalınlıkları azaltılabilir. Duvarın iç yüzeyi elektriksel iletkenliği sağlamak için iletken malzeme ile kaplı olup merkezi elektrot grafit veya alüminyum gibi elementlerden yapılır. İyon odasının hava kavitesinde oluşan iyon çiftlerini toplamak için elektrotlara uygun voltaj uygulanır. Silindirik iyon odalarının duyarlı hacmi 0.01cc ile 0.6 cc arasında değişmektedir.

Bir iyon odasında olması gereken özellikler şöyle sıralanabilir;

- Gelen radyasyonun yönüyle duyarlılığındaki değişim minimum olmalıdır.
- Minimum stem(sap) sızıntısı olmalıdır.
- İlgilenilen tüm enerjiler için standart iyon odasına karşı kalibre edilmelidir.
- İyon rekombinasyon kaybı minimum olmalıdır. Eğer iyon odası voltajı yeteri kadar yüksek olmazsa veya oda içinde düşük elektrik alan şiddeti oluşursa iyonlar ölçülen yüke katkıda bulunmadan tekrar birleşirler ve bu yüzden düşük okuma alınır. Bu problem yüksek şiddetli veya pals şeklindeki demetlerde ciddi olarak görülür.

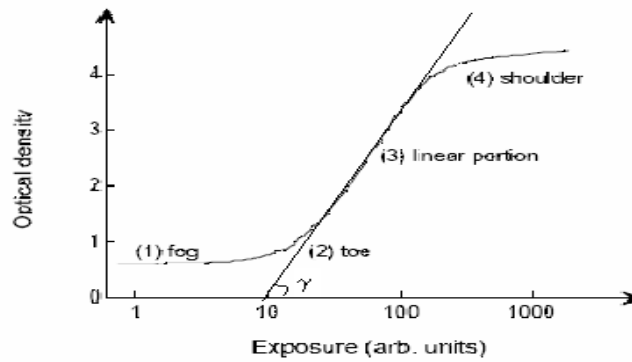
#### **2.4.2.Film dozimetri**

X ve gama ışınları ile organ ve metal gibi cisimlerin resminin yansıtıldığı kimyasal maddeye film denir. Radyoterapide tedavi alanlarının doğrulanmasında, izodoz eğrilerinin çiziminde, radyoterapi cihazlarının fiziksel kontrollerinde ve personel monitoring sistemlerinde filmler kullanılmaktadır.

##### **a) Radyografik film**

Temel olarak radyografik film saydam bir zemin ve bu zeminin iki tarafına kaplanan emülsiyon tabakasından oluşur. Emülsiyon tabakasından jelatin içinde dağılmış çok sayıda küçük, üçgen şeklinde AgBr kristalleri vardır. Saydam zemin genellikle selüloz triasetattan yapılır. Ama son yıllarda polyester kullanılmaya başlanmıştır. Film zemininin banyolar sırasında boyut değiştirmeyen bir maddeden yapılması gerekir. Selüloz triasetat ve polyester bu özelliklere sahiptir. Emülsiyon tabakasındaki AgBr ışık ve X ışınlarından başka sürtünme ve basınca da duyarlı olup banyolar esnasında ve kurutmada iyice sertleşerek filmi daha dayanıklı hale getirir. Hastadan çıkan X ışını fotonları ile karşılaşan emülsiyon tabakasındaki AgBr kristallerinde bazı değişiklikler olur. Film üzerinde gözle görülemeyen bir görüntü oluşmuştur (latent görüntü). Bu görüntü ancak bazı kimyasal işlemlerle görülebilir hale gelir.

Işın transmisyonu filmin opaklığının bir fonksiyonu olup dansitometre denilen cihazla optik yoğunluk(OD) açısından ölçülür. Optik yoğunluk(OD) dozun bir fonksiyonu olup,  $OD = \log I_0/I$  olarak belirlenir.  $I_0$  filme gelen ışın şiddeti,  $I$  ise filmin geçirdiği ışın şiddetidir. İdeal olarak doz ve optik yoğunluk arasındaki ilişkinin lineer olması gerekmektedir. Bu durum bazı emülsiyonların lineer, bazılarının belirli bir doz sınırından sonra supralineer, bazılarının ise lineer olmamasından kaynaklanır. Optik yoğunluk(OD) eğrisi sensitometrik eğri olarak da bilinmekte olup ilk olarak Hurter ve Driffeld tarafından çalışıldığı için H&D eğrisi olarak da adlandırılmaktadır. Tipik bir H&D eğrisi şekil 10'da gösterilmektedir.



**Şekil-10** Tipik OD (optical density) eğrisi

Şekil-10'da görüldüğü gibi eğri dört bölgeye sahiptir. (1) sis (fog), çok düşük veya sıfır ışınlamada; (2) uç; (3) lineer bölge orta ışınlamalarda; (4) omuz bölgesi ise yüksek ışınlamalardaki saturasyonu gösterir. Lineer bölge en ideal ölçüm şartlarını gösterir. Optik yoğunluk sadece doza bağlı olmayıp, radyasyonun enerjisi, yönü ve banyo sıcaklığına da bağlıdır. Filmin radyasyona karşı cevabındaki en önemli parametreler; filmin gamması ve hızıdır. H&D eğrisinin lineer kısmına teğet olan çizginin eğimi filmin gamması olarak adlandırılmakta olup filmin duyarlılığını gösterir (14,15).

### **b) Radyokromik film**

Yüksek dozlardaki radyasyon dozimetrisi için yeni gelişme radyokromik filmidir. İlk radyokromik çalışma Niepce tarafından 1826'da yapılmıştır. Bitümen temelli, doyunluğa ulaşmamış polimerik hidrokarbon kullanılmıştır. Şu anda medikal uygulamalarda polydiacetylen tabanlı (base) radyokromik film kullanılmaktadır.

Radyokromik film ilk kez 1988'de tanımlandı ve yaygın olarak Gafchromic film tipi kullanıldı. Gafchromic film bir bir polyester base tabakası üzerine kaplanmış  $7\mu\text{m}$

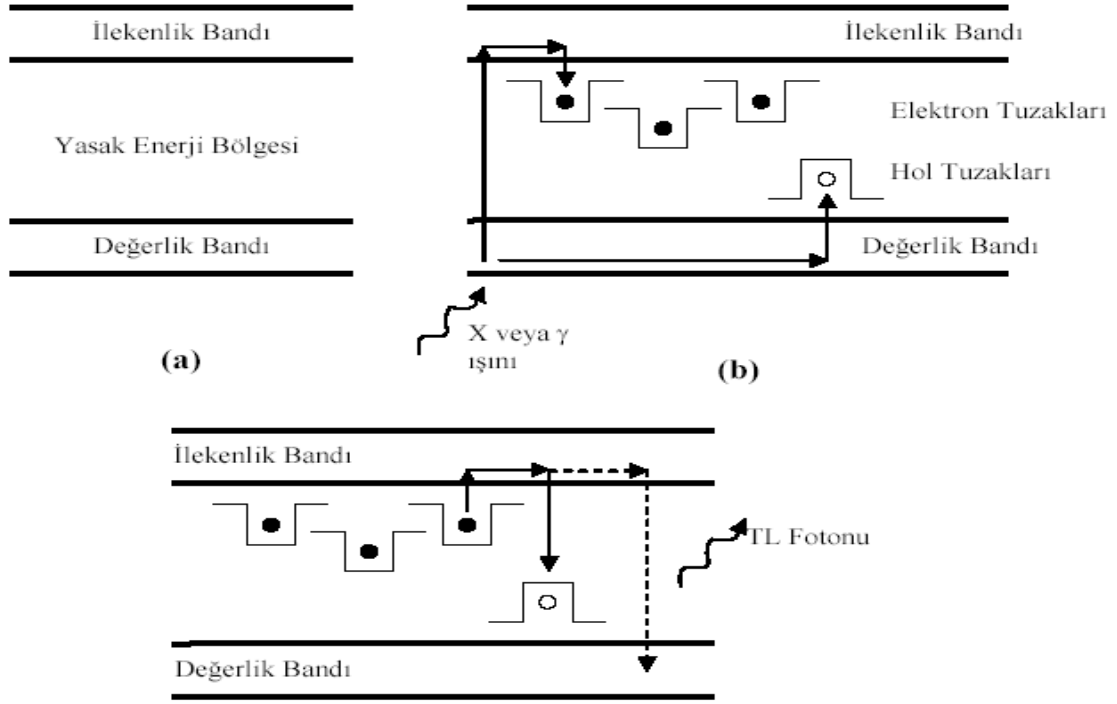
kalınlığındaki radyokromik bir tabakadan oluşur. Radyokromik reaksiyon bir katı-hal polimerizasyon işlemidir. Radyokromik filmler ışınlanmadan önce renksiz olup esnek bir polyster base tabakası üzerine ince film şeklinde kaplanmış monomer şeklindeki aktif mikrokristalleri içerirler. Filmin iyonize radyasyonla ışınlanmasıyla birlikte bu monomer kristaller polimerleşmeye başlayıp filmin mavi renk almasına yol açarlar. Yani ışınlamayla birlikte katı-hal polimerleşme reaksiyonu başlar.

Radyokromik filmler, yüksek dozlardaki radyasyonun ölçülmesi ve doz haritalarının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, IMRT ve stereotaktik tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümleri, HDR brakiterapi kaynaklarının doz dağılımlarının karakterizasyonu ve intravasküler kaynakların yollanmasının doğrulanmasında kullanılmaktadırlar.

Radyokromik filmler, ışığa duyarlı olmayan, ışınlamadan önce yarı saydam, karanlık oda, banyo cihazı kullanımına ihtiyaç duymayan, su, kan gibi sıvı ortamlardan etkilenmeyen, dansitometre, scanner ya da spektrofotometre ile ölçülebilen, doz hızı ve doz fraksiyonasyonundan bağımsız olan, istenilen boyutta, herhangi bir şekilde kesilerek kullanılabilen ve doku eşdeğeri filmlerdir (16).

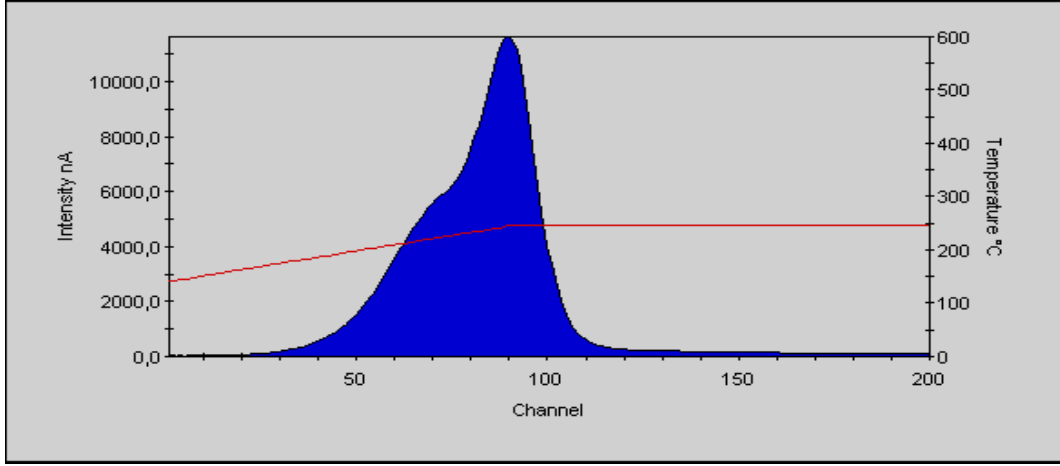
#### **2.4.3 Termolüminesans dozimetre**

Bir atomun elektronik enerji düzeyleri göz önüne alındığında en dolu bant değerlik bandı ve en az dolu bant iletkenlik bandı olup bazı inorganik maddeler bu iki bant arasında birkaç eV'luk yasak enerji bölgesi içermektedirler. Değerlik bandındaki elektronlar yeterli enerji alarak iletkenlik bandına geçebilirler. Böylece değerlik bandında “pozitif delik” olarak adlandırılan bir deşik meydana gelir. Elektron ve deşikler buldukları enerji bandında bağımsız olarak hareket edebilirler. Bu söylenenler kusursuz inorganik kristaller için geçerli olup pratikte kristal içindeki kirlilik ve kusurlardan dolayı enerji bandında değişimler meydana gelebilir. Bu değişimler yasak enerji aralığında “tuzak” adı verilen lokal enerji düzeyleri meydana getirir. Termolüminesans (TL) olayının temel prensibi şekil-11’de gösterildiği gibidir.



**Şekil-11 a) Normal kristal yapı görünümü, b) Işınlanmış kristal yapı görünümü, c) ısıtma işlemi sonucu termolüminesans(TL) fotonu oluşumu**

Materyal ışınlandığında değerlik bandındaki elektronlar enerji alırlar ve bir kısmı bu enerjinin yardımıyla iletkenlik bandına doğru hareket ederler. Yani iletkenlik bandında elektron, değerlik bandında deşik oluşur. İletkenlik bandına geçen elektron burada yasak enerji aralığında bulunan tuzaklara yakalanabilir. Kristal ısıtılarak tuzaka yakalanan elektrona yeterli enerji verilirse, elektron bu tuzaktan kurtulup iletkenlik bandına geçer ve buradan başlangıç düzeyine yani değerlik bandına geri döner. Bu arada termolüminesans fotonu yayınlanır ve bu olaya TL olayı denir. Kristal içine yabancı (katkı) madde ilave ederek tuzak sayısı artırılabilir. Birçok (TLD) bu tür tuzaklar içerir. Örneğin LiF kristali Mg, Ti ve Cu ile katkılandırılarak kristalde elektronları tutacak olan tuzaklar oluşturulur. Yayınlanan ışın şiddeti tuzaklarda yakalanmış elektron sayısı ve dolayısıyla kristal tarafından absorbe edilen radyasyon dozuyla orantılıdır (17). TLD' ler doku eşdeğeri olmaları, boyutlarının küçük olması, tekrar kullanılabilir olmaları, geniş bir doz aralığında cevaplarının lineer olması ve doz hızından bağımsız olmaları gibi özelliklere sahiptirler.



**Şekil-12 Çalışmada kullanılan TLD 100 için ışıma eğrisi**

Radyasyona karşı duyarlılıklarını arttırmak ve bütün tuzaklarını boşaltarak tekrar kullanılmalarını sağlamak için kristallerin fırınlanmaları zorunludur. Fırınlama işlemi, ışınlamadan önce ve sonra olmak üzere iki türdür. Kristal ışınlamadan önce radyasyona duyarlılığı arttırmak, ışılandıktan sonra (okumaya geçmeden önce) ise istenmeyen TL sinyallerini ortadan kaldırmak için fırınlanır (18).

TLD olarak kullanılan kristallerden bazıları lityum florit (LiF), kalsiyum florit ( $\text{CaF}_2$ ), mangan ile aktive edilmiş kalsiyum florit ( $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ ), kalsiyum sülfat ( $\text{CaSO}_4\text{:Mn}$ ), lityum baret ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) dir. Bunlar arasında en yaygın kullanılanı etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF kristalidir. Dokunun etkin atom numarası 7.42, LiF'ün ise 8.14'dür. Ayrıca LiF (TLD-100) kristalinin ışınlama dozuna cevabı 10 mR ile 1000 R arasında doğrusaldır, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdiği cevap farkı  $\sim\%1.25$  ve oda sıcaklığında dozimetri piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık  $\%5$ 'dir. Bununla birlikte düşük doz çalışmalarında, tuzakları boşaltmak ve düşük sıcaklık piklerini ortadan kaldırmak için uzun süreli yüksek sıcaklık fırınlamalarına gerek yoktur.

## 2.5. Küçük alan dozimetrisi

İyonize edici radyasyona duyarlı olan birçok fiziksel, kimyasal ve hatta biyolojik maddeler vardır. Bunlar radyasyon etkisinde kalırlarsa ölçülebilir bir değişim gösterirler. Bu değişimler maddelerin aldığı radyasyonun bir ölçüsüdür. Bu nedenle radyasyon dozimetrelerinin temelini oluşturur.

Küçük foton alanları hem konformal radyoterapide hem de yoğunluk ayarlı radyoterapide sıklıkla kullanılmaktadır (19). Küçük alan dozimetrisi, protokollerde bahsedildiği gibi referans alan seçiminin yetersizliğinden ve elektronik dengenin kaybından dolayı hala belirsizliğini korumaktadır (20, 21). Hızlı doz farklılığı ve elektronik dengenin kaybının var olduğu bölgeler genellikle alan kenarları ve alan merkezleridir (22). Küçük alan dozimetresinde genellikle küçük hacimli ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip dozimetreler kullanılmaktadır.

Küçük foton alanlarının dozimetrik planlaması, geniş alanlara göre daha kritiktir. Hastadaki herhangi bir radyasyon alan boyutunun kenarındaki absorbe doz, primer radyasyonun saçılması ve ikincil radyasyonun tüm yönlere yönelimi sebebiyle kaynak veya kolimatör geometrisiyle tanımlanandan farklılık gösterir. Sonraki etki olarak hasta içindeki alan kenarında lateral bir elektronik dengesizlik meydana gelir. Elektronik dengenin hem hasta giriş yüzeyi yakınında olmama sebebi hem de hasta içindeki alan kenarında kaybolma sebebi aynı şekilde gerçekleşir. Ayrıca alan kenarındaki profilin boyutları, yüzeydeki elektronik dengeyi oluşturmak için gerekli olan mesafe yani maksimum doz noktası ile karşılaştırılır.

Küçük foton alanları kullanıldığında absorbe dozun lateral profili fizikçi için bir sorun haline gelir. Eğer küçük bir alan için dozimetrik ölçümler zayıf uzaysal çözünürlük ile yapılırsa sonuçta hacim ortalaması sebebiyle doğru değerden daha düşük bir doz elde edilir. Bu durum, hastanın tedavisinin yanlış olmasına sebep olabilecek ciddi bir hatadır. Bu nedenle küçük alanlarda homojen doz bölgesinin dar olması nedeni ile rölatif doz faktörünün elde edilmesinde yüksek çözünürlüğe sahip ve daha hassas ölçüm alabilen dozimetrik donanım kullanılması gerekmektedir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. GEREÇ

Çalışmada kullanılan tüm araç gereçler Uludağ Üniversitesine aittir.

##### 3.1.1. Siemens Artiste lineer hızlandırıcı



**Şekil-13 Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı**

6 ve 15MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA) (Şekil-13). Cihaz 160 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Kolimatör açılıp kapanırken karşı yapraklar diğer pozisyona geçebilir. Bu da aynı anda tek bir alan içinde birkaç segment oluşturmak için yüksek esneklik anlamına gelir. 4 cm / sn lik yaprak hızı ile etkin tedavi sağlanabilir. Lif genişliği izomerkezde 1 cm' dir. Ayrıca, 160 lif tam 40x40 cm alanı kapsar. Sanal kama filtreye ve Siemens Megavoltaj Cone Beam (CBCT) görüntüleme sistemine sahiptir. Aynı zamanda doğrudan orijinal planlama verilerinin günlük hasta anatomisi ile karşılaştırılması sağlanır.

Tedavi sırasında düzleştirici filtreler; X ışınlarını monoenerjik yaparak homojen doz dağılımı sağlar. CBCT esnasında ise; düzleştirici filtre kalkar, yüksek kontrastlı görüntüler elde edilir. Yaklaşık 4 MV' lik ışın kullanır.

IMRT yapabilme özelliğine sahip olup cihazda, dijital portal görüntüleme sistemi mevcuttur. Bu sayede planlamadan gelen Digitally Reconstructed Radiogram( DRR) ile tedavi öncesinde çekilen dijital görüntüler karşılaştırılabilir.



### **3.1.2. RW-3 su eşdeğeri katı fantom**

Yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, yoğunluğu  $1,045 \text{ gr/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden  $30 \times 30 \text{ cm}$  ve  $40 \times 40 \text{ cm}$  boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir.

### **3.1.3. PTW 30002 iyon odası**

Doz ölçümlerinde kullanılan PTW marka Farmer tipi iyon odası 21.2 mm iç uzunluk ve 3.05 mm iç yarıçapa sahiptir. Duvar materyali PMMA (Poli Metil Metakrilat) yoğunluğu  $1.19 \text{ g/cm}^3$  ve grafit karışımından yapılmış olup alüminyumdan olan elektrodunun çapı 1 mm, uzunluguda 21.9 mm'dir.

### **3.1.4. Semiflex iyon odası**

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır. Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanılmalarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan radyasyon alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 30 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır. İyon odasının iç çapı 5.5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı  $\pm 500 \text{ V}$ 'tur. Duvar materyali 0.55 mm kalınlığındadır.

### **3.1.5 PinPoint Thimble iyon odası**

PinPoint Thimble odası merkezi elektrodu çelik olan,  $0,015 \text{ cm}^3$  hassas hacimli silindirik su geçirmez iyon odasıdır. Duvarı PMMA kaplı grafit tabakadan oluşur. Duyarlı bölge 2 mm genişlikte ve 5 mm boyundadır. Özellikle rölatif ışın profil ölçümleri için tasarlanmıştır. Enerji aralığı Co-60 dan 50 MV fotona kadardır. Nominal iyon odası voltajı 400 V' tur.

### **3.1.6. Markus PP iyon odası**

Paralel plak iyon odası, bir yüksek voltaj elektrodu ve bir de duyarlı hacimle kapatılmış ölçüm elektrodundan oluşur. Merkezdeki ölçücü elektrodun etrafında, karanlık akımları ve pertürbasyon etkisini sınırlamak için, gerilim oluşturan koruyucu bir halka bulunur. Paralel-plak iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi iyonizasyon odalarının elektrod mesafeleri sabittir. Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi PP iyon odasının hacmi  $0,055 \text{ cm}^3$ , elektrot mesafesi 2 mm ve koruyucu halka genişliği 0,2

mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır. Kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu 2,76 mg/cm<sup>2</sup> (0,025 mm su eşdeğeri) dir. Elektrodu grafit kaplama akrilik olup etkin çapı 5,3 mm'dir. İyon toplama süresi 90 µs' dir. Nominal iyon odası voltajı 300 V' tur.

### **3.1.7. Unidos elektrometre**

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.

### **3.1.8. Termoluminesans dozimetre (TLD)**

Kullanılan dozimetre yongası yoğunluğu 2,64 gr/cm<sup>3</sup> olan TLD-100'dür. Foton etkin atom numarası 8,2 olup Li, F, Mg, Cu ve P atomlarından oluşur. Ana ışımaya piki sıcaklığı 190 – 210 °C 'dir. Fırınlama sıcaklığı 400°C' de 60 dakikadır. Optik ışımaya piki 400 nm'dir. Normal çevre sıcaklığında dozimetri pikinin doz kaybı 3-12 ayda % 5-10' dur. Fiziksel şekil olarak mikro çubuk, teflon kaplı pul kare mikro çubuk, yuvarlak mikro çubuk ve toz biçimlerinde bulunabilmektedir. Kimyasal karalı yapıya sahip TLD'ler için uygun soğurulan doz aralığı 1µGy' den 10 Gy' e kadardır.

### **3.1.9. TLD okuyucu**

TLD' lerin okunmasında kullanılan Harshaw (Thermo Electron Corporation, 3500,USA) marka okuyucu, TLD için özel hazırlanmış bir program olan WinREMS'in yüklü olduğu bir bilgisayara bağlanmıştır. WinREMS okuyucudan aldığı sinyallere göre tüm TLD okumalarına ait doz değerlerini ve ışımaya eğrilerini oluşturup analiz eden ve hafızaya alabilen bir programdır. Okuyucunun çalışma prensibi, termoluminesans olayıyla ortaya çıkan TL fotonları, optiksel filtreden geçtikten sonra foto çoğaltıcı tüpte bir gerilim oluştururlar.

Foto çoğaltıcı tüpte oluşan akım salınan ışık şiddeti ile orantılıdır. Salınan ışık şiddeti ise, radyasyon şiddetine, cinsine ve zamanına bağlıdır. Yayılan ışığın şiddeti, foto çoğaltıcıda meydana gelen akımın sayesinde sayısal olarak okunur veya ışımaya eğrisi çizilir. Bu eğri, termoluminesans olayı ile yayılan ışık şiddetinin sıcaklığa göre değişimini gösterir. Bu eğride görülen piklerin yüksekliği veya altlarında kalan alanlar ışınlanmış

numunenin ısıtıldığı zaman yaydığı ışık şiddeti ile orantılı olduğundan, ışınlama kaynağının şiddeti tespit edilir.

### **3.1.10. TLD fırını**

Dozimetri fırını TLD yongalarını tavlama için kullanılır. Kullanılan dozimetri fırını termosoft programı sayesinde istenilen her TLD için fırınlama yapabilme özelliğine sahiptir. Aynı anda 3 adet TLD tablasını fırınlama özelliğine sahiptir. Termosoft programıyla TLD-100H için oluşturulan tavlama işlemi, oda sıcaklığından başlanarak 400°C' e kadar ısıtılma, 400°C' de 60 dakika bekleme ve oda sıcaklığına kadar soğutulma işlemlerinden oluşur.

### **3.1.11. XIO CMS tedavi planlama sistemi**

CMS XIO planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu ve IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT) standart superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz hacim histogramını (DVH) çıkarmaktadır. Tedavi planlama sistemi brakiterapi doz planlamalarını da yapabilmektedir.

## 3.2. YÖNTEM

Bu çalışmada Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan ARTISTE lineer hızlandırıcı (6-15MV) cihazında MLC ile oluşturulan 1x1 – 15x15cm arasındaki kare alanların rölatif doz faktörleri (RDF) farklı hacimli iyon odaları ve Termoluminesans dozimetri (TLD) kullanılarak hesaplandı. Kullanılan yöntemlerden elde edilen sonuçlar kıyaslandı. Rölatif doz faktörleri, tedavi planlama sisteminin verileriyle karşılaştırıldı.

### 3.2.1. Rölatif doz faktörleri

Bir noktadaki dozu (primer doz+saçılan doz) oluşturan primer doz, alan boyutundan bağımsız iken, saçılan doz, alan boyutuna ve ışınlanan fantom boyutuna bağlıdır.

Bu nedenle dozun alan boyutuna bağlılığını göstermek için rölatif doz faktörleri bulunmuştur. Faktörleri bulmak için 6 ve 15 MV'lik iki foton enerjisinde, 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5,6x6,7x7,8x8,9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda 10 cm derinlikte ölçüm yapıldı. Ölçümler, RW3 katı su fantomunda merkezi ekseninde, 100 MU verilerek yapıldı ve en az 3 kere tekrarlandı. Okuma değerleri 10x10 cm'lik referans alanın okuma değerine normalize edilerek rölatif doz faktörleri bulundu ve alan genişliğine karşı grafik çizildi. Doz verim ölçümleri ayrıca TLD ile aynı set-up koşullarında tekrarlandı. Rölatif absorbe doz değerleri, iyon odalarının hacimlerine göre incelendi. Sonuçlar CMS XIO tedavi planlama sisteminin verileriyle karşılaştırıldı.

### 3.2.2. İyon odası ölçümleri

Katı su fantomu ölçümleri, RW3 katı su fantomu kullanılarak merkezi ekseninde 6 ve 15 MV foton enerjileri için; d= 10 cm'de; 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6,7x7, 8x8,9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanda; SSD 100 cm'de Farmer (0,6 cm<sup>3</sup>), Semiflex (0,125 cm<sup>3</sup>), PinPoint (0,015 cm<sup>3</sup>), Markus PP iyon odaları (0,055 cm<sup>3</sup>) ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak yapıldı. Her bir ışınlama için 100 MU verildi. Ölçümlerde her iyon odası için özel dizayn edilmiş katı su fantom plakası kullanıldı. Her bir ölçüm 3 kez tekrarlanıp ortalaması alındı.

### **3.2.3. TLD' lerin yerleştirilmesi**

6 ve 15 MV' lik iki foton enerjisinde, 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanların merkezi eksenlerine TLD' ler yerleştirilerek 10 cm derinlikte 100 MU verilerek ölçüm yapıldı. Ölçümler en az 3 kez tekrarlandı. Okuma değerleri 10x10 cm' lik referans alanın okuma değerine normalize edildi.

### **3.2.4. TLD' lerin okunması**

Gruplanan ve her birine numara verilen, TLD' ler sıralamaları bozulmadan ve ışınlamadan sonra en az 10 saat bekletilerek, TLD okuyucusuna yerleştirildi. TLD' lerin tek tek ve her birinin numarası girilerek yapılan okuma işleminin ardından, ışım eğrileri oluşturuldu.

### **3.2.5 BTPS ölçümleri**

6 ve 15 MV foton enerjilerinde sırasıyla d=1,5 cm ve d=3 cm de 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanlar, CMS XIO'da oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı.

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada; ARTISTE lineer hızlandırıcı (6–15 MV) cihazında MLC ile oluşturulan 1x1 cm ile 15x15 cm arasındaki kare alanların rölatif doz faktörleri (RDF) Farmer, Semiflex, PinPoint, Markus PP iyon odaları ve Termoluminesans dozimetre kullanılarak araştırıldı .

### 4.1. İyon odası ile yapılan ölçüm sonuçları

Farmer, Semiflex , PinPoint ve Markus PP iyon odaları kullanılarak, 6 ve 15 MV foton enerjilerinde 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda, d=10 cm' de 100 MU verilerek ölçümler alındı. Bu alanların planları CMS XIO' da oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı.

Kullandığımız iyon odalarının rölatif doz değerleri Tablo-1'de verilmiştir.

**Tablo-1. Çeşitli kare alanlarda, 6MV ve 15 MV foton enerjilerinde Farmer, Semiflex, PinPoint, Markus PP iyon odaları verileri**

| ALAN<br>cm <sup>2</sup> | ENERJİ<br>6 MV |       | ENERJİ<br>15 MV |      |
|-------------------------|----------------|-------|-----------------|------|
|                         | ORTALAMA       | RDF   | ORTALAMA        | RDF  |
| 1X1                     | 162,46         | 0,24  | 183,96          | 0,24 |
| 2X2                     | 389,43         | 0,58  | 455,26          | 0,62 |
| 3X3                     | 515,63         | 0,77  | 614,53          | 0,80 |
| 4X4                     | 564,86         | 0,85  | 674,26          | 0,88 |
| 5X5                     | 589,13         | 0,88  | 701,73          | 0,92 |
| 6X6                     | 607,53         | 0,91  | 719,6           | 0,94 |
| 7X7                     | 624            | 0,94  | 723,73          | 0,96 |
| 8X8                     | 638,23         | 0,96  | 744,33          | 0,97 |
| 9X9                     | 650,66         | 0,98  | 754,2           | 0,99 |
| 10X10                   | 663,8          | 1     | 762,6           | 1    |
| 15X15                   | 701,96         | 1,057 | 792,3           | 1,03 |

**Semiflex**

| <b>ALAN<br/>cm<sup>2</sup></b> | <b>ENERJİ<br/>6 MV</b> |            | <b>ENERJİ<br/>15 MV</b> |            |
|--------------------------------|------------------------|------------|-------------------------|------------|
|                                | <b>ORTALAMA</b>        | <b>RDF</b> | <b>ORTALAMA</b>         | <b>RDF</b> |
| 1X1                            | 326,6                  | 0,45       | 372,83                  | 0,48       |
| 2X2                            | 509,43                 | 0,76       | 594,23                  | 0,76       |
| 3X3                            | 552,1                  | 0,82       | 663,93                  | 0,85       |
| 4X4                            | 576,36                 | 0,86       | 696,4                   | 0,90       |
| 5X5                            | 596,76                 | 0,89       | 716,76                  | 0,92       |
| 6X6                            | 615,23                 | 0,92       | 731,9                   | 0,94       |
| 7X7                            | 631,16                 | 0,94       | 745,13                  | 0,96       |
| 8X8                            | 645,93                 | 0,96       | 756,4                   | 0,97       |
| 9X9                            | 658,53                 | 0,98       | 766,4                   | 0,99       |
| 10X10                          | 666,16                 | 1          | 772,2                   | 1          |
| 15X15                          | 708,3                  | 1,063      | 803,23                  | 1,40       |

**PinPoint**

| <b>ALAN<br/>cm<sup>2</sup></b> | <b>ENERJİ<br/>6 MV</b> |            | <b>ENERJİ<br/>15 MV</b> |            |
|--------------------------------|------------------------|------------|-------------------------|------------|
|                                | <b>ORTALAMA</b>        | <b>RDF</b> | <b>ORTALAMA</b>         | <b>RDF</b> |
| 1X1                            | 336,43                 | 0,54       | 383,5                   | 0,56       |
| 2X2                            | 506,8                  | 0,75       | 596,53                  | 0,77       |
| 3X3                            | 550,3                  | 0,82       | 663,8                   | 0,85       |
| 4X4                            | 573,6                  | 0,85       | 693,76                  | 0,89       |
| 5X5                            | 592,6                  | 0,88       | 712,66                  | 0,92       |
| 6X6                            | 611,86                 | 0,91       | 727,96                  | 0,94       |
| 7X7                            | 628,83                 | 0,94       | 743,8                   | 0,96       |
| 8X8                            | 643,43                 | 0,96       | 754,8                   | 0,97       |
| 9X9                            | 656,36                 | 0,98       | 764,43                  | 0,98       |
| 10X10                          | 667,06                 | 1          | 772,93                  | 1          |
| 15X15                          | 705,73                 | 1,057      | 798,6                   | 1,033      |

### Markus PP

| ALAN<br>cm <sup>2</sup> | ENERJİ<br>6 MV |       | ENERJİ<br>15 MV |      |
|-------------------------|----------------|-------|-----------------|------|
|                         | ORTALAMA       | RDF   | ORTALAMA        | RDF  |
| 1X1                     | 294            | 0,43  | 331,6           | 0,47 |
| 2X2                     | 499,2          | 0,74  | 585,9           | 0,75 |
| 3X3                     | 552            | 0,82  | 663,8           | 0,85 |
| 4X4                     | 577,6          | 0,86  | 700             | 0,89 |
| 5X5                     | 597,5          | 0,89  | 720,8           | 0,92 |
| 6X6                     | 616,5          | 0,92  | 738,1           | 0,94 |
| 7X7                     | 632,5          | 0,94  | 751             | 0,96 |
| 8X8                     | 647,8          | 0,96  | 762,7           | 0,97 |
| 9X9                     | 659,2          | 0,98  | 771,7           | 0,98 |
| 10X10                   | 669,7          | 1     | 779,5           | 1    |
| 15X15                   | 707,8          | 1,056 | 331,6           | 0,47 |

#### 4.2. TLD ile yapılan ölçüm sonuçları

TLD kullanılarak 6 ve 15 MV foton enerjilerinde 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda, d=10 cm' de 100 MU verilerek ölçümler alındı. Bu alanların planları CMS XIO'da oluşturularak nokta doz okumaları yapıldı.

**Tablo-2. Çeşitli kare alanlarda, 6MV ve 15 MV foton enerjilerinde TLD verileri**

| ALAN<br>cm <sup>2</sup> | ENERJİ<br>6 MV |      | ENERJİ<br>15 MV |      |
|-------------------------|----------------|------|-----------------|------|
|                         | ORTALAMA       | RDF  | ORTALAMA        | RDF  |
| 1X1                     | 27,08          | 0,49 | 37,25           | 0,58 |
| 2X2                     | 40,69          | 0,75 | 55,24           | 0,76 |
| 3X3                     | 45,03          | 0,83 | 54,60           | 0,85 |
| 4X4                     | 47,20          | 0,87 | 57,17           | 0,89 |
| 5X5                     | 48,83          | 0,9  | 59,1            | 0,92 |
| 6X6                     | 49,91          | 0,92 | 61,02           | 0,95 |
| 7X7                     | 51             | 0,94 | 62,31           | 0,97 |
| 8X8                     | 52,08          | 0,96 | 62,95           | 0,98 |
| 9X9                     | 53,17          | 0,98 | 63,59           | 0,99 |
| 10X10                   | 54,26          | 1    | 64,24           | 1    |
| 15X15                   | 58,05          | 1,07 | 66,80           | 1,04 |



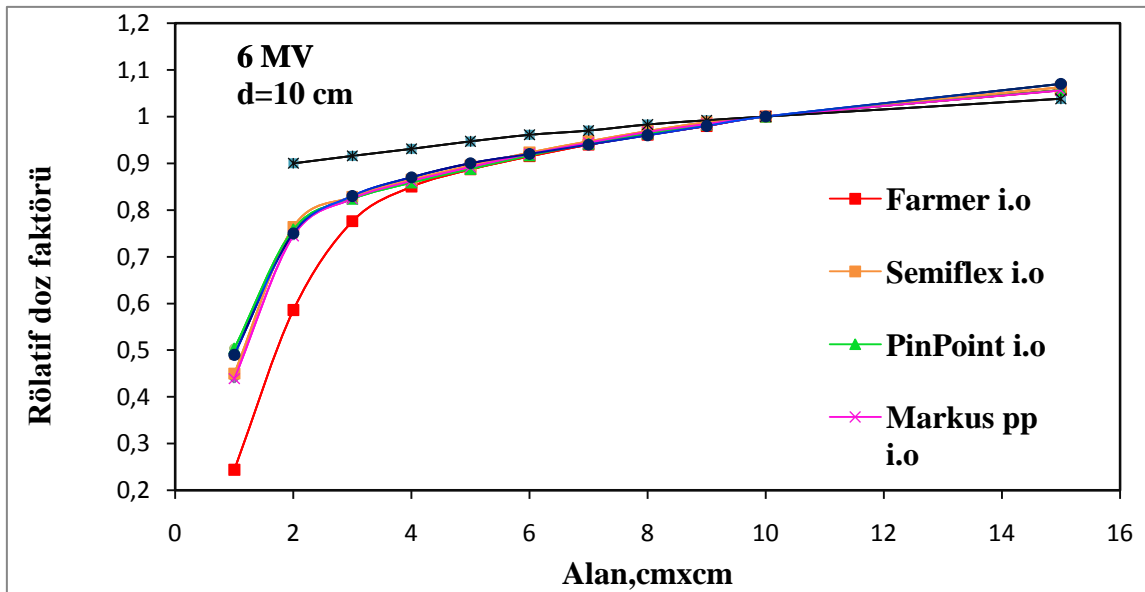
### 4.3. BTPS ile yapılan ölçüm sonuçları

6 ve 15 MV foton enerjilerinde sırasıyla  $d=1,5$  cm ve  $d=3$  cm de CMS XIO'da oluşturululan 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10 ve 15x15 cm alanlarda nokta doz okuması sonuçları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo-3. Çeşitli kare alanlarda, 6MV ve 15 MV foton enerjilerinde BTPS verileri**

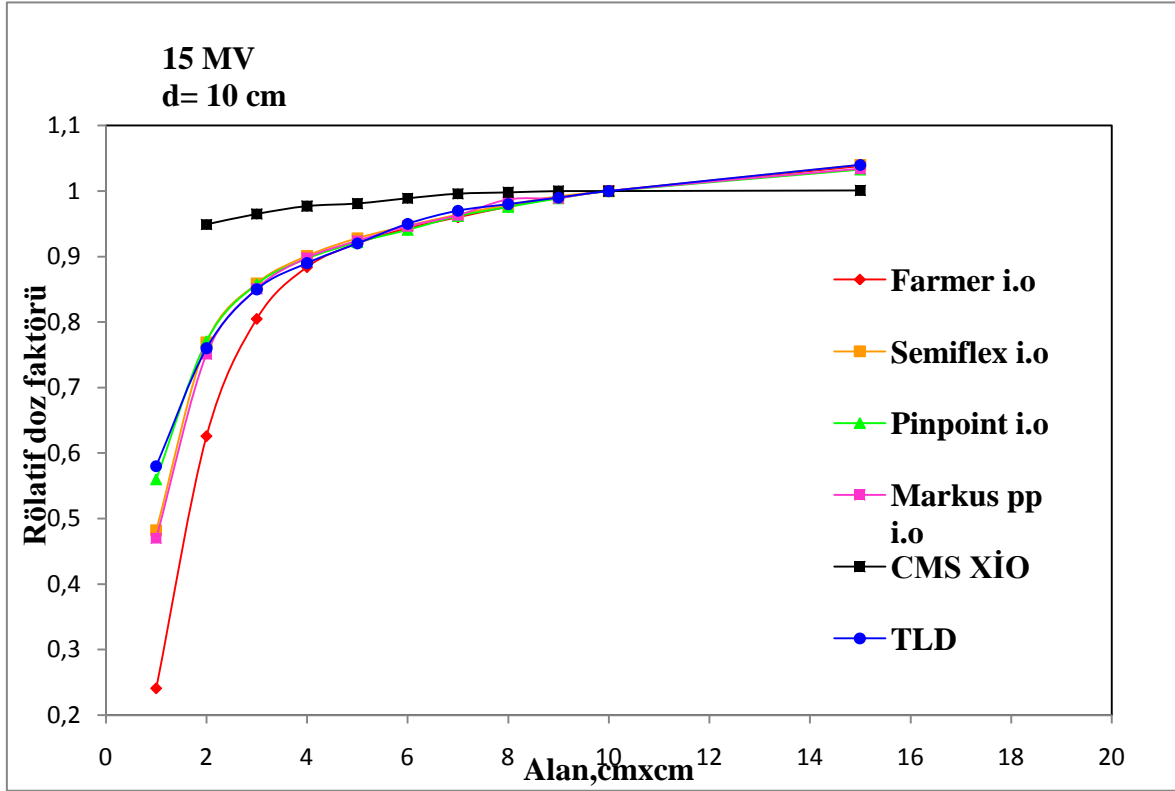
| ALAN<br>cm <sup>2</sup> | ENERJİ<br>6 MV     |       | ENERJİ<br>15 MV    |       |
|-------------------------|--------------------|-------|--------------------|-------|
|                         | OKUMA<br>DEĞERLERİ | RDF   | OKUMA<br>DEĞERLERİ | RDF   |
| 2X2                     | 60,4               | 0,900 | 73,3               | 0,949 |
| 3X3                     | 61,5               | 0,916 | 74,5               | 0,965 |
| 4X4                     | 62,5               | 0,931 | 75,5               | 0,977 |
| 5X5                     | 63,6               | 0,947 | 75,8               | 0,981 |
| 6X6                     | 64,5               | 0,961 | 76,4               | 0,989 |
| 7X7                     | 65,2               | 0,970 | 76,9               | 0,996 |
| 8X8                     | 66                 | 0,983 | 77,1               | 0,998 |
| 9X9                     | 66,6               | 0,992 | 77,2               | 1     |
| 10X10                   | 67,1               | 1     | 77,2               | 1     |
| 15X15                   | 69                 | 1,028 | 77,9               | 1,009 |

6 MV foton enerjisi için Rölatif doz faktörleri incelendiğinde; Farmer, Semiflex, PinPoint ve Markus PP iyon odaları ile TLD kullanılarak bulunan ölçüm sonuçları şekil-14'de gösterilmiştir. 10 cm derinlikte yapılan ölçümler 10x10 alanın dozuna normalize edilmiştir. Rölatif doz faktörlerini mukayese edebilmek için aynı alanların planları CMS XIO'da oluşturulmuştur.



**Şekil-14 6 MV için farklı iyon odaları, TLD ve BTPS ile rölatif doz değerleri**

6 MV foton enerjisi Rölatif doz faktörleri için incelendiğinde; Farmer, Semiflex, PinPoint ve Markus PP iyon odaları ile Termoluminesans dozimetri (TLD) kullanılarak bulunan ölçüm sonuçları şekil-15’de gösterilmiştir. 10 cm derinlikte (SSD=100cm) yapılan ölçümler 10x10 alanın dozuna normalize edilmiştir. Rölatif doz faktörlerini mukayese edebilmek için aynı alanların planları CMS XIO’ da oluşturulmuştur.



**Şekil-15 15 MV için farklı iyon odaları, TLD ve BTPS ile rölatif doz değerleri**

6 ve 15 MV’ de Farmer iyon odasının en az doz okuma yaptığı görülmektedir. Bunun nedeni Farmer iyon odasının hassas hacminin daha büyük olmasına bağlı, elektron akısındaki bozulmadan dolayıdır.

Bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin 6 ve 15 MV’ de verdiği rölatif doz faktörleri, sisteme girilen en küçük alanın 2x2 cm olması nedeniyle, 2x2 cm den büyük alanlar için kıyaslanmıştır. Bilgisayarlı tedavi planlama sisteminin rölatif doz faktörleri, Farmer iyon odası hariç tüm iyon odaları ve TLD sonuçlarıyla uyumludur.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

IMRT ile tanımlanan doz, çoklu küçük alt alanlar kullanılarak verilir. MLC' ye dayalı IMRT' de alanların çoğu 1x1cm kadar küçük alanlardan verilir. Dolayısıyla, IMRT' de doğru doz hesaplaması için küçük alanlar ve onların dozimetrik özellikleri TPS' de uygun bir şekilde modellenmelidir. Bu çalışma rölatif doz faktörlerini TPS' de modellenen doz dağılımlarının doğrulanmasında farklı dozimetrik yöntemleri araştırmak ve kıyaslamak; doğruluk ve işlem kolaylığı açısından en efektif doğrulama yöntemini bulmak açısından yapılmıştır.

Çalışmada; Farmer, Semiflex, PinPoint ve Markus PP iyon odaları , Termoluminesans dozimetri (TLD) ve CMS XİO ile bulunan 6 ve 15 MV foton enerjisi için rölatif doz faktörleri şekil-14 ve şekil-15'de gösterilmiştir.

6 MV foton enerjisi için, 1x1 cm lik alanda Semiflex iyon odası ve Markus PP iyon odasının okuma değerleri birbirine yakın olup PinPoint iyon odası ve TLD sonuçlarına göre daha düşük doz cevabı vermektedir. 2x2 ve 3x3 cm lik alanda Semiflex, PinPoint ve Markus PP iyon odasının okuma değerleri birbirine yakınken, Şekil-4.1. de görüldüğü gibi Farmer iyon odası 4x4 cm den daha küçük alanlarda ciddi doz düşüşleri sergilemektedir. Fakat 4x4 cm den büyük alanlarda tüm iyon odaları benzer doz cevabı vermektedir. PinPoint iyon odası ve TLD'nin okumaları birbirine çok yakındır.

15 MV foton enerjisi için küçük alanlarda, PinPoint iyon odası ve TLD okumaları kendi arasında benzer sonuçlara sahipken diğer iyon odalarına göre daha yüksek doz cevabı vermektedirler. Semiflex iyon odası ve Markus PP iyon odasının okumaları da birbirine yakın olup PinPoint iyon odası ve TLD okumalarına göre daha düşük doz cevabı vermektedir. Farmer iyon odası diğer iyon odalarına göre ciddi doz düşüklüğü göstermektedir. Bu düşüklüğün çeşitli nedenleri vardır. Bunlar;

- 1) Semiflex, Farmer ve Markus PP iyon odasının hassas hacminin daha büyük olmasıdır.
- 2) Elektron akısındaki bozulmadan dolayıdır. Elektron akısındaki azalma iyon odası hacmi içindeki iyonizasyonun azalmasıyla daha düşük doz cevabıyla sonuçlanır.
- 3) Merkezi eksenden uzaklaşan elektronların yayılması ve saçılan dozun azalmasından dolayı, dedektöre ulaşan foton sayısındaki azalmadır. Sekonder elektronların maksimum erişme mesafesinden daha büyük çaplı alanlarda maksimum alan bağımlılığı görülmektedir.

Çalışmamızda görüldüğü gibi 4x4 cm alandan küçük alanlarda RDF' leri küçük bulunmasındaki ana sebep, dedektörün ölçüm hacminin artmasıyla lateral elektron dengesizliğinin artmasıdır. Lateral elektron dengesizliğindeki bu artış doz hesaplamalarında hatalara sebep olabileceği benzer çalışmalarla gösterilmiştir (22). Bu değerlendirmelere göre küçük alanların dozimetresinde yeterince küçük hacimli iyon odasının kullanımı yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip film dozimetre ve pertürbasyon faktörü oluşturmayan doku eşdeğeri TLD ile uyumlu sonuçlar vereceği sonucuna ulaşılmıştır. Aynı zamanda küçük hacimli iyon odası ile lateral elektron dengesizliğinden kaynaklanan düşük doz ölçümü azaltılırken ölçüm alanı içinde efektif ölçüm noktasının yer alması sağlanır. Bu durum, daha büyük hacimli iyon odasına göre daha az belirsizlik getirecektir. Benzer şekilde Wolfram ve Wong (6) PinPoint (0.015cc) ve 0.125 cc iyon odasıyla yaptıkları absolute doz ölçümlerinde ışınlanan bölge büyüdükçe iyon odalarının hacim etkisinin arttığını bildirmişlerdir. Dedektörün hacmi arttıkça lateral elektron dengesizliğinin arttığı için okunan değer azaldığını bildirmişlerdir.

Martens ve arkadaşları (23) da, Markus PP iyon odası, PinPoint iyon odası ve diamond dedektör kullanarak ölçümleri karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının bulgularından biri PinPoint iyon odasının, radyografik filmde olduğu gibi, düşük enerjili Compton saçılma fotonlarına aşırı tepki vermesidir. Bu durum PinPoint iyon odasının merkezi elektrodunun çelik olmasına bağlıdır. 1,5 cm alan ve daha küçük alanlarda out put ölçümleri için bu iyon odasını tavsiye etmişlerdir.

Küçük alan foton ışınlarının rölatif doz faktörleri ölçümleri, kullanılan dedektörlerin yeterliliğine bağlıdır (24). Pek çok çalışmada küçük alanlar için diyot ve diamond dedektörlerinin rölatif doz faktöründe en iyi sonuçları sağladığı ortaya konmuştur (25-27). Bununla birlikte diamond dedektörler çok hassas ve çok pahalıdır. Diyot türü, diyot zırhı ölçümleri negatif yönde etkileyebileceğinden dikkatli seçilmelidir. Sanchez ve arkadaşları(28) da yaptıkları çalışmada, bir büyük alan Markus PP, PinPoint, Semiflex, Farmer iyon odaları, p tipi diod, diamond dedektör ve Kodak X-Omat V film kullanarak ölçümleri karşılaştırmışlardır. Çalışmada, output faktörlerinde dedektörlerin hacim hassasiyetlerinin önemli rol oynadığı görülmüştür. 0.6 cm<sup>3</sup> iyon odasının hassas hacminin küçük alanlardaki absorbe dozu ölçmede yetersiz kaldığı bildirmiştir. Calcina ve arkadaşları (29) da çeşitli dozimetrelerle dozimetrik parametreleri değerlendirdiği çalışmada, yüksek çözünürlüklü film ve TLD' lerin küçük radyasyon alanları için uygun olduğu sonucuna varmışlardır. Geniş hacimli iyon odalarının elektronik dengenin pertürbasyonu ve hacim ortalaması sebebiyle yüksek doz gradientli bölgelerde uygun

olmadığı bildirilmiştir. Benzer şekil Laub ve Wong(22) yaptıkları çalışmada  $0.6 \text{ cm}^3$  Farmer iyon odası ve  $0.015 \text{ cm}^3$  PinPoint iyon odası ile yaptıkları ölçümleri hesaplanan değerler ile karşılaştırdıklarında  $0.015 \text{ cm}^3$  hacimli PinPoint iyon odasının hesaplanan değerlere daha yakın okumalar gösterdiğini bildirmişlerdir. Westermarck ve arkadaşları (30) da, küçük alanlar için yaptığı çalışmada TLD rölatif doz faktörü ölçümlerinin büyük hacimli iyon odalarına göre hesaplanan değere daha yakın okumalar gösterdiğini bildirmişlerdir.

Pappas ve arkadaşları (27) da yaptıkları çalışmada, 5mm yarıçaplı alanın output faktörlerini jel dozimetre ile ölçmüştür. Hacim etkisi, farklı voksel boyutları kullanılarak ve bir voksel ile sıfır voksel arasındaki ortalama doz değeri tahmini olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar PinPoint iyon odası verileriyle örtüşmüştür. Bizim çalışmamızda da rutin olarak kullanılan ( $0.6 \text{ cm}^3$  hacimli) iyon odalarının hassas hacminin küçük alanlardaki absorbe dozu ölçmede yetersiz kaldığı bulunmuştur. Küçük alan RDF'lerinde TLD ve PinPoint iyon odası benzer okumalar göstermiştir. Bu sonuçlar literatürle uyumlu bulunmuştur (29-32).

Çalışmamız ve diğer literatürlerdeki benzer çalışmaların sonuçlarını dikkate aldığımızda, küçük alanların dozimetrik parametrelerini değerlendirirken karşılaştığımız lateral elektron dengesizliği ve dozimetre hacminin alan boyutuna uygun olacak şekilde seçimi önem taşımaktadır. Her iki faktörün de etkisini azaltmak için mümkün olan en küçük hacimli ve yüksek uzaysal çözünürlüklü dozimetre seçilmelidir. Küçük alan foton tedavisinde dozimetrelerin yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmasına dikkat edilmelidir. Dozimetre boyutunun ortalama hacmi ile lateral elektronik belirsizliklerin varlığı ve ortaya çıkan belirsizlikler en aza inerken; dedektörün duyarlı hacmi, dağılımın keskin düşüş bölgesi üzerindeki dozu kaydetmesi açısından yeteri kadar küçük olmalıdır. Ayrıca, dozimetre tek bir noktadaki dozdan çok doz dağılımının uzaysal bir haritasını ve konformal dağılımların doğruluğunu sağlamalıdır.

## KAYNAKLAR

1. WIEZOREK T, BANZ N, SCHWEDAS M, SCHEITHAUER M, SALZ H, GEORG D, WENDT TG. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 18: 468-474, 2005.
2. LETOURNEAU D, GULAM M, YAN D, OLDHAM M, WONG JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy Oncology*, 70: 199-206, 2004.
3. WIEZOREK T, SCHWEDAS M, SCHEITHAUER M, SALZ H, BELLEMANN M, WENDT TG. A new tool for quality assurance for intensity modulated radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 178: 732-736, 2002.
4. ENGLER MJ, HONES G. Small beam calibration by 0,6-0,2 cc ionization chamber. *Medical Physics*, 11: 822-26, 1984.
5. WUA Z, KALEND RD, ZHENG AM. Comments on the dose measurements for a narrow beam radiosurgery. *Medical Physic*, 20: 777-79, 1993.
6. WOLFRAM U, WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics*, 30: 341-347, 2003.
7. MACHLIN LJ, PENDICH A. Free radical tissue damage. protective role of antioxidant nutrients. *Faseb Journal*, I: 441-445, 1987.
8. HUG MS, YU Y, CHAN ZP, SUNTHARALINGAM N. Dosimetric characteristics of commercial multileaf collimator. *Medical Physics*, 23: 241-47, 1995.
9. International commission on radiation units and measurements. Report 62, Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
10. KHAN FM. *The Physics of radiation therapy*, 3rd Editon, Williams & Wilkins, Minnesota, 2003.
11. MADCALSE P, KRON T, HOBAN P. *The physics of radiotherapy x- ray from linear accelerators*. Medical Physics Publishing, 493, Madison Wiscansin, 2002.
12. PODGORSK EB. *Radiation oncology physics. A handbook for teachers and students*. International atomic energy agency, 2005.
13. SCHEGEL W, BORTFELD T, GROSU A.L: *New technoligies in radiation oncology*. Verlag Berlin: Springer, page 257-266, 2006.

14. WIEZOREK T, BANZ N, SCHWEDAS M, SCHEITHAUER M, SALZ H, GEORG D, WENDT TG. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*, 18: 468-474, 2005.
15. BUTSON MJ, YU PK, CHEUNG T: Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film. *Physical medical biology*, 48: 247-57, 2003.
16. NIROOMAND RA, ROBERT C, COURSEY BM, GALL KP, GALVIN JM, MCLAUGHLIN WL, MEIGOONI AS, RODGERS JE, SOARES CG. Radiochromic film dosimetry recommendations of AAPM radiation therapy committee TG 55. *Medical Physics*, 25: 2093-2115, 1998.
17. BACCI C, ANGELO LD, FURETTA C, GIANCOLA S. Comprehensive study on LiF: Cu,Mg,P (GR-200A). *Radiation protection dosimetry*, 47: 215-218, 1993.
18. VANDA J, MARINELLO G: Methods for in vivo dosimeter in external radiotherapy. ESTRO 2006.
19. LEYBOVICH LB, SETHI A, DOGAN N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Medical Physics*, 30: 119-123, 2003.
20. SOHN JW, DEMPSEY JF, TAE SS, LOW DA. Analysis of various beamlet sizes for IMRT with 6 MV photons. *Medical Physics*, 30: 2432-3438, 2003.
21. SAUER OA, WILBERT J. Measurement of output factor for small photon beams. *Medical Physics*, 34: 1983-1988, 2007.
22. LAUB WU, WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics*, 30: 341-347, 2003.
23. MARTENS C, DE WAGTER C, DE NEVE W. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Physical Medical Biology*, 45: 2519-2530, 2000.
24. MCKERRACHER C, THWAITES DI. Assessment of new small field detectors against standard field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Physical Medical Biology*, 44: 2143-2160, 1999.
25. DEVLAMYNCK K, PALMANS H, VERHAEGEN F, THIERENS H. Dose measurements compared with Monte Carlo simulations of narrow 6 MV multileaf collimator shaped photon beams. *Medical Physics*, 26: 9-15, 1999.

26. PALTA JR, YEUNG DK, FROUHAR V. Dosimetric considerations for a multileaf collimator system. *Medical Physics*, 23: 1219–24, 1996.
27. PAPPAS E, MARIG TG, PAPADAKIS A, ZACHAROPOULOU F, DAMILAKIS J. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams. *Medical Physics*, 26: 3700-3711, 1999.
28. SANCHEZ F, HARTMANN GH, PENA J, ROSELLO JV, RUSSILLO G, GONZALEZ DM. A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beam. *Physica Medica*, 23: 58–66, 2007.
29. CALCINA CS, OLIVERIA LN, ALMEIDA CE, ALMEIDA A. Dosimetric parameters for small field sizes using fricke xylenol gel, thermoluminescent and film dosimeters and ionization chamber. *Physical Medical Biology*, 52: 1431-1439, 2007.
30. WESTERMARK M, AMDT J, NILSSON B, BRAHME A. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Physical Medical Biology*, 45: 685–702, 2000.
31. WYSOCKA A, MACISZEWSKI W. The photon beam characteristics of linear accelerator equipped with additional narrow beam collimator. *Proceeding of EPAC*, 2563-2565, 2000.
32. DAS JI, DING XG, AHNESJO A: Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*, 35: 206-214, 2008.



## TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteklerini esirgemeyen saygıdeğer hocam Sayın Prof. Dr. Lütfi Özkan' a ; tez çalışmamın oluşturulmasında ve yürütülmesinde her türlü desteği gösteren ve deneyimlerini esirgemeyen başta danışman hocam Doç. Dr. Meral Kurt olmak üzere, Tıb. Rad. Fiz.Uzm. Sema Gözcü'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ve Balıkesir Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm meslektaşlarıma, hekimlere ve teknikerle manevi desteklerinden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her aşamasında olduğu gibi bu zorlu dönemde de yanımda olan, eğitim hayatım boyunca hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan sevgili aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunar, teşekkür ederim.

## ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Balıkesir’de doğdum. İlk öğrenimimi Atatürk İlkokulu Okulu’nda tamamladıktan sonra orta eğitime İstanbul Şehremini Anadolu Lisesinde başladım. 2003 yılında Balıkesir Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümüne başladım ve 2007 yılında mezun oldum. 2007 yılında Uludağ Üniversitesi Eğitim Bilimleri Fakültesinde Tezsiz Yüksek Lisansa başladım ve 2008 yılında mezun oldum. 2008 yılında Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde Tıbbi Radyasyon Fiziği yüksek lisans programına başladım. Yüksek lisansa başladığım tarihten itibaren Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Fizikçi olarak görev yapmaktayım.