

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**LİNEER HIZLANDIRICIDA YOĞUNLUK AYARLI X İŞINLARININ  
GÖRECELİ DOZ DAĞILIMLARININ İKİ BOYUTLU DİZİLİMLİ İYON  
ODALARI VE GAFKROMİK FİLMER YARDIMIYLA DOZ VE KONUM  
ANALİZLERİ BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Kadir DAĞ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK  
ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS**

**HAZİRAN 2018**

**ANTALYA**

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**LİNEER HIZLANDIRICIDA YOĞUNLUK AYARLI X IŞINLARININ  
GÖRECELİ DOZ DAĞILIMLARININ İKİ BOYUTLU DİZİLİMLİ İYON  
ODALARI VE GAFKROMİK FİLMER YARDIMIYLA DOZ VE KONUM  
ANALİZLERİ BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Kadir DAĞ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FİZİK  
ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS**

**HAZİRAN 2108**

**ANTALYA**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

LİNEER HIZLANDIRICIDA YOĞUNLUK AYARLI X IŞINLARININ  
GÖRECELİ DOZ DAĞILIMLARININ İKİ BOYUTLU DİZİLİMLİ İYON  
ODALARI VE GAFKROMİK FİLMLE YARDIMIYLA DOZ VE KONUM  
ANALİZLERİ BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Kadir DAĞ

FİZİK  
ANABİLİM DALI

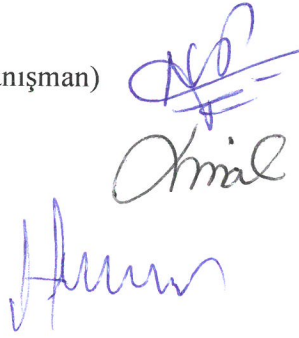
YÜKSEK LİSANS

Bu tez 26./06/2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR



## ÖZET

### LİNEER HIZLANDIRICIDA YOĞUNLUK AYARLI X IŞINLARININ GÖRECELİ DOZ DAĞILIMLARININ İKİ BOYUTLU DİZİLİMLİ İYON ODALARI VE GAFKROMİK FİLMER YARDIMIYLA DOZ VE KONUM ANALİZLERİ BAKIMINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

**Kadir DAĞ**

**Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı**

**Danışman: Doç. Dr. Nina TUNÇEL**

**İkinci Danışman: Medikal Fizik Uzmanı Dr. Aysun İNAL**

**Haziran 2018, 74 Sayfa**

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniği günümüz modern kanser tedavisinde iyonize edici radyasyon tekniği olarak önemli bir yer almaktadır. YART tekniği X ışın enerjili çoklu alt alanlardan oluşur. YART ve geleneksel tekniklerdeki hedef hacimde tanımlanan doz tamamen aynı olmakla birlikte, YART tekniğinin temel amacı öncelikle çevre sağlam dokulardaki dozu azaltmaktır. Lineer Hızlandırıcının konvansiyonel kalite kontrol testleri ve kalite temininin yanı sıra YART bazlı ek tavsiyeler de bulunmaktadır.

Bu çalışmada, Elekta marka Synergy Platform model Lineer hızlandırıcı cihazında elde edilecek yoğunlukları ayarlanmış 6 MV enerjili X ışınlarının rölatif doz dağılımları incelendi. Dozimetrik işlemler için iba marka MatriXX iki boyutlu dizilimli (2D) iyon odalarıyla çalışan OmniPro yazılımı destekli ölçüm sistemi ve Gafkromik EBT<sup>3</sup> filmler ile Epson marka Expression 11000 XL model ölçüm sistemleri kullanıldı. Doz ve konum analizi metodu olarak 2D gama analizi için OmniPro yazılımı kullanılıp karşılaştırmalar yapıldı.

Yapılan tüm kalite kontrol testlerinin sonucunda, Gafkromik EBT<sup>3</sup> filmin hem çözünürlüğü hem de düşük maliyetli olması açısından üstün olduğu bulundu.

Çalışmalar Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi'nde yapıldı.

**ANAHTAR KELİMELELER:** *İki Boyutlu Dozimetri, Kalite Kontrol, Lineer Hızlandırıcı, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi*

**JÜRİ:** Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR

## ABSTRACT

### THE COMPARISON OF DOSE DISTRIBUTIONS OF INTENSITY MODULATED X-RAYS IN LINEAR ACCELERATORS USING TWO-DIMENSIONAL ION CHAMBERS AND GAFCHROMIC FILMS BY DOZ AND POSITION ANALYSIS

Kadir DAĞ

MSc. Thesis in Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Second Supervisor: Medical Physicist Dr. Aysun İNAL

June 2018, 74 pages

Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) technique is an important ionizing radiation technique in today's modern cancer therapy. The IMRT technique consists of multiple subfields using X-ray energies. Although the dose defined in the target volume in the IMRT and conventional techniques is exactly the same, the main objective of the IMRT technique is primarily to reduce dose in the surrounding robust tissues. Besides the conventional quality control tests and quality assurance of the Linear Accelerator, there are additional recommendations based on IMRT.

This study investigated the relative dose distributions of 6 MV energy X rays with the intensities to be obtained in Elekta brand Synergy Platform model linear accelerator. The OmniPro software-based measurement system were used for dosimetric process with Gafchromic EBT<sup>3</sup> films by the Epson brand Expression 11000 XL scanner and iba brand Matrixx two dimension array (2D) ion chambers. OmniPro software was used for 2D gamma analysis as a method of dose and position analysis.

As a result of all different quality control tests made, Gafchromic EBT<sup>3</sup> film was found to be superior both in terms of resolution and inexpensiveness.

This study was conducted at the Antalya Training and Research Hospital Radiation Oncology Unit.

**KEYWORDS:** *Intensity Modulated Radiotherapy, Linear Accelerator, Quality Control, Two-Dimensional Dosimetry*

**COMMITTEE:** Prof. Dr. Nuri Ünal

Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Assist. Prof. Dr. Tahir ÇAKIR

## ÖNSÖZ

Lineer Hızlandırıcıda Yoğunluk Ayarlı X Işınlının Göreceli Doz Dağılımlarının İki Boyutlu Dizilimli İyon Odaları ve Gafkromik Filmler Yardımıyla Doz ve Konum Analizleri Bakımından Karşılaştırılması başlıklı bu tez çalışması Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi'nde yapıldı.

Çalışmalarım sırasında bilgi ve tecrübeleriyle beni yönlendiren, sabırla her türlü desteği veren danışmanım Sayın Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e ve ikinci danışmanım Sayın Dr. Aysun İNAL'a sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmayı destekleyerek araştırma olanağı sağlayan Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Klinik sorumlusu Dr. Evrim Duman'a teşekkür ederim.

Her zaman bana destek olan değerli ailem ve yakınlarıma teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiv
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	4
2.1. Radyasyon.....	4
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	4
2.1.2. Radyasyonun madde ile etkileşimi.....	5
2.1.2.1. Fotoelektrik olay.....	6
2.1.2.2. Compton saçılması.....	7
2.1.2.3. Çift oluşum.....	8
2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri.....	9
2.2.1. Aktivite birimi.....	9
2.2.2. Işınlama birimi.....	10
2.2.3. Soğurulan doz birimi.....	10
2.2.4. Doz eşdeğeri birimi (Biyolojik Doz).....	11
2.3. X Işınları.....	12
2.3.1. X ışınlarının üretimi.....	12
2.3.1.1. Bremsstrahlung X ışını.....	12
2.3.1.2. Karakteristik X ışınları.....	13
2.3.2. X ışınlarının tıpta kullanımı.....	14
2.3.3. X ışını tüpü.....	14
2.4. Lineer Hızlandırıcılar.....	16
2.4.1. Lineer hızlandırıcı yapıları.....	16
2.4.2. Lineer hızlandırıcı bileşenleri.....	17
2.4.2.1. Mikro dalga güç kaynağı: Magnetron ve Klystron.....	17
2.4.2.2. Hızlandırıcı dalga kılavuzu.....	18
2.4.2.3. Elektron tabancası.....	18
2.4.2.4. Saptırıcı magnet.....	19

2.4.3. Lineer hızlandırıcı kafa yapısı.....	19
2.4.3.1. Lineer hızlandırıcıda X ışını üretimi.....	20
2.4.3.2. Düzleştirici filtre.....	20
2.4.3.3. Monitör iyon odaları .....	20
2.4.3.4. Kolimasyon sistemleri: Birincil ve ikincil kolimatörler.....	21
2.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemleri (ÇYK).....	21
2.5.1. Çok yapraklı kolimatör'lerin (ÇYK) geometrik ve mekanik özellikleri.....	21
2.5.1.1. Maksimum alan boyutu.....	22
2.5.1.2. Lif (yaprak) genişliği.....	22
2.5.1.3. Maksimum overtravel (merkezden karşıya geçme) mesafesi.....	23
2.5.1.4. Liflerin üst üste binmesi.....	24
2.5.1.5. ÇYK'lerin sabit çenelere göre pozisyonları.....	25
2.5.2. Çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) fiziksel özellikleri.....	25
2.5.2.1. Foküsleme özellikleri ve penumbra.....	25
2.5.2.2. Lifler arası geçirgenlik.....	26
2.6. Dozimetrik Parametreler.....	27
2.6.1. Yüzde derin doz (%DD).....	27
2.6.2. Doku hava oranı (TAR).....	28
2.6.3. Doku fantom oranı (TPR).....	29
2.6.4. Merkezi eksen dışı oranlar (OAR) ve ışın profilleri (BP).....	30
2.6.5. Penumbra.....	30
2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	31
2.7.1. YART öncesi geometrik kalite kontrol.....	32
2.7.2. YART öncesi dozimetrik kalite kontrol.....	33
2.8. Dozimetrik Sistemler.....	33
2.8.1. Doğruluk ve duyarlılık.....	34
2.8.2. Doğrusallık.....	34
2.8.3. Doz hızı bağımlılığı.....	34
2.8.4. Enerji bağımlılığı.....	34
2.8.5. Yönelim bağımlılığı.....	34
2.8.6. Uzaysal ayırma ve fiziksel büyüklük.....	34
2.8.7. Okumaya elverişlilik.....	34



2.8.8. Kullanım elverişliliği.....	34
2.8.9. Bir boyutlu dozimetrik sistemler.....	35
2.8.9.1. İyon odaları.....	35
2.8.10. İki boyutlu dozimetrik sistemler.....	35
2.8.10.1. Film dozimetri.....	36
2.8.10.2. Optik yoğunluk.....	37
2.8.10.3. Gri ölçeklendirme (skala).....	37
2.9. Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması.....	38
2.9.1. Doz farkı (DD).....	38
2.9.2. Mesafe uyumu (DTA).....	38
2.9.3. Gama analizi.....	38
3. MATERYAL VE METOT.....	41
3.1. Materyal.....	41
3.1.1. Elekta marka synergy platform lineer hızlandırıcı.....	41
3.1.2. Elekta CMS-XiO tedavi planlama sistemi.....	41
3.1.3. IBA marka dose 1 elektrometre.....	42
3.1.4. IBA marka FC65-P silindirik iyon odası.....	43
3.1.5. IBA marka CC04 kompakt iyon odası.....	44
3.1.6. Gafkromik EBT <sup>3</sup> film.....	44
3.1.7. EPSON expression 11000XL film tarayıcı.....	45
3.1.8. PTW RW-3 su eşdeğeri katı fantom.....	45
3.1.9. IBA marka I'mRT MatriXX (Versiyon 1.7).....	46
3.1.10. IBA OmniPro I'mRT yazılımı.....	47
3.2. Metot.....	48
3.2.1. TPS'de test alanlarının oluşturulması.....	49
3.2.1.1. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi.....	49
3.2.1.2. Simetrik kare alanlar testi.....	50
3.2.1.3. ÇYK pozisyon doğruluğu testi (Bitişik kayan alanlar).....	51
3.2.1.4. In-plane penumbra testi.....	51
3.2.1.5. Cross-plane penumbra testi.....	52
3.2.1.6. Asimetrik alan testi.....	53
3.2.1.7. Azalan alanlar testi.....	53
3.2.1.8. ÇYK girinti ve çıkıntı testi.....	54

3.2.1.9. Çoklu alan tek segment testi.....	55
3.2.1.10. Yoğunluk ayarlı alan testi.....	55
3.2.2. Test ölçümleri.....	56
3.2.2.1. OmniPro MatriXX için ölçüm düzeneği ve ölçümleri.....	56
3.2.2.2. Gafkromik EBT <sup>3</sup> film için ölçüm düzeneği ve ölçümleri.....	57
3.2.3. Linak kalibrasyonu için output ölçümü.....	57
4. BULGULAR.....	59
4.1. Linak Kalibrasyonu için Output Ölçümü.....	59
4.2. Film Kalibrasyon Eğrisi.....	59
4.3. ÇYK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi.....	60
4.4. Simetrik Kare Alanlar Testi.....	60
4.5. ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi (Bitişik Kayan Alanlar).....	62
4.6. In-Plane Penumbra Testi.....	62
4.7. Cross-Plane Penumbra Testi.....	63
4.8. Asimetrik Alan Testi.....	63
4.9. Azalan Alanlar Testi.....	64
4.10. ÇYK Girinti ve Çıkıntı Testi.....	65
4.11. Çoklu Alan Tek Segment Testi.....	66
4.12. Yoğunluk Ayarlı Alan Testi.....	66
5. TARTIŞMA.....	68
6. SONUÇLAR.....	70
7. KAYNAKLAR.....	71
ÖZGEÇMİŞ	

## AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Lineer Hızlandırıcıda Yoğunluk Ayarlı X Işınlarının Göreceli Doz Dağılımlarının İki Boyutlu Dizimli İyon Odaları ve Gafkromik Filmler Yardımıyla Doz ve Konum Analizleri Bakımından Karşılaştırılması” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak bulunduğunu belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

28/05/2018

Kadir DAĞ

İmza

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

%DD	:Yüzde derin doz
2D	:İki boyutlu
3D	:Üç Boyutlu
$\alpha$	:Alfa
$\gamma$	:Gama
$\gamma(r_r)$	:Kalite indeksi
$\mu$	:Lineer azalma katsayısı
A	:Alan boyutu
B <sub>e</sub>	:Bağlanma enerjisi
BP	:Işın profilleri
Bq	:Becquerel
C	:Işık hızı
cGy	:Santi Gray
Co-60	:Kobalt-60
C°	:Santigrat derece
Cm	:Santimetre
Ci	:Curie
DC	:Doğru akım
DD	:Doz farkı
DTA	:Doz mesafe uyumu
D <sub>c</sub>	:Değerlendirilen doz
D <sub>r</sub>	:Referans dozu
D <sub>max</sub>	:Maksimum derinlik
D <sub>w</sub>	:Soğrulan doz değeri

E	:Enerji
$e^-$	:Elektron
$E_\gamma$	:Soğurulan foton enerjisi
g	:Gram
Gy	:Gray
Hg	:Cıva
h $\nu$	:Foton enerjisi
HVL	:Yarı değer kalınlığı
I	:Geçen ışın şiddeti
$I_0$	:Gelen ışın şiddeti
J	:Joule
KF	:Kalite faktörü
keV	:Kilo elektron volt
Kg	:Kilogram
LET	:Birim uzunlukta kaybedilen enerji
mA	:Milliamper
MeV	:Mega elektron volt
MV	:Megavolt
m	:Metre
mCi	:Millicurie
mm	:Millimetre
$\mu$ Ci	:Mikrocurie
MU	:Monitör Unit
nm	:Nanometre
P	:Basınç
Rad	:Absorblanmış doz

Rem	:Doz eşdeğeri
R	:Röntgen
s	:Saat
sn	:Saniye
SAD	:Kaynak hedef mesafesi
SDD	:Kaynak detektör mesafesi
SSD	:Kaynak cilt mesafesi
Sv	:Sievert
$T_\gamma$	:Foto elektron kinetik enerjisi
TAR	:Doku hava oranı
TPR	:Doku fantom oranı
T	:Sıcaklık
$\theta$	:Teta
V	:Volt
Z	:Atom numarası

## **Kısaltmalar**

AAPM	:American Association of Physicists in Medicine
AEAH	:Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi
BT	:Bilgisayarlı Tomografi
Ctp	:Sıcaklık basınç düzeltme faktörü
ÇYK	:Çok yapraklı kolimatör
DVH	:Doz volüm histogramı
Dpi	:Dots per inch
ESTRO	:European Society for Radiotherapy and Oncology
EPID	:Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
GE	:General Electric
IAEA	:International Atomic Energy Agency
ICRP	:International Commission on Radiological Protection
ICRU	:Uluslar arası Radyasyon Birimleri Komitesi
IMRT	:Intensity Modulated Radiation Therapy
KK	:Kalite Kontrol
Linak	:Lineer hızlandırıcı cihazı
OAR	:Merkezi eksen dışı oranlar
OY	:Optik Yoğunluk
POM	:Poly Oksi Metilen
RBE	:Relatif biyolojik etkinlik
SF6	:Sülfür heksaflorid
SI	:Uluslararası Birimler Sistemi
TLD	:Termoluminesans dozimetre
T&G	:Tongue ve Groove
TPS	:Tedavi Planlama Sistemi

USA :Amerika Birleşik Devletleri

YART :Yoğunluk ayarlı radyoterapi



## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.1.</b> Yoğunluğu ayarlanmış doz ve çoklu alt alanlı, dozimetrik kalite temininin çeşitli seviyelerini ilişkilendiren kavramsal piramit. (a) Gerçek piramidin durumu gibi alttaki seviyenin doğruluğu üst seviyelere yansımaktadır. (b) Her seviye için uygun metodoloji ve araçlar bulunmaktadır (Wagter vd 2008).....	2
<b>Şekil 2.1.</b> Elektromanyetik spektrum (Aydın 2013).....	4
<b>Şekil 2.2.</b> Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2005).....	5
<b>Şekil 2.3.</b> Foton enerjisinin ortamdan geçerken absorblanması (Hendee vd. 1998).....	6
<b>Şekil 2.4.</b> Fotoelektrik olay (Khan 2003).....	7
<b>Şekil 2.5.</b> Compton saçılması (Akdoğan 2011).....	8
<b>Şekil 2.6.</b> Çift oluşum (Khan 2010).....	8
<b>Şekil 2.7.</b> Bremsstrahlung (Frenleme) X ışını oluşumu (Thomson 2003).....	13
<b>Şekil 2.8.</b> Karakteristik X ışınları oluşumu (Khan 2010).....	14
<b>Şekil 2.9.</b> X ışını tüpü (Bushberg vd).....	15
<b>Şekil 2.10.</b> Genel bir lineer hızlandırıcı yapısı (Khan 2010).....	16
<b>Şekil 2.11.</b> Farklı enerjili elektronların saptırıcı magnet içerisindeki hareketi (Thwaites ve Tuohy 2006).....	19
<b>Şekil 2.12.</b> X ışını kafa kısmı; (a) X ışını üretimi ve (b) Elektron üretimi (Khan 2010).....	20
<b>Şekil 2.13.</b> ÇYK yapısı (Schlegel vd 2006).....	22
<b>Şekil 2.14.</b> Elekta ÇYK yapısı 80 adet lif mevcuttur (Elekta Ltd).....	23
<b>Şekil 2.15.</b> Liflerin üst üste binmesi problemi (Schlegel vd 2006).....	24
<b>Şekil 2.16.</b> Elekta, Siemens ve Varian markalarının ÇYK'larının sabit çenelere göre pozisyonları (TOD 2013).....	25
<b>Şekil 2.17.</b> Liflerin odaklama özellikleri (Schlegel vd. 2006).....	26
<b>Şekil 2.18.</b> Lifler arası sızıntıyı azalmak için farklı lif dizaynları (Elekta Ltd vd.).....	27
<b>Şekil 2.19.</b> % DD tanımı ve geometrik gösterimi (Podgorsak 2005).....	28
<b>Şekil 2.20.</b> TAR ölçüm geometrisi (Khan 2010).....	29
<b>Şekil 2.21.</b> TPR ölçüm geometrisi (Podgorsak 2005).....	30
<b>Şekil 2.22.</b> Çeşitli derinliklerde elde edilen doz profilleri (Podgorsak 2005).....	30
<b>Şekil 2.23.</b> Dur ve ışınla tekniğinin adım adım gösterimi (Webb 2001).....	31

<b>Şekil 2.24.</b> Sliding window tekniğinin gösterimi (Khan 2010; Arno ve John 2005).....	32
<b>Şekil 2.25.</b> Bir iyon odasının çalışma prensibi (Khan 2010).....	35
<b>Şekil 2.26.</b> 2D dozimetrik sistemler; a) Gafkromik EBT3 film; b) EPID; c) PTW seven29; d) IBA I'mRT MatriXX (Elekta Ltd), (IBA Dosimetry).....	36
<b>Şekil 2.27.</b> Gama analizi yönteminin teorik kavramının şematik gösterimi (Depuydt 2002).....	39
<b>Şekil 3.1.</b> Elekta synergy platform lineer hızlandırıcı cihazı (Elekta Ltd).....	41
<b>Şekil 3.2.</b> CMS-XiO tedavi planlama sistemi (AEA 2018).....	42
<b>Şekil 3.3.</b> IBA marka Dose 1 elektrometre (IBA Dosimetry).....	43
<b>Şekil 3.4.</b> IBA marka FC65-P silindirik iyon odası (IBA Dosimetry).....	43
<b>Şekil 3.5.</b> IBA marka CC04 kompakt iyon odası (IBA Dosimetry).....	44
<b>Şekil 3.6.</b> Gafkromik EBT <sup>3</sup> film'in fiziksel yapısı (Devic 2011).....	44
<b>Şekil 3.7.</b> EPSON Expression 11000XL film tarayıcı (Seiko Epson Corporation 2018).....	45
<b>Şekil 3.8.</b> PTW RW-3 su eşdeğeri katı fantom (AEA 2018).....	46
<b>Şekil 3.9.</b> IBA marka I'mRT MatriXX (IBA Dosimetry).....	47
<b>Şekil 3.10.</b> IBA OmniPro I'mRT yazılımı (IBA Dosimetry).....	48
<b>Şekil 3.11.</b> OmniPro MatriXX için ölçüm düzeneği ve ölçümlerin gösterimi.....	49
<b>Şekil 3.12.</b> TPS'de oluşturulmuş sızıntı-geçirgenlik planları.....	50
<b>Şekil 3.13.</b> TPS'de oluşturulmuş alanların planı.....	50
<b>Şekil 3.14.</b> TPS'de oluşturulmuş alanların (3.segment) planı.....	51
<b>Şekil 3.15.</b> In-plane penumbranınTPS'deki alan (20.lif) planı.....	52
<b>Şekil 3.16.</b> Cross-plane penumbranınTPS'deki alan (3.alan) planı.....	52
<b>Şekil 3.17.</b> TPS'de oluşturulmuş asimetrik alan (merdiven) planı.....	53
<b>Şekil 3.18.</b> TPS'de oluşturulmuş azalan alanların (2.segment) planı.....	54
<b>Şekil 3.19.</b> TPS'de oluşturulmuş girinti-çıkıntı alan planı.....	54
<b>Şekil 3.20.</b> TPS'de oluşturulmuş 5×5 cm <sup>2</sup> 'lik kare alan planı.....	55
<b>Şekil 3.21.</b> Yoğunluk ayarlı-çok segmentli alanın TPS'deki görünümü.....	56
<b>Şekil 3.22.</b> OmniPro MatriXX için kurulmuş ölçüm düzeneği.....	56
<b>Şekil 3.23.</b> Gafkromik EBT <sup>3</sup> filmi için kurulmuş ölçüm düzeneği.....	57
<b>Şekil 3.24.</b> Linak kalibrasyonu için output ölçüm düzeneği (AEA 2018).....	58
<b>Şekil 4.1.</b> Film kalibrasyon eğrisi.....	59

<b>Şekil 4.2.</b> Gafkromik EBT <sup>3</sup> filme ışınlanmış alanların görünümü.....	60
<b>Şekil 4.3.</b> Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT <sup>3</sup> film arasında yapılan gama analizi karşılaştırması .....	61
<b>Şekil 4.4.</b> X eksenini boyunca profil taraması (Gafkromik EBT <sup>3</sup> film).....	62
<b>Şekil 4.5.</b> Asimetrik alan testi için Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT <sup>3</sup> film arasındaki gama analizi karşılaştırması.....	63
<b>Şekil 4.6.</b> Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT <sup>3</sup> film profil karşılaştırması.....	64
<b>Şekil 4.7.</b> a) Işınlanmış Omnipro MatriXX görüntüsü; b) Işınlanmış EBT <sup>3</sup> filmi görüntüsü; c) Omnipro MatriXX; d) EBT <sup>3</sup> filmindeki Y yönündeki profil taramaları.....	65
<b>Şekil 4.8.</b> Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT <sup>3</sup> film profil karşılaştırmaları.....	66
<b>Şekil 4.9.</b> Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT <sup>3</sup> film karşılaştırılması.....	66

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 2.1.</b> Radyasyonun özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki (Gökçe 2009).....	9
<b>Çizelge 2.2.</b> Farklı radyasyon türleri için kalite faktörleri (ICRP 2010).....	11
<b>Çizelge 2.3.</b> Elekta, Varian ve Siemens markalarına ait ÇYK özellikleri (TOD 2011).....	24
<b>Çizelge 4.1.</b> Linak kalibrasyonu için alınan output ölçümleri.....	59
<b>Çizelge 4.2.</b> OmniPro MatriXX- EBT <sup>3</sup> film arasındaki sızıntı ve geçirgenlik yüzde değerleri.....	60
<b>Çizelge 4.3.</b> OmniPro Matrixx-EBT <sup>3</sup> film gama analizi sonuçları.....	61
<b>Çizelge 4.4.</b> Y ekseninde elde edilmiş doz profillerindeki %80-%20 aralığındaki penumbra değerleri .....	62
<b>Çizelge 4.5.</b> %80-%20 aralığında penumbra için elde edilmiş sonuçlar .....	63

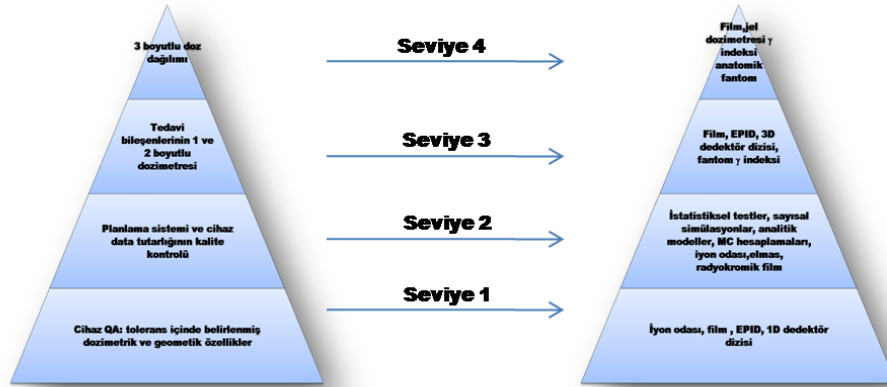
## 1. GİRİŞ

Gelişen teknoloji ile birlikte Lineer Hızlandırıcı (Linak) cihazlarının mekanik ve dozimetrik kalite kontrol (KK) uygulamaları zorunlu hale gelmiştir. Linak'ta oluşturulan, X ışını demet parametrelerinin kabul edilebilir doğruluk ile mutlak ve göreceli dozimetrik kalite kontrolü için iki boyutlu (2D) yöntemler ile doz belirsizlikleri değerlendirilebilir. Ayrıca Linak cihazlarındaki çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ile çeşitli geometrik şekillerde çoklu alanlar oluşturulabilmektedir. Bu çoklu alanlar ile farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak ayarlanabilen doz yoğunlukları elde edilebilmektedir. Bu karmaşık işlemler zincirinde, Linak cihazlarının geometrik ve dozimetrik kalite kontrollerinin yanı sıra yoğunluk ayarı ile oluşturulan ışınlama alanlarında doğrulanması zorunluluğu da bulunmaktadır.

Fizikteki temel buluşlar tıp alanında birçok hastalığın tanı ve tedavisinde yeni teknolojilerin gelişmesine yol açmıştır. Bunun en belirgin örneği X ışınlarının keşfinden hemen sonra tıp alanında kullanılmaya başlaması ve bu sayede hastalıkların teşhis ve tedavisinde yeni yöntemlerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Fizik, kimya ve moleküler biyolojideki temel araştırmaların sonuçları hızla tıpta kullanım alanı bulmaya devam etmektedir. Bu alanların başında radyoterapi merkezlerindeki Linak'lar gelmektedir. Hızlandırıcılar, kontrol sistemleri ve detektör sistemleri başlangıçta fizik araştırmaları için geliştirilmiş olmasına rağmen günümüzde teşhis, tedavi ve daha birçok alanda kullanılmakta olup, fotonlar, elektronlar, protonlar, karbon iyonları 10 keV-100 MeV gibi geniş bir enerji aralığında teşhis ve tedavi için kullanılmaktadır. Işın demet doğruluğunun iyileştirilmesinin temel prensibi, Linak cihazlarında ve radyasyon detektör sistemlerindeki gereksinimler sebebiyle medikal fizik alanında yapılan önemli gelişmelerdir.

Hızla gelişen teknoloji, lineer hızlandırıcı cihazlarının kalite kontrolünün önemini de arttırmaktadır. Özellikle yoğunluk ayarlı ve alt alanlı ışınlamalarda uygulanması gereken kalite kontrol protokolleri farklılık göstermektedir. Bu konuyla ilgili yayınlanmış birçok protokol vardır (Das vd 2008; Boyer vd 2001; Klein vd 2009). Kalite kontrol işlemleri sırasında kullanılması gereken dozimetrik yöntemler hem karmaşık hem de dikkatli uygulama isteyen sistemlerdir. Hataların, bir bölümünün dozimetre yöntemiyle ilişkili olduğuna dair çalışmalar mevcuttur (Jamil vd 2014). Şekil 1.1'de ESTRO (European Society for Radiotherapy and Oncology) kitapçığında, Yoğunluk Ayarlı ve alt alanlı gibi gelişmiş bir teknik için KK'nin çeşitli düzeylerinin ilişkilendirildiği kavramsal bir piramit yer almaktadır (Alber vd 2008). Gerçek bir piramidin durumu gibi, her seviye altta yatan seviyelerin doğruluğu üzerine kuruludur. İlk seviyede, cihazın ve kullanılan donanımların kalite kontrolü temeline dayandığı açıkça gösterilmektedir. Tüm gelişmiş tekniklerin kalitesi, en alt seviyenin doğru uygulanmasına bağlıdır. Üç boyutlu (3D) dozimetrik doğrulama, yoğunluğu ayarlanmış doz ve çoklu alt alanlarda kabul edilemez tutarsızlıklar ortaya koyarsa, alt seviyelere geri dönlür. Her seviye için uygun yöntem ve araçlar kullanılmalıdır. Her dozimetrik sistemin avantaj ve dezavantajları vardır. Kullanım yerleri özelliklerine göre farklılık gösterir. Örneğin bazı iyonizasyon odaları ve yarı iletken detektörler, birçok ölçüm için uygun uzaysal çözünürlük sağlamamaktadır. Termoluminesans dozimetre (TLD) ise, küçük boyutlarda dahi, dozimetrik zorluklar içerir ve zaman alıcıdır. Radyografik filmler, gümüş varlığından dolayı iyonize radyasyon ölçümlerinde bazı zorluklara sebep olur. Fotonlar 10 ila 200 keV aralığında büyük enerji bağımlılığı gösterirler.

Radyografik filmin diğer eksiklikleri ortam ışığına duyarlıdır ve kimyasal işleme gereksinimi maliyet ve uygun sakalama koşulları gerektirir. Bu yüzden, absorbe doz ölçümünde daha az zorluk ve kabul edilebilir doğruluk ile daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip bir radyasyon dozimetresi aranmaktadır. Radyokromik filmler bu özelliklerin bazılarını göstermektedir (Niroomand-Rad vd 1998). Poldiasetilen esaslı radyokromik filmler, konvansiyonel iki boyutlu radyasyon detektörleri ile ilgili belirtilen problemlerin bazılarını çözmüştür. Yüksek uzaysal çözünürlük, Linak'ta kullanılan geniş bir enerji yelpazesi için doz bağımlılığın azlığı ve doku eşdeğeri yakınlığı gibi özellikleri, bu filmi yüksek doz gradyentli radyasyon alanlarındaki kullanımı için uygun hale getirir. Bu filmler normal ışığa sahip bir odada işleme, depolama ve ölçümler için uygundur. Radyokromik filmlerde doğrudan renk değişimi oluşur ve kimyasal işleme gerek duymazlar. Bu filmler, çıkışları ile birlikte endüstriyel amaçlı kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar, kalite kontrol için kullanılan filmlerin yerini alacak Gafkromik Ebt serisinin ortaya çıkmasına fırsat vermiştir (Devic 2011). Bu seride en son kullanıma başlanan ve hala birçok araştırma yapılan model EBT<sup>3</sup>'tür. 2D boyutlu alan detektör sistemi belli bir derinlikte yer alan dizilmiş bir seri iyon odasından oluşmaktadır. Detektör etrafı genelde su eşdeğeri malzemelerle kaplıdır. Film ile aralarındaki en önemli fark uzaysal çözünürlüğünün daha düşük olmasıdır. Bunun sebebi iyonizasyon odalarının arasında belli bir mesafe bulunması ve detektör sayısının film ile kıyaslılığında oldukça az olmasıdır (Buonamici vd 2007). Fakat günümüzde Linak kalite kontrolünde hızlı ve yeterli sonuçlara ulaşılabildiği için kullanımına devam edilmektedir. Cihaz kalite kontrol uygulamalarında kullanımına dair önemli bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışma, yoğunluğu ayarlanmış ve çoklu alt alanlı ışın demet parametrelerinin 2D dizilimli iyon odaları ve gafkromik filmleri ile radyasyon doz ölçümü ile bunların hassasiyetlerinin karşılaştırılması açısından özgündür.



**Şekil 1.1.** Yoğunluğu ayarlanmış doz ve çoklu alt alanlı, dozimetrik kalite temininin çeşitli seviyelerini ilişkilendiren kavramsal piramit. a) Gerçek piramidin durumu gibi alttaki seviyenin doğruluğu üst seviyelere yansımaktadır. b) Her seviye için uygun metodoloji ve araçlar bulunmaktadır (Wagter vd 2008).

Kullanılacak malzeme ve yöntemlerin değerlendirmesi, doz dağılımlarının uyum mesafesi (DTA) ve doz farkı (DD) verileri ile hesaplanan ve Gama indeksi ( $\gamma$ ) olarak bilinen sayısal bir karşılaştırma ölçütü ile yapılacaktır. Bu hesaplama yöntemi, Low ve

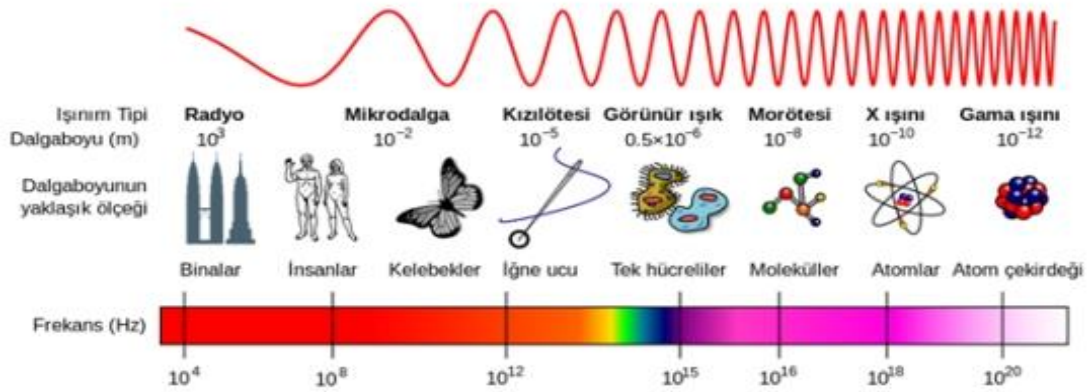
arkadaşları tarafından, iki doz dağılımının karşılaştırılması için tasarlanmış, bir referans doz ( $D_r$  (r)), diğeri ise değerlendirilen doz ( $D_c$  (r)) verilerin karşılaştırılması olarak ortaya çıkmıştır (Low vd 1999).

Çalışmada, 2D dizimli iyon odaları ve gafkromik filmleri ile ilişkili radyasyon doz ölçümü ile bunların hassasiyetlerinin gama analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

## 2. KAYNAK TARAMASI

### 2.1. Radyasyon

Radyasyon en genel tanımıyla enerjinin ya elektromanyetik dalgalarla ya da yüklü veya yüksüz parçacıklarla bir yerden başka bir yere taşınması olayıdır. Elektromanyetik dalgalar ise, yüklü bir parçacığın ivmeli hareketi sonucu oluşan, birbirine dik elektrik ve manyetik alan bileşeni bulunan ve bu iki alanın oluşturduğu düzleme dik doğrultuda yayılan, yayılımlar için ortam gerektirmeyen, boşlukta c ışık hızı ile yayılan enine dalgalardır (URL-1 2012). İçinde X ve  $\gamma$  ışınlarının, görünür ışık ve daha birçok ışınım türünün de bulunduğu ışınlar, dalga boyları, enerjileri ve frekanslarına göre spektrum oluştururlar. Bu spektrumda dalga boyları ve enerji değerleri arasında ters bir orantı vardır. Spektrumun bir tarafında radyo dalgaları bulunurken diğer tarafında X ve  $\gamma$  ışınları bulunmaktadır. Elektromanyetik dalgalar, boşlukta düz bir doğrultuda ilerleme kaydederler. Hızları ışık hızına (yaklaşık olarak  $3 \times 10^8$  m/sn) eşittir. Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olarak enerji aktarırlar. Enerjileri; maddeyi geçerken, soğrulma ve saçılma nedeniyle azalır, boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır (Khan 2010).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Aydın 2013).

#### 2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması

Radyasyon maddeyi iyonize etme kabiliyetine bağlı olarak iyonlaştırıcı olmayan ve iyonlaştırıcı radyasyon olmak üzere iki farklı şekilde sınıflandırılmaktadır. Atomların iyonizasyon potansiyeli (yani atomu iyonize etmek için gereken minimum enerji), alkali elementler için (Helyum) birkaç elektron volt ile 24,5 elektron volt arasında değişmektedir.

- İyonlaştırıcı olmayan radyasyon (maddeyi iyonlaştıramaz)
- İyonlaştırıcı radyasyon (doğrudan veya dolaylı olarak maddeyi iyonlaştırabilir):



Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon (yükü parçacıklar): elektronlar, protonlar  $\gamma$  parçacıkları ve ağır iyonlardır.

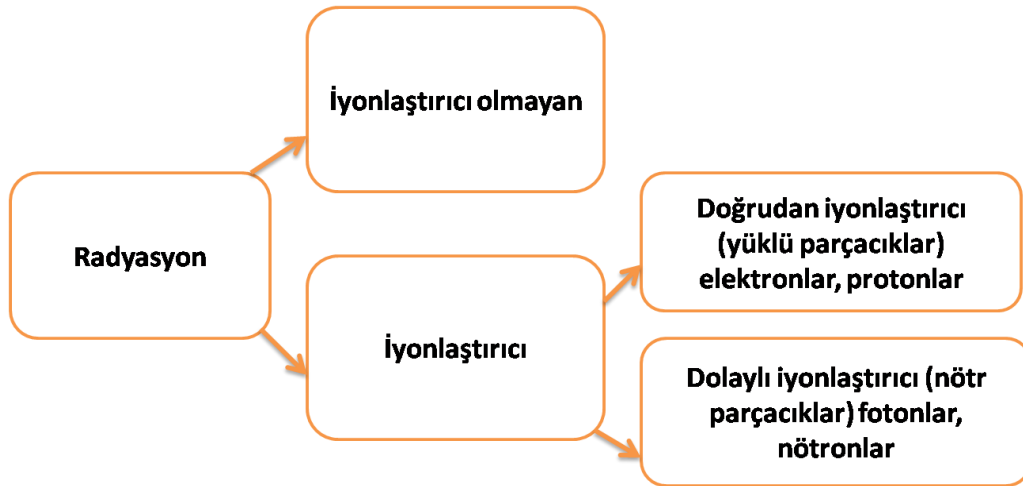
Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon (nötr parçacıklar): fotonlar (X ışınları ve  $\gamma$  ışınları) ve nötronlardır.

Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon ortamdaki maddeyi doğrudan iyonize eden yükü parçacık ve ortamdaki atomların orbital elektronları arasındaki doğrudan Coulomb etkileşimleri yoluyla depolar.

Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon (fotonlar ve nötronlar), iki aşamalı bir işleme ortamda oluşur:

İlk aşamada yükü bir parçacık ortamda serbest bırakılır (fotonlar, elektronları veya pozitronları serbest hale getirir, nötronlar protonları veya daha ağır iyonları serbest hale getirir);

İkinci aşamada ise serbest bırakılan yükü parçacıklar, ortamdaki atomların orbital elektronlarıyla doğrudan Coulomb etkileşimleri yoluyla ortama depolar (Podgorsak 2005).

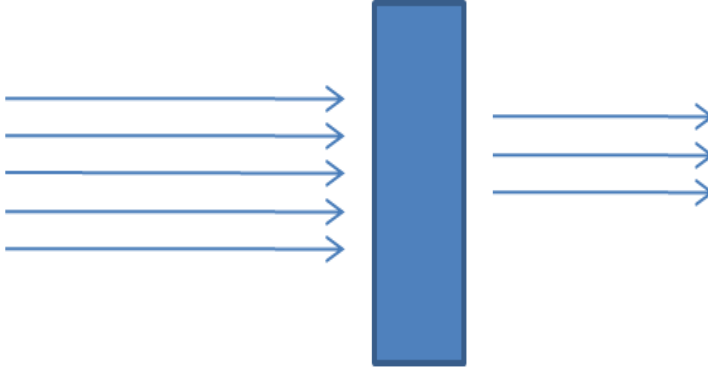


**Şekil 2.2.** Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2005).

Doğrudan ve dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılmaktadır. Radyasyon hastalıklarının tanısında radyoloji ve nükleer tıp alanlarında kullanılırken, tedavisinde ise radyoterapi alanında kullanılmaktadır (Podgorsak 2005).

### 2.1.2. Radyasyonun madde ile etkileşimi

Foton-madde etkileşimi: iyonizan fotonlar (X ve  $\gamma$  ışınları) bir ortama girdiğinde ortamın atomik elektronlarıyla ve çekirdekleriyle etkileşebilir. Etkileşime giren fotonların birincil ışımada ayrılması olayına absorpsiyon (soğrulma) adı verilmektedir. Ortamla etkileşime girmeden ortamdaki ayrılan fotonlara ise geçen fotonlar denir.



**Şekil 2.3.** Foton enerjisinin ortamdaki geçerken absorblanması (Hendee vd. 1998).

Foton ışını şiddetinin bir ortamdaki geçerken azalması (attenuasyon)'dur ve bu azalma miktarı ortamın azalma katsayısına ve fotonun geçtiği maddenin kalınlığına bağlıdır.

$$I = I_0 \times e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

2.1 bağıntısında;  $I_0$  gelen ışının şiddetini,  $I$  madde içinden geçen ışının şiddetini,  $x$  maddenin kalınlığını,  $\mu$  ise lineer azalma katsayısını göstermektedir. Lineer azalma katsayısının sayısal değeri, maddenin yapısına ve gelen foton enerjisine bağlıdır (Hendee vd. 1998).

Yarı değer kalınlığı (HVL); gelen foton miktarını yarıya indirmek için gerekli olan madde kalınlığı olarak tanımlanır. HVL, geçtiği maddenin lineer absorpsiyon katsayısına bağlıdır. HVL değeri ışının giricilik (penetrasyon) gücünü belirlemede kullanılır (Khan 2010).

Fotonlar bir ortamdaki geçerken beş farklı etkileşime maruz kalırlar. Bunlar; koherent saçılma, fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşumu ve fotodezintegrasyondur. Her etkileşim birbirinden bağımsız bir şekilde oluşmakta ve absorpsiyon olayına bir miktar katkı sağlamaktadır. Fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum: mega voltaj mertebelerinde enerjilere sahip olmakla beraber, radyoterapide etkin kullanılan etkileşim türlerindedir (Khan 2010).

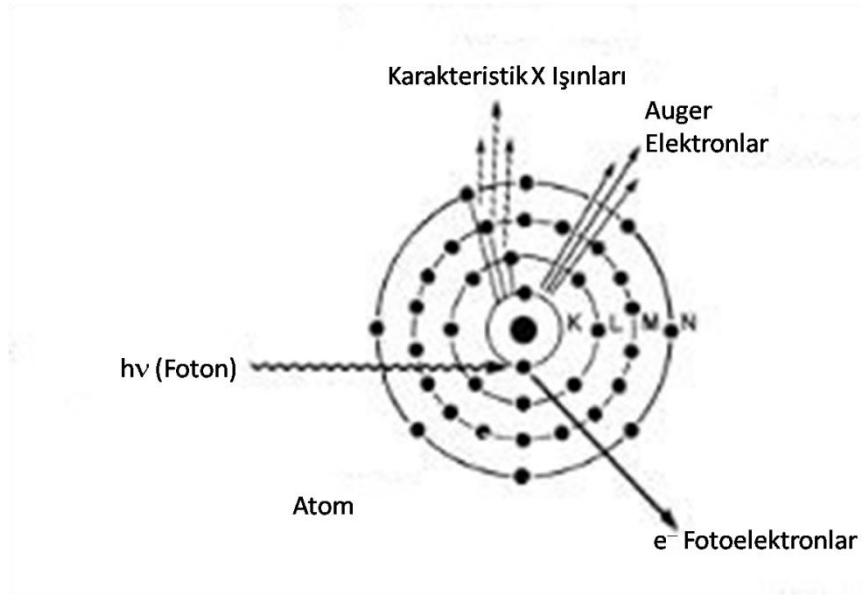
### 2.1.2.1. Fotoelektrik olay

Fotonlar için en önemli enerji kaybı fotoelektrik olayla meydana gelir. Foton etkileşime girdiği maddenin yapısında bulunan elektronlardan bir tanesine enerjisinin tümünü aktararak bu elektronun serbest hale geçmesini sağlar. Bu yolla atomdan kopan foto elektronun kinetik enerjisi soğurulan fotonun enerjisi ile metalin iş fonksiyonu arasındaki farka 2.2 bağıntısında gösterildiği gibi eşit olur.

$$T_e = E_\gamma - \phi \quad (2.2)$$

Fotoelektrik olayın bazı özellikleri

- › Gelen fotonun enerjisi arttıkça fotoelektrik olayın olma olasılığı azalmaktadır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden büyük ise fotoelektrik olayın olma olasılığı maksimumdur. Enerjisi 0,5 MeV'e kadar olan fotonlar için en yaygın görülen etkileşim tipi fotoelektrik olaydır.
- › Etkileşime girdiği maddenin atom numarası büyüdükçe bu olayın olma olasılığı da artar. Kurşun için fotoelektrik olay görülme olasılığı 1 MeV'e kadar olan fotonlar vardır.



**Şekil 2.4.** Fotoelektrik olay (Khan 2003).

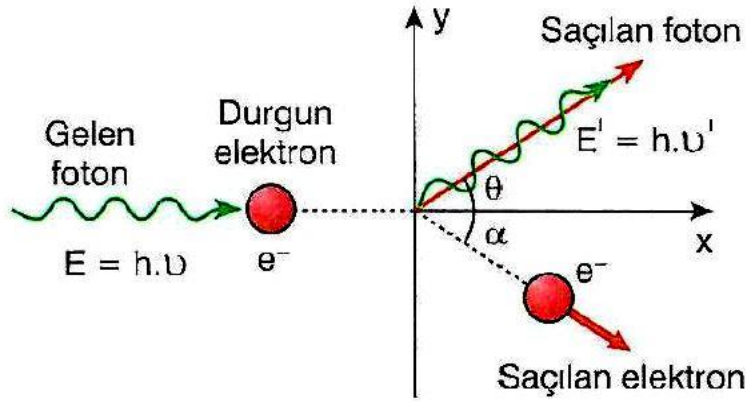
Fotoelektrik olay, fotonlardan elektronlara enerji aktarımının mümkün olduğunu göstermektedir. Bunun tersi de mümkündür yani, hareketli bir elektronun kinetik enerjisinin tümünü veya bir kısmını foton enerjisine dönüştürebilme kabiliyetine sahiptir.

Serbest hale geçen fotoelektron ortamda ilerlerken ikincil iyonizasyona, uyardırmaya ve frenleme ışınımına sebep olur. İyonlaşmış atomun enerjisi iki farklı olayla serbest hale geçer. Bunlar karakteristik X ışını ve Auger elektronları yayılımıdır. (Podgorsak 2005; Khan 2010).

#### 2.1.2.2. Compton saçılması

Compton saçılmasında gelen foton bağlanma enerjisi düşük olan dış yörüngedeki elektrona çarparak enerjisinin bir kısmını aktararak saçılır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden büyük olduğu için elektronda yörüngeden ayrılarak saçılır. Compton saçılması gelen fotonun enerjisi arttıkça azalırken etkileşime girdiği

maddenin atom numarasından bağımsız, atomun elektron sayısı ile doğru orantılıdır (Khan 2010).



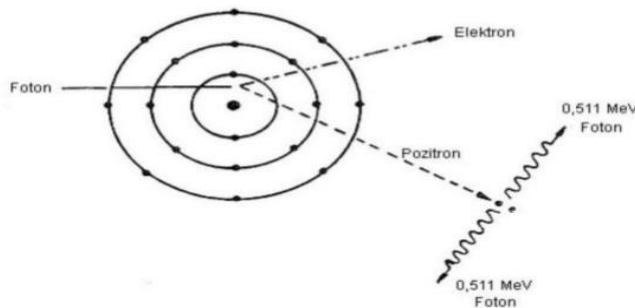
Şekil 2.5. Compton saçılması (Akdoğan 2011).

### 2.1.2.3. Çift oluşum

Çift oluşum da, foton enerjisi 1,02 MeV'den büyük olduğunda gerçekleşir ve foton enerjisi, çekirdeğin elektromanyetik alanından etkilendiğinde enerjisinin tamamını bir pozitron ve elektron (pozitron-elektron) çifti meydana getirerek yok olur.

Elektronun durgun kütle enerjisi 0,511 MeV olduğundan çift oluşumu için eşik enerji seviyesi 1,022 MeV olmalıdır. Çift oluşumu sonucu ortaya çıkan pozitron serbest elektronla etkileşime girdiğinde yok olur ve iki tane 0,511 MeV durgun kütle enerjili gama fotonu oluşumuna neden olur. Etkileşime girdiği maddenin atom numarasının karesiyle doğru orantılıdır (Khan 2010).

- Çift Oluşum Etkileşme Katsayısı
- $\kappa \approx \text{sabit} \times Z^2 (E - 1.022)$



Şekil 2.6. Çift oluşum (Khan 2010).

## 2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri

Doz, herhangi bir maddenin belirli bir zaman diliminde soğurulan miktarına denir. Radyasyon dozu ise hedef kütle tarafından, belli bir sürede soğurulan veya alınan radyasyon miktarıdır.

Aktivite, ışınlama, absorblanan (soğurulan) doz ve eşdeğer doz Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesinin (ICRU) radyasyon çalışmalarında kullandığı kavramlardır. Bunların birimleri sırasıyla; Curie (Ci), Röntgen (R), Rad ve Rem'dir. Bu özel birimler, 1986 yılından itibaren terk edilmeye başlanmış ve yerini tüm dünya da kullanılan birimlerin aynı olması düşüncesi ile MKS sistemini esas alan "Uluslararası Birimler Sistemi (SI)" ne bırakılmışlardır. Aynı kavramlar için SI birimleri sırasıyla Becquerel (Bq), Coulomb/kg, Gray (Gy) ve Sievert (Sv) olarak kullanılmaya başlanmıştır. (Gökçe 2009)

**Çizelge 2.1.** Radyasyonun özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki (Gökçe 2009).

Fiziki Büyüklük	SI Birimi	Eski Birim	Dönüşüm
Radyoaktivite Şiddet Birimi	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1Ci = 3,7×10 <sup>10</sup> Bq 1Bq = 2,7×10 <sup>-11</sup> Ci
Işınlama birimi	Röntgen (R)	Coulomb/Kilogram (C/kg)	1R = 2,58×10 <sup>-4</sup> C/kg 1C/Kg=3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (rad)	Gray (Gy)	1 Rad = 0,001 Gy 1 Gy = 100 Rad 1 Gy = 100cGy
Biyolojik Doz Birimi	Rem (rem)	Gray (Gy)	1 Rem = 0,01 Sv 1 Sv = 100 Rem 1 Sv = 1000 mSv
Radyasyon Şiddet Birimi	Röntgen/Saat (R/s)	Gray/Saniye (Gy/ sn)	1R/s = 2,425 Gy/sn 1µGy/sn=0,4124 R/s

### 2.2.1. Aktivite birimi

Aktivite, birim zamanda bozulan radyoaktif madde miktarını göstermektedir. Yapay radyoizotopların henüz elde edilmediği yıllarda, çok uzun yarı ömürlü bir radyoaktif madde olan radyum standart alınıp radyoaktif madde miktarı birimi olarak Curie tanımlanmıştır. Bu tanım önce 1 gram radyumun parçalanma hızı, daha sonra 1 gram radyumla dengede olan radon miktarı ve 1930'larda da 1 gram radyumla dengede olan radon gazı miktarında bir saniyedeki bozunma sayısı olarak değiştirilmiştir. Ancak o zamana kadar radyumun atom ağırlığının ve bozunma sabitinin çok hassas tayinleri yapılamamış olduğundan, bu tanımın radyumdan bağımsız yapılması fikri oluşmuştur. Bu nedenle Uluslararası Standartlar ve Radyoaktivite Birimleri Komisyonu tanımı genişleterek bütün radyoçekirdekler için, Curie'yi; bir saniyede 3,7×10<sup>10</sup> parçalanma

gösteren radyoaktif madde miktarının aktivitesi olarak tanımlanmıştır. Yapılan bu tanımda Curie'nin, sadece radyoaktif bozunma sırasında bazen bozunma başına birden fazla  $\gamma$  ışını da yayınlanır (Bir foton yayınlanması çoğunlukla bir yüklü parçacığın yayınlanmasını izler, dolayısıyla bu olay bir tek parçalanma olarak yorumlanır). Buradan Curie tanımının radyoaktif madde tarafından yayınlanan radyasyonun miktarını gösteremediği sonucu çıkmaktadır. Uygulamada genellikle Curie'nin (Ci) küçük katları olan millicurie (mCi =  $10^{-3}$  Ci) ve mikrocurie ( $\mu$ Ci =  $10^{-6}$  Ci) kullanılmaktadır. SI birimlerinde aktivite birimi Becquerel (Bq) olup, 1 Bq, saniyede bir parçalanma gösteren bir maddenin aktivitesi olarak tanımlanmıştır.

Dolayısıyla Ci ve Bq arasındaki dönüşüm:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \text{ ya da } 1 \text{ Bq} = 2,703 \times 10^{-11} \text{ Ci} \text{ şeklindedir.}$$

Yüzeydeki aktivite konsantrasyonu ise, birim alan başına saniyedeki parçalanma olup Ci/cm<sup>2</sup> ya da Bq/m<sup>2</sup> olarak ifade edilir.

$$1 \text{ Bq/m}^2 = 2,7 \times 10^{-15} \text{ şeklindedir (ICRP 2010).}$$

### 2.2.2. Işınlama birimi

Işınlama, X ve  $\gamma$  ışınlarının ortamı iyonlaştırma yeteneklerinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi Röntgen, normal hava şartlarında (0°C ve 760 mmHg basıncı) havanın 1 kg'ında  $2,58 \times 10^{-4}$  Coulomb'luk elektrik yükü değerinde + ve - iyonlar oluşturan X ve  $\gamma$  radyasyon miktarıdır şeklinde ifade edilir. Bu ifade 3 MeV'e kadar olan X ve  $\gamma$  ışınları için geçerlidir. Röntgen sadece ışınlama birimi olup, demetin foton sayısı ve enerjisi hakkında bilgi içermez. Işınlamaya uğrayan bir maddedeki soğurma dozunu ifade etmez. Radyasyonun ortamı iyonlaştırma kabiliyetinin bir ölçüsü olmakla beraber radyasyon demetinin bir özelliğidir. SI birimlerinde ışınlama birimi olarak Röntgen eşdeğeri karşılığının özel bir adı olmasına rağmen "Coulomb/kg" kullanılacaktır ve "1 Coulomb/kg; normal hava şartlarında (0°C ve 760 mmHg basıncı) havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde + ve - iyonlar oluşturan X ve  $\gamma$  radyasyon miktarı" şeklinde tanımlanmıştır.

$$1 \text{ C/kg} = 3,876 \times 10^{-11} \text{ R} \text{ ya da } 1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \text{ olarak ifade edilir.}$$

### 2.2.3. Soğurulan doz birimi

Röntgen, X ve  $\gamma$  ışınları için tanımlandığından, başka radyasyon türleri için kullanılmaz. Bu nedenle radyasyon cinsinden, enerjisinden ve absorblayıcı ortamın özelliğinden bağımsız yeni bir birime gerek duyulmuştur. İyonlaştırıcı radyasyonun absorblanmış dozu birim kütlede maddeye verilen enerji miktarıdır. Soğurulan doz birimi Rad "Işınlanan maddenin 1 kg'ında  $10^{-2}$  joule'lik enerji veren radyasyon miktarıdır". Bu doz birimi sadece soğurulan enerji miktarını gösteren fakat hem parçacık hem de foton özellikli radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup radyasyon demeti ile birlikte absorblayıcı maddenin de özelliğini gösterir. SI birimleri sisteminde soğurulan doz birimi olarak Gray (Gy) tanımlanmış ve 1 Gy "Işınlanan

maddenin 1 kg'ına 1 joule'lik enerji veren radyasyon miktarıdır'' olarak ifade edilmiştir.

1 Gy = 100 Rad, 1 Gy = 1 j/kg, Rad = 10<sup>-2</sup> Gy şeklindedir (ICRP 2010).

#### 2.2.4. Doz eşdeğeri birimi (Biyolojik Doz)

Farklı iyonlaştırıcı radyasyonların meydana getirdiği biyolojik etkiler farklıdır. Aynı miktarda enerji absorblanması veren farklı türdeki radyasyonlar aynı biyolojik etkiyi meydana getirmeyebilir. Genel olarak radyasyon yolu boyunca birim uzunlukta kaybedilen enerjiye (LET) bağlıdır, LET arttıkça biyolojik etki de artar. Değişen LET değerinin etkisi Relatif Biyolojik Etkinlik (RBE) ile hesaplanmaktadır. RBE farklı radyasyonların oluşturduğu biyolojik etkilerin farklı olduğunu göstermek için kullanılır.

$$RBE = \frac{\text{Belirli bir etkiyi oluşturan 250 keV'lik X ışınları dozu}}{\text{Aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozu}}$$

olarak yazılmıştır. RBE'ler genellikle tam sayı olmadığından RBE yerine tam sayılara çevrilmiş kalite faktörü (KF) kullanılır (Çizelge 2.2). Biyolojik doz birimi olan rem (röntgen equivalent man) hem absorblanmış doz miktarına hem de radyasyonun RBE'ye bağlı olarak yazılır. Rem 1 röntgenlik X ve  $\gamma$  ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.

$$\text{Doz Eşdeğeri (rem)} = \text{Absorblanmış Doz (rad)} \times \text{KF} \quad (2.3)$$

2.3 bağıntısındaki gibi yazılmıştır. SI birimler sisteminde Doz Eşdeğeri Birimi joule/kg olup buna Sievert (Sv) adı verilir ve "1 Sv, 1 Gy'lik X ve  $\gamma$  ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarı" olarak tanımlanmıştır (ICRP 2010).

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}, 1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}, 1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ Sv}$$

**Çizelge 2.2.** Farklı radyasyon türleri için kalite faktörleri (ICRP 2010).

Radyasyon Türü	Kalite Faktörü
X ve $\gamma$ Işınları	1
Elektronlar ve Beta Parçacıkları	1
Nötronlar; enerjileri < 10 keV	3
Nötronlar; enerjileri > 10 keV	10
Alfa Parçacıkları	20

### 2.3. X Işınları

X ışınları dalga boyları 0,1-0,001 nm aralığında görünür ışıktan yaklaşık olarak 1000 kat daha kısa dalga boyuna sahip elektromanyetik dalgalarıdır. Dalga boyu çok kısa olduğundan enerjileri görünür ışığa göre daha büyüktür (binlerce elektron volt mertebesinde). İlk kez 1895'te Röntgen, yüksek enerjili elektronları metal bir hedefe çarpıtılarak elde ettiği bu ışınların doğasını anlayamadığı "X ışınları" adını vermiştir (Karaoğlu 2008).

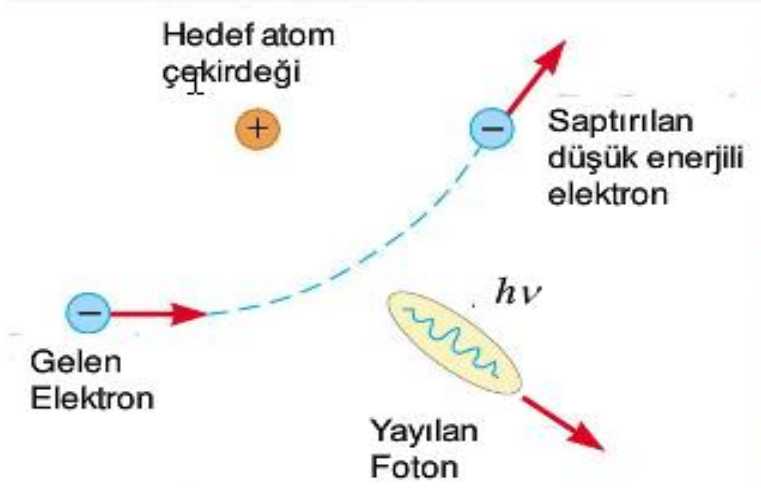
#### 2.3.1. X ışınlarının üretimi

Röntgen X ışınlarının keşfini yaptıktan sonra çeşitli deneyler yaparak X ışınlarının birçok özelliğini tarif etmeyi başarmıştır; ancak atom, parçacık ve kuantum kavramları anlaşılınca kadar X ışınlarının nasıl üretildiklerini açıklamak mümkün olmamıştır (Tanır vd. 2013).

##### 2.3.1.1. Bremsstrahlung X ışını

X ışını, eV mertebesindeki belli bir kinetik enerjiye sahip elektronun hedef atomun pozitif yüklü çekirdeğinin kuvvet alanına girdiğinde üretildiği bilinmektedir. Bu kuvvetin etkisiyle elektronlar katot ve anot arasında hızlanır. Hızlanan elektronlar, hedef materyalin atom çekirdeğinin yakınından geçer ve Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yönü değişerek ivmelenir. Bu esnada elektronların enerjileri ve hızları azalır. Elektronların enerjilerindeki bu azalma elektromanyetik radyasyon şeklinde yayılır ve frenleme anlamına gelen Bremsstrahlung X ışını olarak adlandırılır. Enerji azalması oranı, kullanılan anot malzemesinin atom numarasının karesiyle ( $Z^2$ ) doğru orantılıdır (Dowsett 2006; Tanır vd. 2013). Bir elektron, hedef çekirdeği geçerken enerjisini herhangi bir yolu takip ederek kaybedebileceği için X ışını üretimi olasılık içeren bir süreçtir. Bu yüzden bremsstrahlung foton enerjisi gelen elektronun enerjisine ulaşınca kadar bütün enerjilerde ve bütün doğrultularda yayınlanırlar maksimum enerjinin değeri hedef materyale bağlı değildir, fakat maksimum voltajla doğru orantılıdır. Hızlandırılmış elektronların kinetik enerjilerinin yaklaşık %98'i ısıya dönüşür, çünkü çarpışan elektronların çoğu, enerjilerini hedef atomlarını iyonlaştırmak için harcarlar (Tanır vd. 2013).



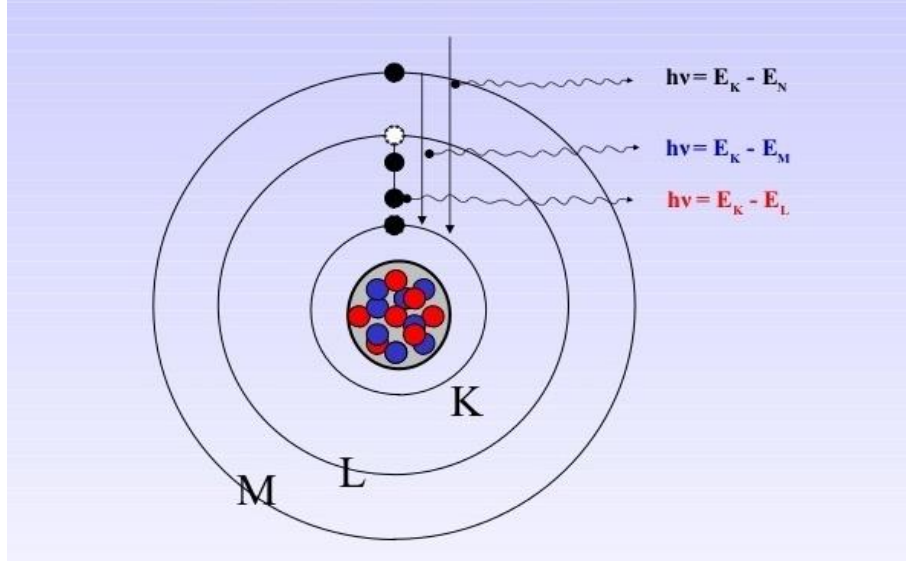


Şekil 2.7. Bremsstrahlung (Frenleme) X ışını oluşumu (Thomson 2003).

### 2.3.1.2. Karakteristik X ışınları

Karakteristik X ışınlarının elde edilmesinde en önemli nokta, fırlatılan elektronun hedef atomun iç yörüngelerindeki bir elektronu yerinden koparabilecek kadar yüksek enerjiye sahip olmasıdır. Elektronun koştugu yörüngede oluşan boşluk daha yüksek enerjili bir elektronun (ya da serbest elektron) kopan elektronun enerji seviyesine düşmesiyle yerini doldurabilir. Bu geçişe iki seviye arasındaki enerji farkına eşit enerjili bir foton salınması eşlik eder. Her elementte bulunan elektronlar, belirli enerji durumuna sahip olduklarından o elementin karakteristiğidir bu nedenle salınan fotona karakteristik X ışını adı verilmiştir. Bu tür geçişlerin enerjisi 1000 eV'den daha büyüktür ve salınan X ışını fotonlarının dalga boyları elektromanyetik spektrumun 0,001 nm ile 0,1 nm aralığına denk gelir (Serway 2005; Tanır vd. 2013).

K yörüngesinde bir elektron boşluk meydana gelmiş ise, bu boşluğun doldurulması sırasında yayımlanan karakteristik X ışınları, K yörüngesi X ışınları ya da basitçe K X ışınları olarak adlandırılır. Boşluğu dolduran elektronlar L, M, N gibi yörüngelerden gelebilmelerine rağmen karakteristik X ışınları, doldurulan yörüngenin adı ile bilinmektedirler. Ayrıca L yörüngesinden kaynaklanan K X ışını,  $K_{\alpha}X$  ışını olarak adlandırılır. Şayet geçiş,  $L_{III}$  alt yörüngesinden meydana gelmiş ise  $K_{\alpha 1}X$  ışını;  $L_{II}$  alt yörüngesinden meydana gelmiş ise  $K_{\alpha 2}X$  ışını olarak bilinir.  $L_I$  alt yörüngesinden geçişler kuantum mekaniği yasalarına göre anlamsızdır. Benzer olarak M, N ve O yörüngeleri ve alt yörüngelerden kaynaklananlar ise bu alt yörüngelere ait uygun sayısal tanımlamaları içerecek şekilde adlandırılır (Khan 2010).



**Şekil 2.8.** Karakteristik X ışınları oluşumu (Khan 2010).

### 2.3.2. X ışınlarının tıpta kullanımı

X ışınlarının düşük yoğunluklu katılara kolayca nüfuz edebilme özelliği bulunduktan kısa bir süre sonra tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır (Karaoğlu 2008).

Radyasyonun tıpta kullanım alanları başlıca; radyoterapi, radyoloji ve nükleer tıp olarak gruplandırılır (Demir ve Demir 2008).

X ışınları tıpta teşhis ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Teşhis amaçlı X ışınlarının kullanımı diagnostik radyoloji olarak adlandırılır. Diagnostik radyolojide, X ışını tüpünden elde edilen X ışınları kullanılır. Diagnostik radyolojide kullanılan enerji aralığı gibi düşük foton enerjilerinde Compton etkileşimi ve fotoelektrik etki meydana gelebilir, Compton etkileşimi yüksek enerji aralığında yaygın iken fotoelektrik etki ise düşük enerjilerde yaygın bir radyasyon tipidir (Lehnert 2007).

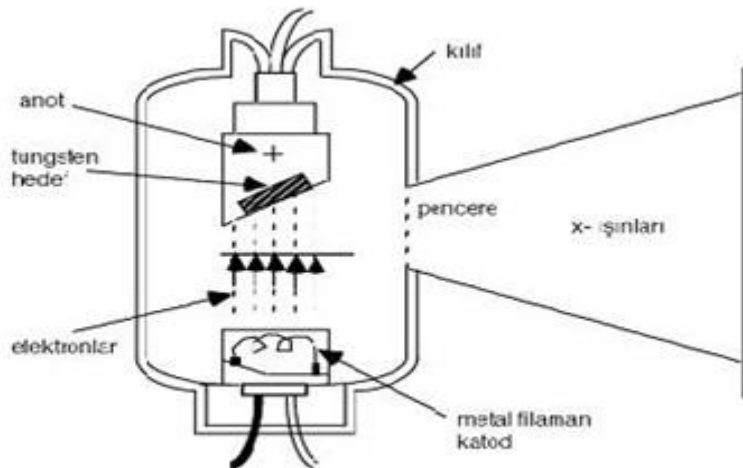
Radyoterapide ise iyonlaştırıcı özelliği olan X ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonlar tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan X ışınları diagnostik radyolojide kullanılan X ışınlarından daha yüksek enerjiye sahiptir. Lineer parçacık hızlandırıcılarında oluşturulan yüksek enerjili X ışınları radyoterapide tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Radyoterapide kullanılan 100 keV–25 meV enerji aralığı, Compton etkileşimi için önemli bir faktördür (Lehnert 2007).

### 2.3.3. X ışını tüpü

X ışını tüpleri gazlı X ışını tüpü ve filamanlı (ince tel) X ışını tüpü olmak üzere iki çeşittir. Günümüzde daha çok filamanlı X ışını tüpü kullanılmaktadır. Bu modern X ışını tüpü yüksek voltajlı bir katot ışını tüpünden meydana gelmektedir. Tüp yüksek vakumda havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşmaktadır. Bir ucunda anot (pozitif elektrot), diğer ucunda ise katot (negatif elektrot) bulunur ve bunların her ikisi de

lehimle sıkıca mühürlenmiştir. Katot, ısıtıldığında elektron salan tungsten materyalinden yapılmış bir filamandır. Anot, kalın bir çubuk ve bu çubuğun sonundaki metal hedeften oluşmaktadır. Amaca göre hedef olarak tungsten, krom, bakır, molibden, radyum, skandiyum, gümüş, demir, kobalt gibi metaller kullanılır. Anot ve katot arasına yüksek voltaj uygulandığında katot filamandan elektronlar yayınlanır. Bu elektronlar yüksek gerilim altında anoda doğru hızlandırılır ve hedefe çarpmadan önce yüksek hızlara ulaşır. Yüksek hızlı elektronlar metal hedefe çarptıklarında enerjilerini aktararak bir foton yayınlanmasına sebep olur. Oluşan X ışını demeti cam zarfın içindeki ince cam pencereden geçer. Bazı tüplerde tek dalga boylu X ışını elde etmek için filtre kullanılır. Hareketli bir elektron kinetik enerjiye sahiptir.

Yüksek hıza sahip bir elektron tungstene çarpınca aslında tungstendeki atomla çarpışmış olur. Elektron durdurulana kadar birçok atomla çarpışmaya maruz kalmaktadır. Metal hedefe elektron çarptırılması ile X ışınları oluşturulması çok verimsiz bir süreçtir. Elektrik gücünün yüzde birinden daha azı kullanılabilir X ışınına dönüştürülmektedir. Elektrik gücünün geriye kalan kısmı ise ısıya dönüşür. Bunun sonucu olarak X ışını tüplerinde anotların suyla soğutulması gerekmektedir. Elde edilen X ışınları berilyum kaplı pencereden çıkarak kırınım ya da incelenecek malzeme üzerine demet halinde yollanır. Hedeften çıkan X ışınları nokta veya çizgi halinde üretilir. Hedefin elektronlarla bombardıman edilmesi sonucu elde edilen X ışınlarının maddenin içine işleyebilme gücüne “sertlik” denir. Bu ışınların sertliği başlıca iki şeye bağlıdır. Bunların ilki, tüpteki havanın ya da gazın ne kadar iyi boşaltılmış olduğudur. Tüpte kalan gaz moleküllerinin sayısı ne kadar az ise, bu moleküllerle çarpışarak hedeften sapan elektronların sayısı da o kadar az olmaktadır. İkinci etken ise tüpe uygulanan gerilim şiddetidir. Gerilim ne kadar büyükse hedefe çarpan elektron akımının darbe etkisi de o kadar fazladır.



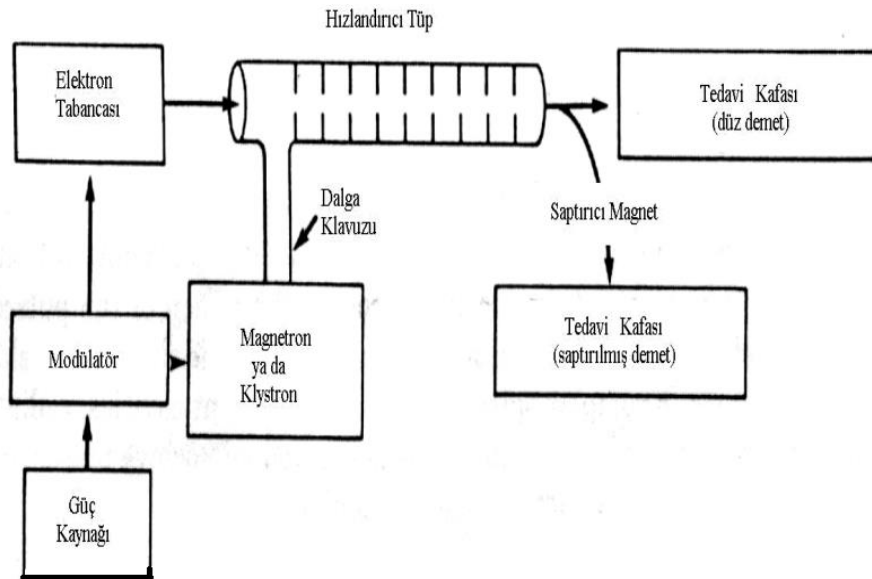
Şekil 2.9. X Işını tüpü (Bushberg vd).

Bugün kullanılmakta olan X ışını tüplerinin çoğu Coolidge tüpleridir. Bu tüp ABD’li bilim adamı William David Coolidge (1873-1975) tarafından geliştirilmiştir. Son derece yüksek bir vakum düzeyine sahip olan bu tüplerde elektronlar sıcak bir filamandan (ince tel) yayılır. Katottan çıkan ve 1 milyon volta kadar çıkabilen yüksek gerilimle hızlandırılan elektronlar tungsten gibi ağır bir metalden yapılmış bir çubuğa çarpıtılır. Tungsten, elektron bombardımanının neden olduğu yüksek sıcaklıklara erimeden dayanabilir. Tungsten çubuğun filamana yakın olan ucu daha fazla X ışını elde edebilmek için belirli bir açıyla kesilmiştir; bu uca hedef adı verilmiştir. Hedeften X ışınları yayılır, ama tüp belirli bir açıklık dışında kalın bir kurşun katmanıyla kaplanmış olduğundan X ışınları yalnızca bu açıklıktan dışarı çıkar, bundan dolayı da bir demet halinde yol almaktadır (Aslanov vd. 1998; Petrucci ve Harwood 1994).

## 2.4. Lineer Hızlandırıcılar

Elektron Lineer hızlandırıcıları (Linak) klinik radyasyon tedavisinde kullanılmak üzere X ışınları üretimi veya hızlı elektron ışınları üretimi amacıyla 1950’li yılların başlarından beridir kullanılmaktadır (Thwaites2006).

Radyoterapi alanında ilk lineer hızlandırıcı 1952 yılında Londra’da Hammersmith hastanesinde kullanılmıştır. Mega voltaj mertebesinde enerjiye sahip X ışınları ve elektronlar kullanılarak derin yerleşimli ya da yüzeysel tümörlerin tedavisi yapılabilir. Günümüzde, lineer hızlandırıcın hasta tedavisindeki önemi artmıştır (Khan 2010).



Şekil 2.10. Genel bir lineer hızlandırıcı yapısı (Khan 2010).

### 2.4.1. Lineer hızlandırıcı yapıları

Linak’lar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. İki tip lineer hızlandırıcı mevcuttur. Bunlar Hareketli dalga hızlandırıcıları ve Sabit dalga hızlandırıcılarıdır.

Hareketli dalga hızlandırıcıları, yapı olarak sabit dalga hızlandırıcılarına göre farklıdır. Hareketli dalga hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bitirici veya 'dummy' e ihtiyaç vardır. Böylece dalganın geri yansması engellenmiş olur. Sabit dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansması hedeflenir. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar meydana getirilmiş olur. Bu hızlandırıcı hareketli dalga hızlandırıcılarından daha kullanışlı olmasına rağmen diğerinden daha pahalı olup bir sirkülötör ya da izolötör'e gereksinim duyarlar. Bu izolötör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasına yerleştirilir.

Genel olarak bir linak yapısı şekil 2.10'da gösterildiği gibidir. Güç kaynağı (Power supply) modülötöre DC (doğru akım) sağlamaktadır. Modülötör ise atım (pulse) şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir anahtarlama (switch) tüp içerir. Modülötördeki yüksek voltajlı atımlar birkaç mikro saniyelik düz DC atımlarıdır. Bu atımlar eş zamanlı olarak elektron tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron ya da klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga kılavuzuyla tüpe gönderilir. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli düzenek (aparey) diyaframları ile bölünmüştür. Linak'ların tüp kısmı vakum oluşturmak için havası boşaltılmıştır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup elektromanyetik dalgayla temas etmesi sonucu yüksek enerjilere ulaşması hedeflenir. Hızlandırma sırasında elektronları bir demet şeklinde toplamak ve belirlenen hedef üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için manyetik fokuslayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir. Elektronlar çıkışta yaklaşık 3 mm çapına sahiptirler. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz şekilde çıkıp yüksek atom numarasına sahip tungsten hedefe çarpıtılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup odaya, zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar genelde 90° ve 270° 'lik açılarla sapıtılarak hedefe çarpıtılırlar. Işınlar hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Lineer hızlandırıcı cihazın kafa kısmında Birincil kolimatörler, monitör iyon odaları ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunmaktadır (Khan 2003).

## 2.4.2. Lineer hızlandırıcı bileşenleri

### 2.4.2.1. Mikro dalga güç kaynağı: Magnetron ve Klystron

Medikal amaçlı kullanılan, lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Linak'larda mikro dalga üretici olarak magnetron ya da klystron kullanılmaktadır.

Magnetron, mikro dalgalar üreten bir radyo frekans osilatördür. Magnetron bir yüksek güç osilatör olarak birkaç mikro saniyelik aralıklarla ve saniye başına birkaç yüz atımlık tekrarlanma oranıyla mikro dalga atımları üretmektedir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçasıyla rezonans boşluğuna (kavite) sahip bir dış anottan oluşmaktadır. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan boşluğun yan kesitine dik uygulanır ve anotla katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar atım şeklindeki DC elektrik alanın etkisiyle anoda doğru harekete başlarlar. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan etkisi altında elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde enerji yayınlanır. Bu şekilde üretilen mikrodalga atımlar bir dalga kılavuzu yardımıyla hızlandırıcı tüpe iletilir.

Magnetronlar genellikle düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda kullanılmakta olup 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda klystron kullanıldığı halde 25 MV enerjili bazı lineer hızlandırıcılarda 5 MW pik gücüne sahip magnetronlar kullanılmaktadır.

Klystron (Klistron) bir mikro dalga üreticisi, mikrodalga yükseltecidir. Klystronlar düşük güç mikro dalga üreticisine ihtiyaç duyarlar. Klystronlar yapı olarak magnetronlardan daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantry'e monte edilebilirken, klystronlar ise genellikle standın arka kısmına monte edilirler. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş (Sülfür Hekzalflorid SF<sub>6</sub>) bir taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınmaktadır. Mikrodalga için iki adet geçirgen mikrodalga penceresi basınçlı gazı, magnetron/mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır (Khan 2003).

#### **2.4.2.2. Hızlandırıcı dalga kılavuzu**

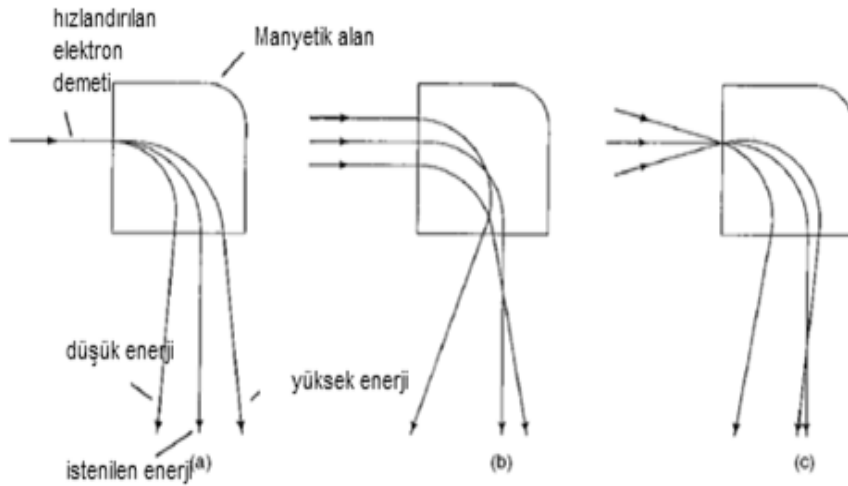
Temel olarak lineer hızlandırıcıların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzemektedir. Bu bakır dalga kılavuzunun iç yapısı yatay bir şekilde disklerle bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar hızlandırıcının her bir boşluğunda elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla ilk birkaç boşluk daha geniş aralıklı olup sonraki boşluklar eşit aralıklıdır. Elektronlar birkaç boşluk sonra hız kazanarak ışık hızına yaklaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi bir iletkenliğe sahip olduğundan mikrodalga kılavuzu genelde bakırdan üretilmektedir. Böylece mikrodalgaların boşluk duvarlarından yansması esnasında çok az güç kaybı yaşanır. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmakta olup kılavuzun içinde elektronların odaklanmalarını, yönelimleri ve pozisyonlarını kaybetmelerini engellemek için odaklayıcı selenoid kargal kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir. Dalga kılavuzları, hareketli ve sabit dalga kılavuzu olmak iki çeşittir. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğrulur. Kılavuza enjekte edilen elektronlar hareketli mikrodalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Sabit dalga kılavuzunda ise hareketlinin aksine mikrodalga güç kılavuzun sonunda soğrulmaz, aksine maksimum yansıtılarak gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesi sağlanarak duran dalga oluşturulur (Khan 2003).

#### **2.4.2.3. Elektron tabancası**

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağı görevi görmektedir. Konvansiyonel X ışınları tüpünde elektronlar termiyonik emisyonla ısıtılmış bir katottan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde olan tungsten bir filamandan oluşmaktadır. Atım şeklindeki elektron demeti yaklaşık olarak 10 kV'lık bir atım şeklinde voltaj uygulanması ile elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içerisine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilmektedir (Khan 2003).

#### 2.4.2.4. Saptırıcı magnet

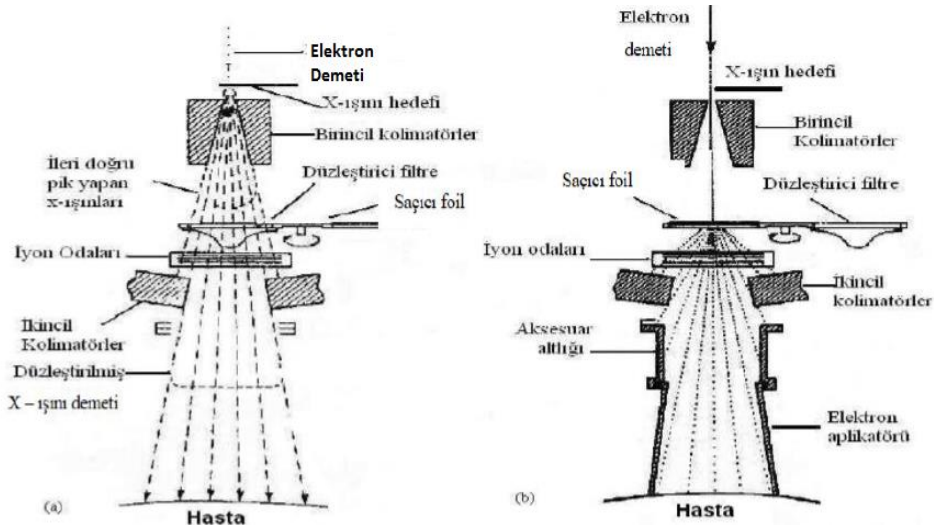
Bu düzenek hızlandırıcı tüp radyasyon demetinin merkezi eksenine paralel yerleştirilmiştir. Fakat bu durum sadece düşük enerjili X ışınları üreten sabit dalga kılavuzlu lineer hızlandırıcılarda mevcuttur. Bu tip cihazlarda kısa tüp boyundan dolayı tüp demete paralel yerleştirildiğinden elektronlar için demet yönlendirilmesine gerek duyulmamaktadır. Bu cihazlar hariç hemen hemen diğer hareketli dalga hızlandırıcılı ve yüksek enerjili sabit dalga kılavuzlu bütün lineer hızlandırıcılarda kılavuz boyu uzundur (yüksek enerji 18 MV, kılavuz boyu 1,5 m) ve demet eksenine dik yerleşimlidir. Bu tip lineer hızlandırıcılarda kılavuz çıkışında hızlandırılmış elektronlar hastaya belirli açılarla yönlendirilmiştir. Örneğin; Elekta marka linak cihazlarında  $112,5^\circ$  lik açı sağlayan çift odaklanmış saptırıcı sistem kullanmakta iken Varian markası  $270^\circ$ lik açı sağlayan saptırıcı magnet sistemi kullanmaktadır ve aynı zamanda siemens markası da  $270^\circ$  lik açı sağlayan saptırıcı magnet sistemi kullanmaktadır.  $90^\circ$ lik açı sağlayan saptırıcı magnetler ise ilk linak'larda kullanılmıştır (Thwaites ve Tuohy 2006).



**Şekil 2.11.** Farklı enerjili elektronların saptırıcı magnet içerisindeki hareketi (Thwaites ve Tuohy 2006).

#### 2.4.3. Lineer hızlandırıcı kafa yapısı

Bir önceki konu başlıklarında bahsedilen hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3 mm çapındaki bu elektron demeti kullanılamaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışını elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli ya da uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.



Şekil 2.12. X ışını kafa kısmı a) X ışını üretimi; b) Elektron üretimi (Khan 2010).

#### 2.4.3.1. Linear hızlandırıcıda X ışını üretimi

Kilovoltaj ve megavoltaj mertebesindeki X ışınları yüksek enerjili elektronların tungsten gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarptırılmasıyla bremsstrahlung X ışınları şeklinde elde edilir. Yanı sıra enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru arttığından megavoltaj enerjilerde hedef bir transmisyon hedef gibi davranır.

#### 2.4.3.2. Düzleştirici filtre

Hedekten çıkan yüksek enerjili X ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için X ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik alaşımından elde edilir.

#### 2.4.3.3. Monitör iyon odaları

Düzleştirici filtre ile homojen bir hale gelen ışın demeti iki adet çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kapton malzemesinden yapılır. Daha önceleri mika kullanımı yaygın iken bu malzemenin azalması nedeniyle kapton son yıllarda yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung X ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık değişimlerinden dolayı iyon odasının içerisindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla iki iyon odası da dış etmenlere karşı kapalıdır.



#### 2.4.3.4. Kolimasyon sistemleri: Birincil ve ikincil kolimatörler

Birincil sabit kolimatörler genellikle tungsten malzemededen yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık çok az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan X ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasını sağlar. Bu kolimatör sistemi kafa sızıntısından kaçınmayı sağlar. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatör olmaksızın 100 cm SSD'ye (cilt kaynak mesafesi) yaklaşık 50 cm çap olacak şekilde tasarlanmıştır.

İkincil kolimatörler genellikle 8 cm kalınlıktaki tungsten ya da kurşun malzemesinden yapılmış iki çift metalden oluşmaktadır.

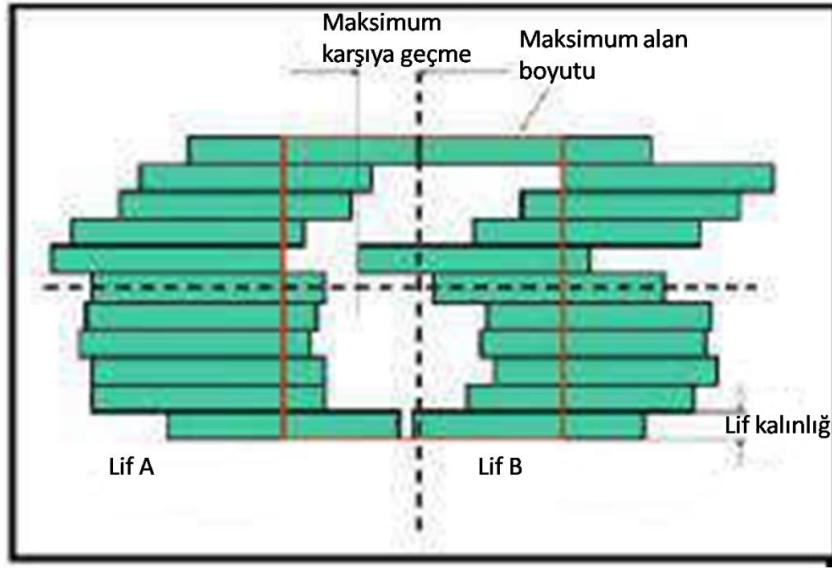
#### 2.5. Çok Yapraklı Kolimatör Sistemleri (ÇYK)

Konvansiyonel kolimatör'ler sadece kare veya dikdörtgen alanlarla sınırlandırılır. Kurşun blok olmaksızın daha farklı geometrik şekilli alanlar ışınlamak için ÇYK'ler yani çok yapraklı kolimatör'ler geliştirilmiştir. Çok yapraklı kolimatör'ler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlamaktadır. Tek metal blok yerine ÇYK 80 veya daha fazla çift bağımsız hareket edebilen küçük tungsten yapraklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, ayrıca oldukça sert, kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve ucuz malzeme olduğundan ÇYK materyali olarak kullanılır. Saf tungstenin yoğunluğu  $19,3 \text{ g/cm}^3$  iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları  $17-18,5 \text{ g/cm}^3$  arasındadır. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle karışım haline getirilerek farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilmektedir (Boyer vd. 2001).

ÇYK'ler pek çok farklı şekillerde tasarlanmaktadır. Bunların bazılarını ticari firmalar tasarlarken bazıları ise özel uygulamalar için araştırma grupları tarafından üretilmektedir. İlk olarak takahaski tarafından 1960'larda önerilmesine rağmen modern ÇYK'ler 1980'lerde radyoterapide kullanılmaya başlanmıştır. İlk ÇYK japonya'da yapılmıştır. Avrupa'daki ilk ÇYK ise iskandinavya'da yapılmış olup scanditronix mikrotronuna monte edilecek şekilde geliştirilmiştir. Elekta ve Varian ilk ticari ÇYK'lerini 1990'lı yıllarda Avrupa ve USA'da kullanıma sunmuşlardır. Siemens ve GE (General Electric) ise birkaç yıl sonrasında ÇYK'li Lineer hızlandırıcılarını üretmişlerdir (Khan 2003; Schlegel vd. 2006).

##### 2.5.1. Çok yapraklı kolimatör'lerin (ÇYK) geometrik ve mekanik özellikleri

ÇYK'nin performansını karakterize eden en önemli teknik parametreler mekanik ve geometrik özellikleri olup aşağıdaki şekilde gösterildiği gibidir.



**Şekil 2.13.** ÇYK yapısı (Schlegel vd 2006).

Şekilde 2.13'te gösterilen geometrik ve mekanik özellikler şöyle; Maksimum alan boyutu, lif (yaprak) genişliği, maksimum overtravel (merkezden karşıya geçme) mesafesi, liflerin iç içe geçmesi, ÇYK'nin kolimatör çenelerine göre konumu olarak sıralanabilir. Bu özellikler dışında Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) için ÇYK kullanıldığında lif hızları ve lif pozisyon doğruluğu da önemli parametrelerdir. Yukarıda sıralanan mekanik ve geometrik özellikleri şöyle açıklamak mümkündür.

#### 2.5.1.1. Maksimum alan boyutu

Halen kliniklerde kullanılan iki çeşit ÇYK mevcuttur. Bunlardan birincisi 40×40 cm<sup>2</sup> olan boyutuna kadar olan orta ve büyük alanlar için tasarlanmış olup lineer hızlandırıcı kafasına monte edilmiş olan ÇYK sistemidir. Diğeri ise genellikle mini veya mikro ÇYK olarak adlandırılan ve tedavi cihazlarının kafasına takılabilen aksesuara monte edilmiş ÇYK tipidir. Mini ve makro ÇYK'ler karakteristik olarak maksimum 10×10 cm<sup>2</sup> alan boyutuna ulaşabilirler.

#### 2.5.1.2. Lif (yaprak) genişliği

Linak kafasına monte edilmiş bilgisayar destekli ÇYK'ler genellikle izomerkezde 0,5-1 cm genişliğe sahiptirler. Bu genişlik lif hareketine dik olan düzlemdeki genişlik olup hareket doğrultusunda 1 mm pozisyon doğruluğuna sahiptir.

İzomerkezdeki bu lif genişliği hedef hacmin şekil ve boyutuna uygun olmalıdır. Piyasada farklı lif genişliğine sahip lineer hızlandırıcı cihazlar bulunmaktadır (Schlegel vd. 2006)



**Şekil 2.14.** Elekta ÇYK yapısı. 80 adet lif (yaprak) mevcuttur (Elekta Ltd).

### 2.5.1.3. Maksimum overtravel (merkezden karşıya geçme) mesafesi

Overtravel bir lifin ÇYK'nin orta hattından ne kadar uzağa gittiğini gösteren bir parametredir. Bu parametrenin büyük olması karmaşık şekilli hedef hacimlerinin tedavisinde ve YART'daki yoğunluğu ayarlanmış alanların oluşturulmasında önemlidir. Büyük overtravel mekanik bir zorluktur, çünkü daha fazla ağırlığa sahip olup mekanik kontrol etme gücüne neden olacak olan daha uzun liflerin kullanılması gerekmektedir.

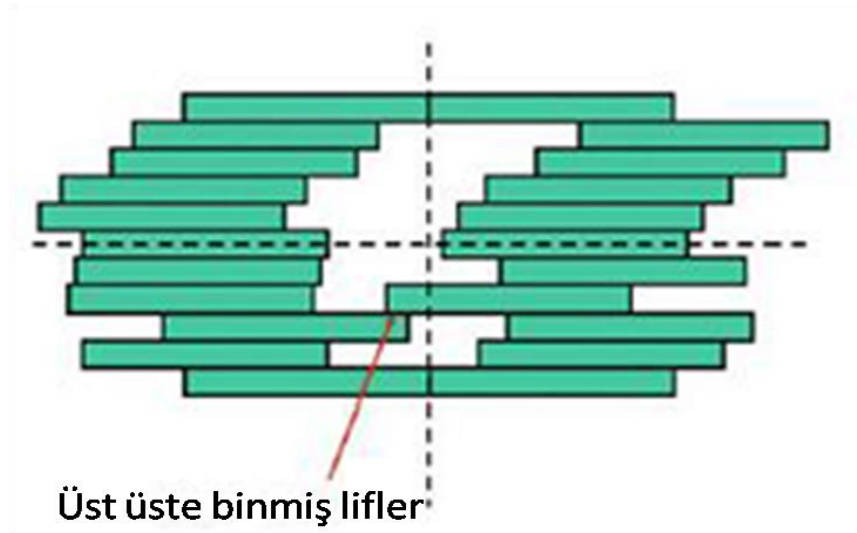
Aşağıdaki çizelgede Elekta, Varian ve Siemens markalarının ÇYK özellikleri gösterilmiştir (Schlegel vd. 2006).

**Çizelge 2.3.** Elekta, Varian ve Siemens markalarına ait ÇYK özellikleri (TOD 2011).

Marka	Elekta	Varian	Siemens
Tip	B	C	A
Lift Çifti sayısı	40	40	41
İzomerkezdeki alan boyutu	40×40 cm <sup>2</sup>	40×40 cm <sup>2</sup>	40×40 cm <sup>2</sup>
İzomerdeki lift pitc.	10 mm	10 mm	41×10 mm <sup>2</sup>
Maximum overtravel	12,5 cm	20 cm	10 cm
Lif geçirgenliği	<2%	<2,5%	<1%
Lifler Arası sızıntı	<5%	<4%	<2%
Pozisyon doğruluğu	1 mm	1 mm	1 mm
Lif hızı	20 mm/sn	25 mm/sn	

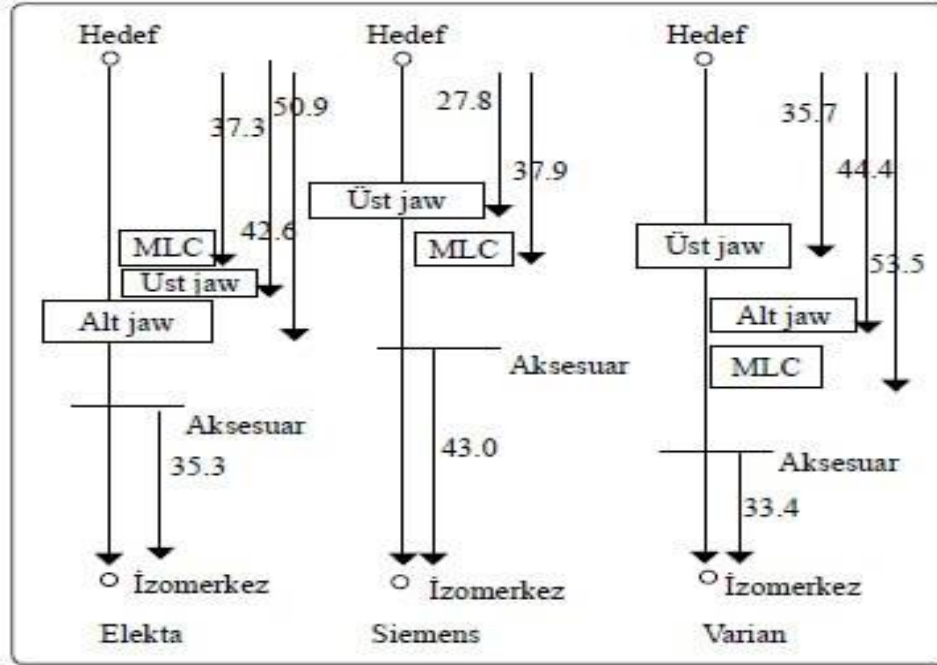
#### 2.5.1.4. Liflerin üst üste binmesi

Bazı durumlarda bir lif karşı lif ile çarpışmaksızın bu lif hizasını geçemez. Bu durum konvansiyonel konformal radyoterapi için sorun teşkil etmeyebilir. Fakat YART'da karmaşık şekilli alanların alt segmentlerini oluşturmada sorun teşkil edebilir.

**Şekil 2.15.** Liflerin üst üste binmesi problemi (Schlegel vd 2006).

### 2.5.1.5. ÇYK'lerin sabit çenelere göre pozisyonları

ÇYK'lerin sabit çenelere göre pozisyonları aşağıdaki şekilde gösterilmiştir. Bu konumlandırma firmadan firmaya farklılık göstermektedir.



**Şekil 2.16.** Elekta, Siemens ve Varian markalarının ÇYK'lerinin sabit çenelere göre pozisyonları (TOD 2013).

ÇYK'ler alan oluşturulmasında kullanılarak koruma yedek (back up) kolimatörlerle sağlanır. ÇYK'ler birincil kolimatörler dâhil tüm kolimasyonu sağlar. ÇYK'ler standart kolimasyon (back up kolimatörü içeren) sistemine ek olarak alan şekillendirmesi de sağlar.

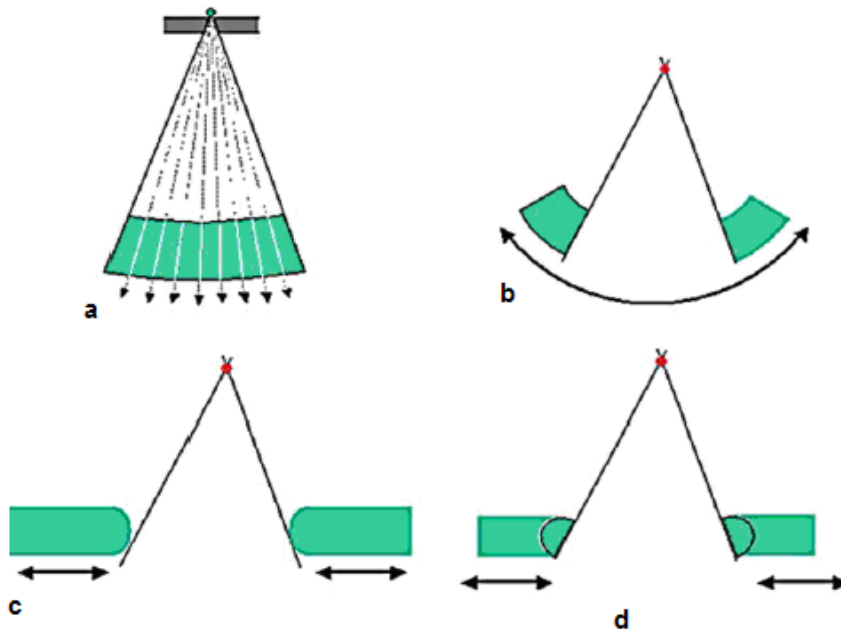
### 2.5.2. Çok yapraklı kolimatörlerin (ÇYK) fiziksel özellikleri

#### 2.5.2.1. Fokuslama özellikleri ve penumbra

Hedef hacim, sağlıklı doku ve organlar arasında doz gradyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının tasarımına 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 olabildiğince küçük tutulmalı, kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. Ayrıca penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. ÇYK'den oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Buna fokuslama özelliği denilmektedir.

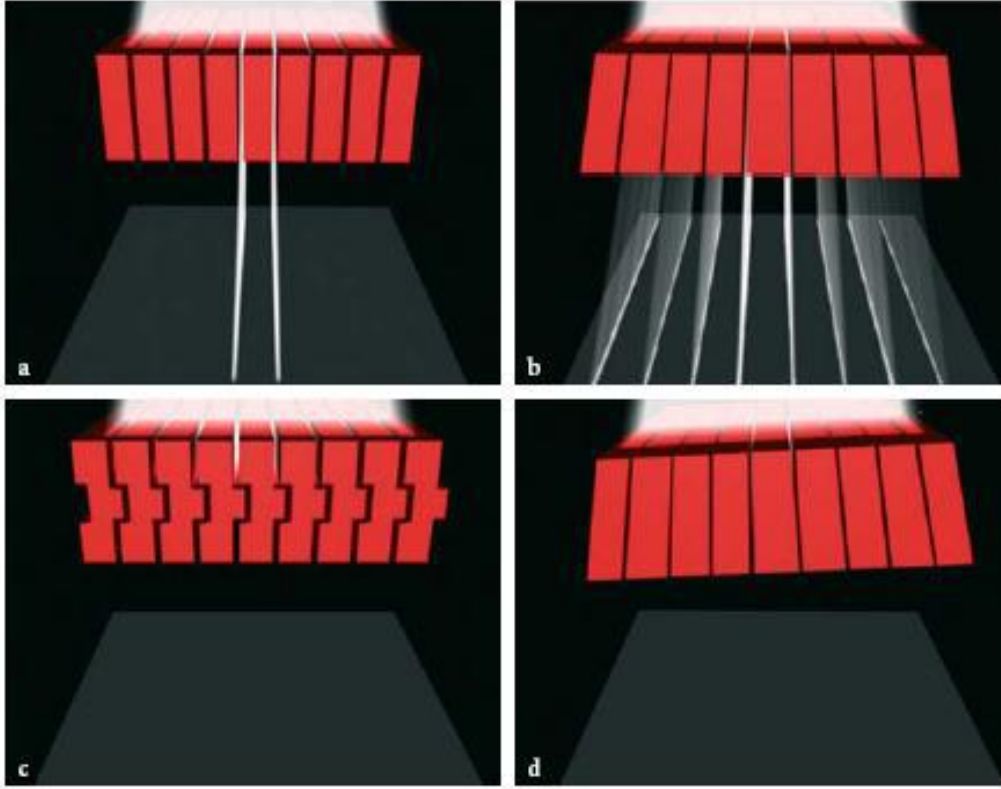
(Şekil 2.17a) da gösterildiği gibi yamuk (trapezoid) lif kesitiyle lif hareketi yönüne dik yönde iyi bir fokuslama elde edilebilir. (Şekil 2.17b, c, d) de gösterildiği gibi lif kenarlarının dönmesi ya da dairesel bir yol boyunca liflerin hareketi ile elde edilmektedir. Fakat bu iki metot bazı mühendislik problemlerini de beraberinde getirir. Bu nedenle (Şekil 2.17b) de gösterildiği gibi ideal bir penumbra oluşturacak kenarları eğimli olan ÇYK'ler kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte böyle ÇYK sisteminde penumbra tam anlamıyla lif pozisyonundan bağımsız sayılmaz (Butson vd. 2003). Alana bağlı penumbra değişimleri tedavi planlama bilgisayarına yüklenmelidir. Bu durum özellikle YART'da küçük alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır (Schlegel vd. 2006).



Şekil 2.17. Liflerin fokuslama özellikleri (Schlegel vd. 2006).

### 2.5.2.2. Lifler arası geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm'lik bir boşluk (gap) olmalıdır. Bu boşluk ise %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyonuna yol açmaktadır. Aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi bu durum özellikle fokuslama yamuk (trapezoid) bir kesite sahip olan liflerde problemlere yol açmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimumda tutmak için üretici firmalar tarafından aşağıdaki (Şekil 2.18c) görüldüğü gibi girinti-çıkıntı (tongue-groove) tasarımı geliştirilmiştir. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın başka bir yolu da aşağıdaki (Şekil 2.18d) görüldüğü gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere küçük bir eğim vermektir.



Şekil 2.18. Lifler arası sızıntıyı azaltmak için farklı lif tasarımları (Elekta Ltd vd.).

## 2.6. Dozimetrik Parametreler

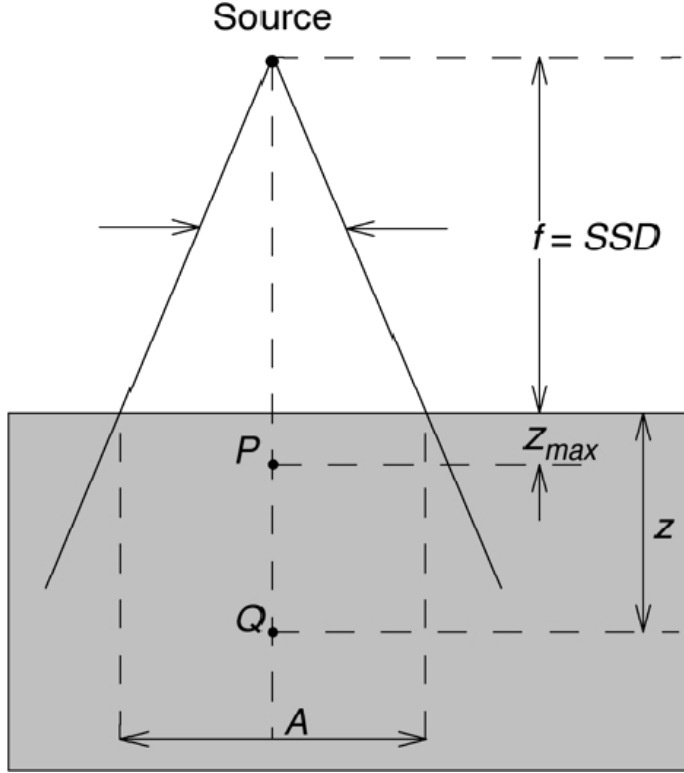
### 2.6.1. Yüzde derin doz (%DD)

Hasta veya fantom içindeki merkezi eksen doz dağılımları genellikle maksimum ( $z_{max}$ ) derinliğine ( $D_{max} = \%100$ ) normalize edilir ve bu dağılım %DD dağılımları olarak adlandırılır. %DD denklem 2.4'te tanımlanmıştır:

$$\%DD(z, A, f, hv) = 100D_Q/100D_P = 100\dot{D}_Q/100\dot{D}_P \quad (2.4)$$

Bu denklemde,  $D_Q$  ve  $\dot{D}_Q$  şekil 2.19'daki gibi  $z$  derinliğinde  $Q$  noktasındaki doz ve doz oranı iken,  $D_P$  ve  $\dot{D}_P$  ise  $z_{max}$  derinliğinde  $P$  noktasındaki doz ve doz oranıdır (Podgorsak 2005).

Şekil 2.19'da tanımlandığı gibi  $z$  keyfi bir nokta iken  $z_{max}$  dozun maksimum olduğu noktadır. %DD dört farklı parametreye bağlıdır: Bunlar fantom üzerindeki  $z$  derinliği, alan boyutu ( $A$ ), SSD (genellikle  $f$  ile gösterilir) ve foton enerjisi ( $hv$ )'dir. %DD doz oranları 0 da  $z \rightarrow \infty$  iken 100 de  $z = z_{max}$  olur (Podgorsak 2005).



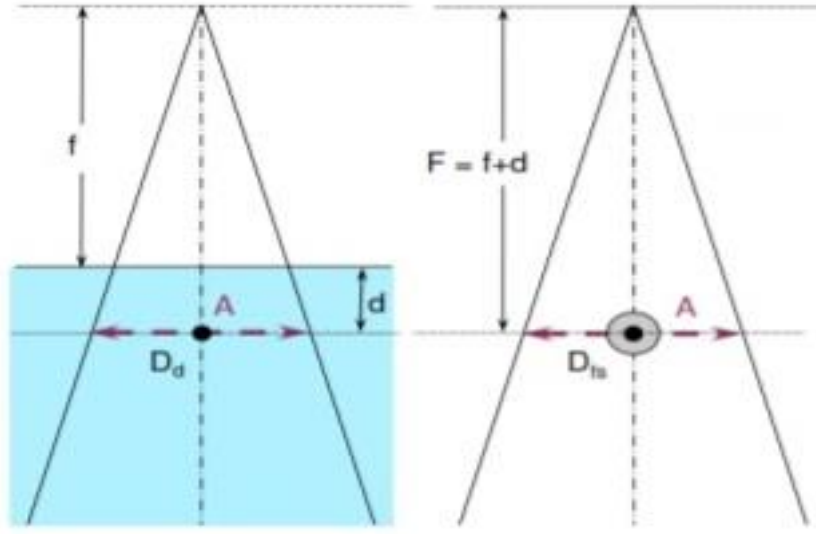
Şekil 2.19. % DD tanımı ve geometrik gösterimi (Podgorsak 2005).

### 2.6.2. Doku hava oranı (TAR)

TAR başlangıçta Johns tarafından, rotasyonel radyoterapide doz hesaplamalarını basitleştirmek için bulunmuştur. Ancak kullanımı daha sonra birden fazla sabit alanlı izosentrik ışınlar genişletildi. Rotasyonel radyoterapide radyasyon kaynağı genellikle tümörün içinde olan dönme eksenini etrafında bir daire içinde hareket eder. Hasta etrafındaki rotasyon sırasında SSD hasta şekline göre değişir; ancak, SAD (kaynak hedef mesafesi) sabit durumdadır (Podgorsak 2005).

$$TAR = \frac{D_d}{D_{hava}}$$





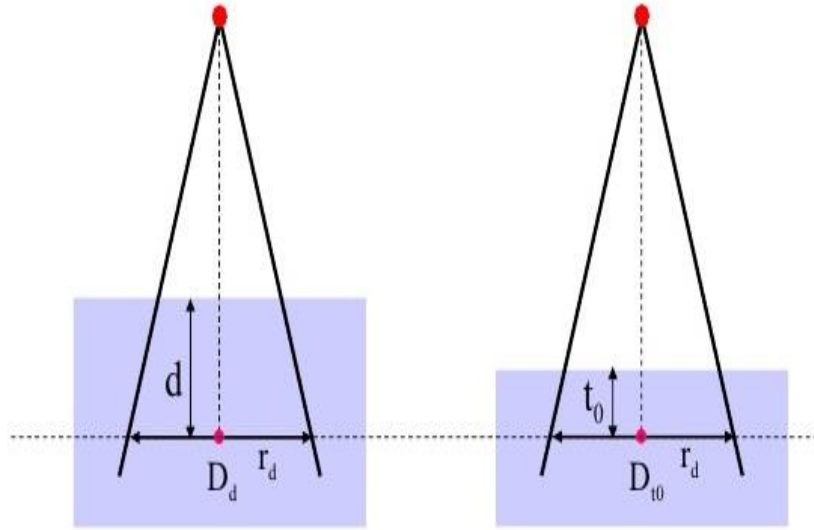
Şekil 2.20. TAR ölçüm geometrisi (Khan 2010).

### 2.6.3. Doku fantom oranı (TPR)

TAR kavramı, Co-60 ve altındaki foton enerjileri için izosentrik kurulumlarda iyi çalışır. Ancak, lineer hızlandırıcıların mega voltaj mertebelerinde ürettiği yüksek enerjili X ışınları, bu enerjilerdeki, havadaki küçük su kütesine dozun ölçülmesindeki zorluklar nedeniyle kavram bozulur. Bu problemi gidermek için, mega voltaj izosentrik kurulumlarında kullanılmak üzere doku-fantom oranı (TPR) geliştirilmiştir. TPR 2.5 bağıntısında gösterildiği gibidir.

$$TPR = \frac{D_Q}{D_{Qref}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Qref}} \quad (2.5)$$

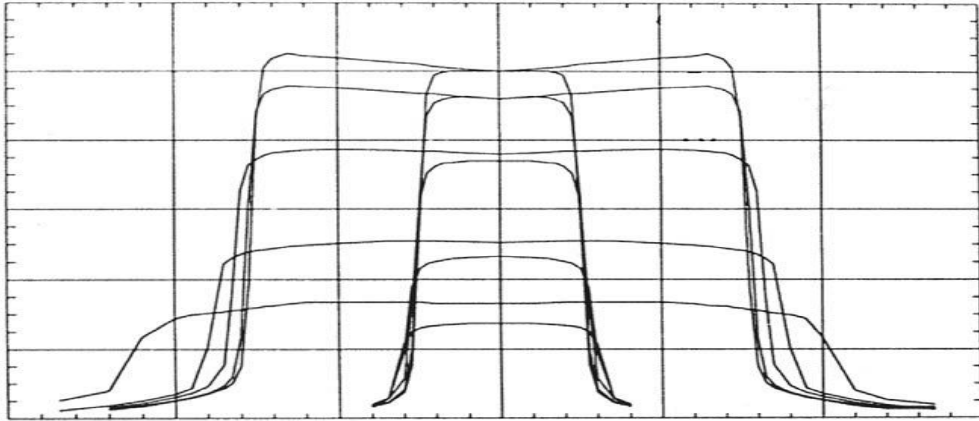
Burada  $D_Q$  ve  $\dot{D}_Q$  doz ve doz oranı iken  $D_{Qref}$  ve  $\dot{D}_{Qref}$  seçilen  $z_{ref}$  derinliğindeki doz ve doz oranıdır.  $z_{ref}$  değeri genellikle, 5 veya 10 cm'dir.  $D_Q$  ve  $D_{Qref}$  doz ölçüm geometrisi şekil 2.21'de görülmektedir (Podgorsak 2005).



Şekil 2.21. TPR ölçüm geometrisi (Podgorsak 2005).

#### 2.6.4. Merkezi eksen dışı oranlar (OAR) ve ışın profilleri (BP)

Işın merkezi eksenı boyunca var olan doz dağılımları, hastanın içinde tanımlanan doz dağılımları için gerekli bilgilerin sadece bir kısmını verir. 2D ve 3D doz dağılımları, için merkezi eksen verileri ile eksen dışı doz profillerinin bağlantıları belirlenmelidir (Podgorsak 2005). Doz profili fantom üzerinde belirli bir derinlikte radyasyon demetinin merkezi eksenine dik doğrultuda ölçülmektedir.



Şekil 2.22. Çeşitli derinliklerde elde edilen doz profilleri (Podgorsak 2005).

#### 2.6.5. Penumbra

Penumbra fiziksel ve geometrik olarak iki şekilde tanımlanabilir. Fiziksel penumbra %80 ile %20'lik izodoz eğrileri arasındaki mesafe olarak tanımlanırken geometrik penumbra ise kaynak çapı, ölçüm derinliği, kaynak izomerkez mesafesine (SSD ve SAD parametrelerine) bağlı olan bir kavramdır (Khan 2003).

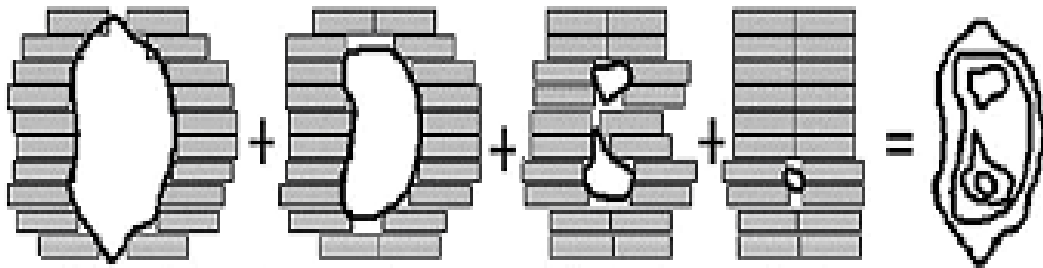
## 2.7. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART, linak'ların kullanılmasından günümüze kadar, en önemli teknik avantajları sunan tedavi şeklidir. YART ile klinik açıdan, konveks olmayan konformal doz dağılımlarının uygulanması yüksek oranda mümkün olmaktadır. YART bilgisayar kontrollü optimizasyon tekniği ile homojen olmayan doz dağılımı elde edilen üç boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş bir şeklidir (Palta vd. 2003). YART, tedavi sahası içinde dinamik doz değişimleri yapabilme özelliğine sahiptir ve hedef dokular dışındaki dokulara en az dozu vererek tümör dozunu ayarlayabilme olanağı sağlayan bir yöntemdir (Agulnik 2012). YART yönteminin temelinde doz bölünmesini sağlayan ÇYK sistemi yatmaktadır. ÇYK sistemi, sadece hedeflenen alanın ışınlanmasını ve gerekli bölgelerin korunmasına olanak sağlar (Clifford ve Chao 2004).

YART tekniğinde planlama ve ışınlama evrelerinde, farklı yoğunluklu demetler kullanılarak tümörde istenen doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozları tanımlanan tolerans değerlerinde tutulur. Çoğu planlama sisteminde ileri "Forward" yaklaşımla YART planlaması yapılabilmesine karşın, ters "Inverse" yaklaşım ile hedef hacim ve kritik organlar için istenen doz değerleri hesaplama fonksiyonu ile yaklaşık (iteratif) olarak hesaplanabilmektedir (Galvin vd. 2004).

YART tekniği sabit gantry pozisyonunda çok yapraklı kolimatör'lerin durumuna göre farklı iki temel tekniğe ayrılabilir. Durgun çok yapraklı kolimatör yöntemi dur ve ışınla "step and shoot" tekniğidir. Hareketli çok yapraklı kolimatör yöntemi ise kayan alan "Sliding window" tekniğidir (Podgorsak 2003).

Durgun çok yapraklı kolimatör yönteminde yoğunluk ayarlı alanlar ardışık küçük segmentler ya da alanlara bölünürler. Bu teknik ayrıca dur ve ışınlama anlamı içermektedir. Çünkü ışın huzmesi sadece çok yapraklı kolimatör'ler durgun olduğunda açık konumdadır. Işınlama yapıldığı esnada çok yapraklı kolimatör hareketi yoktur (Podgorsak 2003).

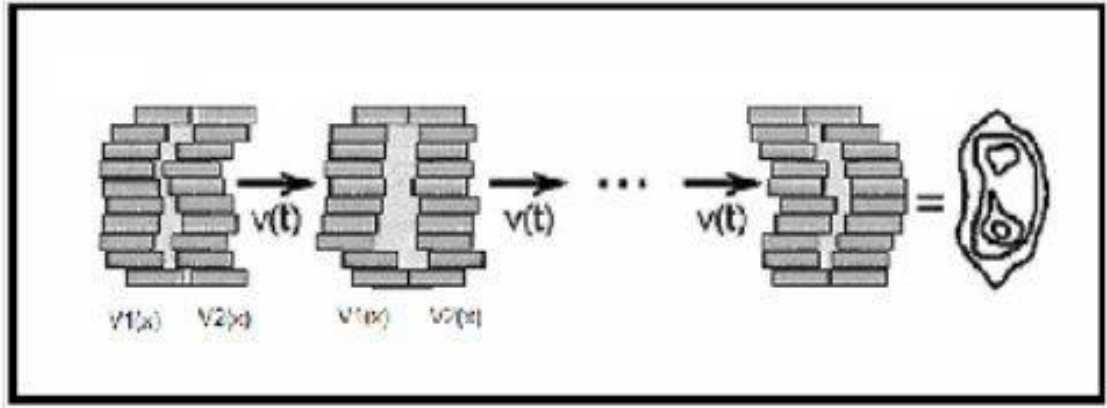


**Şekil 2.23.** Dur ve ışınla tekniğinin adım adım gösterimi (Webb 2001).

Dur ve ışınla tekniğinde, belirli sayıda düzensiz alanlardan doz verilmesi ve bu kısmi alanların çakışıp birleşmesi ile yoğunluk ayarı yapılmaktadır. Bu kısmi alanların her birine "segment" denir. Işınlama da her bir segment için ÇYK pozisyonunu otomatik olarak almakta ve hesaplanan doz verilmektedir. Daha sonra demetin kapatılmasıyla ÇYK yeni pozisyonunu almakta ve burası için hesaplanan doz verilmektedir. Bu işlem sırasıyla tüm segmentlerde gerçekleşir (Khan 2003). Dur ve

ışınla ya da diğer adıyla çoklu durgun alan YART tekniği ilk kez 1994'te Bortfeld ve arkadaşları tarafından öne sürülmüş olup, bu teknikte tedavide kullanılan her bir alan homojen demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan oluşmaktadır. Alt alanlar ya da segmentler ÇYK ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek, sonuçta homojen olmayan şiddette demetler oluşturulur (Webb 2001).

Hareketli ÇYK tekniğinde (Sliding window) yoğunluk ayarlı alanlar hastanın ışınlama esnasında ÇYK'lerin hareketleriyle ayarlanır (Podgorsak 2003). Hareketli ÇYK tekniğinde lifler ışınlama boyunca farklı hızlarda ard arda hareket ederler. Her bir lif çifti tek boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu tek boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Yanı sıra kavramsal olarak tüm lif çiftleri beraber hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması oluştururlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş demet oluşur. Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır (Schlegel vd. 2006).



Şekil 2.24. Sliding window tekniğinin gösterimi (Khan 2010; Arno ve John 2005).

### 2.7.1. YART öncesi geometrik kalite kontrol

Yüksek oranda konformal doz dağılımı YART tekniği ile mümkündür. YART, ışınlanan normal doku hacmini azaltırken hedef bölge içinde doz artışını sağlamaktadır. Bununla birlikte YART karmaşık bir dizi işlem gerektirir. Bu işlemler, hasta seçimi, sabitleme, hedef ve dokuların tanımlanması, tedavi planlaması, değerlendirilmesi ve tedavi edilme süreci gibi bazı işlemlerdir. Böyle kapsamlı bir kalite kontrol programı, güvenli ve doğru YART alanları uygulamasında şarttır. YART tedavilerine başlamadan önce uygulanması gereken bazı kalite kontrol testleri mevcuttur. Bunların ilki lineer hızlandırıcıda yapılması gereken geometrik testlerdir (Hounsell ve Jordan 1997).

*Açık alan kontrolleri:* YART'da  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  ile  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  arası alan boyutlarında ışık alanı-ışın alanı kontrolü yapılmalı ve aynı zamanda mekanik olarak yapılacak ölçüm ile doğrulanması gerekir.

*İzomerkez kontrolü:* SSD 100 cm'de alan merkezinin kolimatör, gantry ve masa hareketi değişimi ile sabitliğinin kontrolünün yapılması gerekir (Khan 2003).

Açık alan yüzde derin doz kontrolleri (%DD)

Açık alan profil eğrilerinin kontrolü (BP)

Alan düzgünlüğü kontrolü (F)

Alan simetrisi kontrolü (S)

ÇYK liflerin pozisyon doğruluğu kontrolü

Liflerin pozisyonlarının tekrarlanabilirliğinin kontrolü

Lif genişliğinin izdüşümünün ışık ve ışık alanında kontrolü

### 2.7.2. YART öncesi dozimetrik kalite kontrol

YART’da küçük alanlarda ve küçük Monitör Unit’lerde (MU) ışınlama temeldir. Bu yüzden dozimetrik kontrollerde daha detaylı ve kontrol sıklığı daha fazla testler uygulanmalıdır. Bu testler klasik kalite kontrol testlerine ek olarak yapılmalıdır. Özellikle küçük alanlarda yapılacak dozimetrik kontroller oldukça zor teknikler içerir. Ölçüm düzenekleri son derece dikkatli oluşturulmalı ve kullanılacak ölçüm araçları hassasiyetle seçilmelidir. Yapılması gereken dozimetrik kontroller birçok protokol ve makalede belirtilmiştir (AAPM rpt 82 2003; Hug 2008; Budgell 2005; LoSasso 2003).

Açık alan kolimatör saçılma faktörleri ( $S_c$ ) kontrolleri

Açık alan toplam saçılma faktörleri kontrolleri ( $S_{cp}$ )

Küçük MU’larda alan düzgünlüğü (F) kontrolleri

Küçük MU’larda alan simetrisi (S) kontrolleri

Küçük MU’larda Lineer hızlandırıcı performans (Lineerite) testi

ÇYK’lerin lif geçirgenliği testi

ÇYK’ler arası sızıntı testi

ÇYK’lerin lif sonu etkisi testi

ÇYK’lerin tongue-groove (girinti-çıkıntı) tasarımının kontrolü testi

Küçük alanlarda doz kontrolü

Klinik vakalara uygun kontrol testleri

### 2.8. Dozimetrik Sistemler

Radyasyon dozimetrisi, doğrudan ya da dolaylı yoldan, ışınlamanın niteliğini, kerma’yı, soğrulan dozu, doz eşdeğerini ya da bunların zamanla değişimlerini okuma olanağı veren cihaz veya sistemlerdir. Okuyucusu ile beraber bir dozimetreye, dozimetrik sistem adı verilir.

Dozimetrik sistemlerde olması gereken özellikler; doğruluk ve duyarlık, doğrusallık, doz hızı bağımlılığı, enerji bağımlılığı, yönelim bağımlılığı, uzaysal ayırma ve fiziksel büyüklük, okumaya ve kullanıma elverişlilik olarak sıralamak mümkündür (Khan 2010; Greene ve Williams 1997; Ting 2005).

**2.8.1. Doğruluk ve duyarlık:** Radyasyon miktarının saptamasındaki belirsizlik ölçümle alakalıdır ve genellikle doğruluk ve duyarlık olarak açıklanır. Bir detektörün duyarlığı benzer şartlar altında elde edilen sonuçların tekrarlanabilir olmasıdır. Yüksek duyarlık ölçüm dağılımındaki küçük standart sapma ile orantılıdır.

**2.8.2. Doğrusallık:** İdealde dozimetriden okunan değer doz ile doğrusal orantıya sahip olmalıdır. Ancak pratikte bu durum belli bir değer aralığında gerçekleşir. Doğrusallık, ölçüm cihazının tipine ve fiziksel karakteristiğine bağlıdır. Ancak doğrusal olmayan bir durum çeşitli sayısal yöntemlerle düzeltilmektedir.

**2.8.3. Doz hızı bağımlılığı:** İdealde farklı doz hızlarında okuma ve okumaya neden olan nicelik arasında oran sabit olmalıdır.

**2.8.4. Enerji bağımlılığı:** Ölçüm aletinin doz cevabı genelde ışının kalitesinin bir fonksiyonudur. Dozimetrik sistemler genelde belli bir ışın kalitesine göre kalibre edildiği ve çok geniş bir enerji aralığında kullanıldığı için dozimetrik sistemin radyasyon kalitesine göre değişimi düzeltmeye gereksinim duyar. Dozimetrik bir sistemin yanıtı radyasyon enerjisinden bağımsız olmalıdır.

**2.8.5. Yönelim bağımlılığı:** Dozimetrik sistemlerin, ışının geliş açısına göre, yerleşimlerine bağlı olarak verdikleri cevaplar farklılık gösterebilir. Dozimetreler genellikle yönelim bağımlıdır.

**2.8.6. Uzaysal ayırma ve fiziksel büyüklük:** Doz bir nokta nicelik olduğundan dozimetre çok küçük bir hacimde değer vermelidir. Dozun tespit edildiği nokta, referans bir koordinat sisteminde tanımlanmış olmalıdır.

**2.8.7. Okumaya elverişlilik:** Direkt dozimetreler, pasif dozimetrelere göre daha fazla okumaya elverişlidir. Direkt dozimetrelerden, pasif dozimetrelere göre daha fazla bilgi elde etmek mümkündür.

**2.8.8. Kullanım elverişliliği:** Detektörün kullanım ömrü boyunca duyarlılığında karşılaşılabilecek değişikliklerdir. İyon odaları defalarda kullanılabilir olmasına rağmen film, jel ve TLD'ler kullanım elverişliliği bakımından dezavantajlıdır.

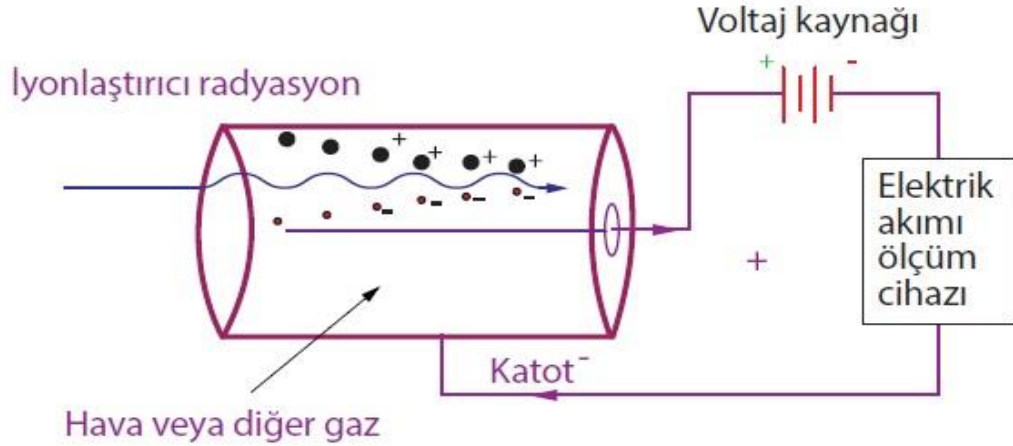
YART tekniğinde kalite kontrol, ölçülen doz dağılımı ile hesaplanan doz dağılımının karşılaştırılması hedeflenir. Kalite kontrol farklı yöntemlerle, ticari olarak üretilmiş farklı dozimetrik sistemlerle yapılabilir. Dozimetrik sistemleri bir boyutlu ve iki boyutlu dozimetrik sistemler olarak ikiye ayırabiliriz (Khan 2010; Greene 1997).

## 2.8.9. Bir boyutlu dozimetrik sistemler

### 2.8.9.1. İyon odaları

İyon odaları en basit ve en temel gaz detektörlerdir. Duyarlı gaz olarak hava kullanılır. Fotonlar tarafından oluşturulan elektronlar özel bir hacim içerisinde olmalıdırlar. Eğer fotonun enerjisinin havada plaklarla sınırlandırılmış özel bir hacim içerisinde iyonizasyon yaparak harcanması sağlanabilirse oluşan yükler ölçülebilir. İyon toplayıcı plakalar arasına voltaj uygulanırsa bir elektrik alan oluşturulur. Bunun sonucunda iyonizasyonla meydana gelen pozitif yüklerin negatif plakaya, negatif yüklerin de pozitif plakaya gitmesi sağlanır. Bu hareket bir akım oluşturur ve bir elektrometre yardımı ile herhangi bir plakada toplanan yüklerin ölçümü iyonizasyon miktarını gösterir (Ertürk 2008).

İyon odalarının hacimleri ve çapları ölçülecek radyasyon tipine göre 0,1 cc ile 1000 cc arasında değişmektedir. İyon odalarına havada ölçüm yapılırken elektronik dengeyi sağlamak için radyasyon enerjisine bağlı olarak “build-up cap” takılır. Build-up cap hava ya da doku eşdeğeri atom numaralı malzemelerden yapılır. Yüksek foton enerjileri ile ölçüm yapılırken verimi artırmak için build-up cap kullanılırken, düşük enerjili demetler ve beta ölçülürken kullanılmaz (Ertürk 2008; Acar vd. 2006).



Şekil 2.25. Bir iyon odasının çalışma prensibi (Khan 2010).

### 2.8.10. İki boyutlu dozimetrik sistemler

Yeni teknolojilerin radyoterapiye girmesiyle beraber tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrol testleri daha fazla önem kazanmış olup ve dolayısıyla kullanılan dozimetri sistemleri yetersiz kalıp geliştirilmeye başlanmıştır. Özellikle YART gibi karmaşık tedavi tekniklerinde verilen tedavi dozunu noktasal ölçümden alansal doz ölçümüne kaydırmıştır. Bu yönelimin nedeni YART tekniğinde alanın ters planlama algoritması kullanan yazılımca üretilen alt alanlardan oluşmasıdır. Alan, alt alan segmentlerinin birleşimi ile elde edilmektedir. Bu birleşimin güvenilirliğinin tespiti ise iki boyutlu incelemeler ile mümkün hale gelmiştir. Ayrıca YART tekniğinde oluşan

keskin doz değişimi bitişik alanların neden olduğu doz dağılımının tespitinde iyon odaları yetersiz kalmaktadır. Bundan dolayı iki boyutlu ölçüm gereksinimini karşılamak amacıyla iki boyutlu dozimetrik sistemler geliştirilmiştir.

İki boyutta doz ve radyasyon yoğunluğu hakkında bilgi sağlayabilen sistemlerdir. Yüzeyleri detektörlerle kaplanmış ya da yüzeyi detektör görevi görebilen bu sistemler vasıtasıyla iki boyutta doz haritaları elde etmek mümkün hale gelmiştir. Dozimetrik filmler, EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı) cihazları, iki boyutlu dizimli iyon odaları dozimetrik sistemlerdendir (Zijtvelde vd. 2006; Ahluwalia ve Saini 2004; Schneider vd. 2009).



**Şekil 2.26.** 2D dozimetrik sistemler; **a)** Gafkromik EBT<sup>3</sup> film; **b)** EPID, **c)** PTW seven29; **d)** IBA I'mRT MatriXX (Elekta Ltd), (IBA Dosimetry).

İki boyutlu iyon odalı dozimetre, çok sayıda iyon odasının düz bir levha üzerine dizilmesiyle elde edilmiştir. Firmalar tarafından üretilmiş çeşitli modelleri mevcuttur. İyon odaları gibi nokta doz ölçmeyip, doz profilleri ile karşılaştırma imkânı sağlar.

### 2.8.10.1. Film dozimetri

Dozimetrik sistemler, kullanım yerleri ve özelliklerine göre farklılık gösterirler. Dozimetrenin, yeri, taşınabilirliği, üretim maliyeti, ortam elverişliliği, tekrardan kullanılabilirliği ve detaylı doz ölçümlerinde iki ayrı nokta arasında doz analizleri (uzaysal çözünürlük) dozimetre seçiminde önemli bir yere sahiptir. Lineer hızlandırıcılarda üretilen geniş enerji yelpazesi için, doz bağımlılığı azlığı ve doku eşdeğeri yakınlığı gibi özellikleri barındıran Yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip dozimetreler, yüksek doz gradyentli radyasyon alanlarındaki kullanım için uygundur.



Radyografik filmler, gümüş varlığından dolayı iyonize radyasyon ölçümlerinde bazı zorluklara sebep olmuştur. Fotonlar için 10 ila 200 keV aralığında büyük enerji bağımlılığı gösterirler. Radyografik filmlerin diğer eksiklikleri ortam ışığına duyarlı olması ve kimyasal işleme gereksinimi maliyeti ve ayrıca ortam gerektirmesidir. Bu yüzden, absorbe doz ölçümlerinde daha az zorluk ve kabul edilebilir doğruluk ile daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip bir radyasyon dozimetresi aranmaktadır. Radyokromik filmler renk değişimini doğrudan yaşarlar ve kimyasal işleme gerek duymazlar. Bu filmler, çıkışları ile birlikte endüstriyel amaçlı kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar, kalite kontrol için kullanılan filmlerin yerine alacak gafkromik Ebt serisinin ortaya çıkmasına fırsat vermiştir (Devic 2011). Bu seride en son kullanıma başlanan ve hala üzerinde birçok araştırma yapılan model Ebt<sup>3</sup>'tür. 2D boyutlu alan detektör sistemi belli bir derinlikte yer alan dizilmiş bir seri iyon odasından oluşmaktadır. Detektör etrafı genelde su eşdeğeri malzemelerle kaplıdır. Film ile aralarındaki en önemli fark uzaysal çözünürlüğünün daha düşük olmasıdır.

### 2.8.10.2. Optik yoğunluk

Işınlama sonrasında filmin kararırma derecesi ve işleme süreci, gelen ışın demetinin film üzerinden geçerken şiddetinin ne kadar azaldığına bağlıdır. Filmin kararırma derecesi  $I_0/I$  olarak tanımlanır.  $I_0$  film olmaksızın geçen ışın şiddeti,  $I$  ise ışın demetine dik şekilde yerleştirilmiş filmde geçen ışın şiddetini göstermektedir. Film için optik yoğunluk (OY) daha kullanışlı bir kavramdır. OY  $\log_{10}I_0/I$  olarak tanımlanıp doz ile orantılıdır. Bu doğrusallık aşağıdaki formülden daha net anlaşılacaktır (Khan 2003).

$$I(z) = I_0 e^{-\alpha N z}$$

a: yüzey kesiti

N: cm<sup>3</sup> başına geliştirilmiş tanecik sayısı

I(z): z kalınlığındaki filmi geçen ışın şiddeti

I<sub>0</sub>: film olmaksızın geçen ışının şiddeti

### 2.8.10.3. Gri ölçeklendirme (skala)

Gri skala yöntemi ile farklı yoğunluktaki ortamlardan geçen X ışınlarının değerleri attenuasyon (zayıflama) sayısal olarak saptanır. Her piksele karşılık gelen bir sayısal değer vardır. Bu sayılar suyun attenuasyon değerini sıfır kabul eden bir skalaya göre düzenlenmiştir. + 1000'den - 1000'e kadar uzanan bu skalaya Hounsfield skalası, sayılara da "Houns Unit" HU adı verilir. Suyun attenuasyon değerinin sıfır olduğu bu skala da attenuasyonu yüksek olan yumuşak doku, kemik gibi yapıları skalanın pozitif tarafında, attenuasyon değerleri sudan daha düşük olan yağ ve hava gibi maddeler de skalanın negatif tarafında dizilirler.

## 2.9. Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması

Doz dağılımlarının karşılaştırılması doz farkı (DD), doz mesafe uyumu (DTA) ve gama analiz yöntemi gibi farklı nümerik yöntemler kullanılarak yapılabilmektedir.

### 2.9.1. Doz farkı (DD)

Doz farkı yöntemi ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasında en sık kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. Bu yöntemde ölçülen ve hesaplanan izodoz eğrileri üst üste bindirilerek kabul edilebilir aralıklarda değerlendirilir. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarındaki nümerik farkın sonucunda uyumsuz doz bölgeleri tespit edilebilir. Yüksek gradyentli doz bölgelerinde hassasiyet gösterir (Harms vd. 1998). Dozun uzun mesafelerde (birkaç cm) yavaş değişim gösterdiği bölgeler düşük gradyentli bölge olarak tanımlanırken, dozun kısa mesafelerde (birkaç mm) hızlı değişim gösterdiği bölgeler ise yüksek gradyentli bölge olarak tanımlanmıştır. Çok küçük uzaysal hataların olduğu bölgelerde klinik olarak anlamsız olan yüksek doz farkı sonuçları ile karşılaşılabılır. Bundan dolayı tek başına doz farkı yönteminin kullanılması herhangi bir noktadaki doz doğruluğunun kabul edilebilirliğinin değerlendirilmesi açısından uygun olmayabilir.

### 2.9.2. Mesafe uyumu (DTA)

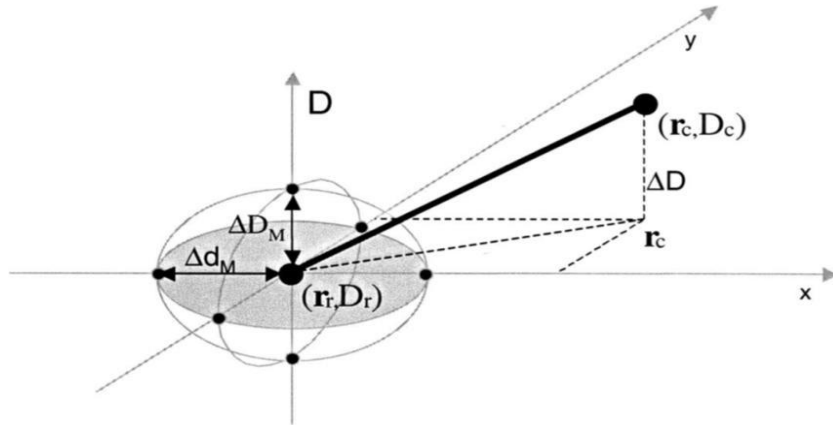
Mesafe uyumu (DTA), referans dağılımdaki bir nokta ile bu noktayla aynı doza sahip değerlendirilecek dağılımdaki en yakın nokta arasındaki uzaysal mesafe olarak tanımlanır. Özellikle yüksek gradyentinin olduğu bölgelerde doz farkı ölçümlerini tamamlayıcı bir yöntemdir ve doz hesabının kabul edilebilirliğini belirlemek için kullanışlı bir metottur (Low vd. 1998).

Maksimum kabul edilebilir uzaysal fark DTA kriteri olarak belirlenir ve bu " $\Delta d_M$ " farkı genellikle 2 mm ile 5 mm arasında seçilir. Eğer bir noktadaki DTA değeri  $\Delta d_M$  değerinden küçük ise karşılaştırma kabul edilebilir fakat DTA değeri  $\Delta d_M$  değerinden büyük ise bu noktadaki değerlendirme kabul edilebilir değildir (Harms 1998).

DTA kavramının zayıf yanı düşük doz gradyentinin olduğu bölgelerde yüksek hassasiyet göstermesidir. Bu bölgelerde dozda oluşan küçük bir farklılık büyük DTA değerleri ile sonuçlanabilir. Bu durum doz farkı ve uyum mesafesi kriterlerinin tek başına kullanılmasından çok birlikte kullanılmasının daha uygun olmasını göstermektedir (Low ve Dempsey 2003).

### 2.9.3. Gama analizi

Doz dağılımı karşılaştırmasında doz farkı (DD) ve uyum mesafesi (DTA) kriterlerinin tek başına uygulanmalarının yeterli olmamasından dolayı Low ve arkadaşları bu iki kriterin birlikte uygulanmasını öngören gama analizi yöntemini geliştirdiler. Bu yöntem her ölçüm noktası için gama değeri olarak isimlendirilen nümerik niteleyici bir değer sağlar. Bu değer kabul kriterini geçmeyen bölgelerde uyumsuzluklar; kabul kriterini geçen bölgelerde hesaplama kalitesini gösteren bir ölçüdür (Depuydt 2002).



Şekil 2.27. Gama analizi yönteminin teorik kavramının şematik gösterimi (Depuydt 2002).

$D_r(r)$ : referans bilgi için

$D_c(r)$ : değerlendirme için

Kabul kriterleri  $\Delta D_M$  ve kabüle uzaklık  $\Delta d_M$  ile gösterilir.

$\Delta r = |r_r - r_c|$  referans ve kıyaslanan noktalar arasındaki mesafe ve 2.6 bağıntısında olduğu gibi ifade edilir.

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \quad (2.6)$$

$r_r$  noktasında oluşan  $D_r$  referans dozuna göre  $r_c$  noktasındaki doz farkı ise,  $D$  dozu alan  $r_r$  referans noktası için, bu kabul kriterini oluşturan yüzey eliptir ve

$$l = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d^2 M} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D^2 M}} \quad (2.7)$$

2.7 bağıntısındaki gibi ifade edilir.

$r_r$  noktasındaki referans dozla karşılaştırılan dağılım için, eliptik kabul yüzeyinde en azından bir tane  $(r_c, D_c)$  noktası olmalıdır:

$$\Gamma_r(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d^2 M} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D^2 M}} \leq 1 \quad (2.8)$$

2.8 bağıntısındaki gibi ifade edilir.

Uygunluğun sayısal ölçütü, referans noktadan en az sapma gösteren nokta tarafından belirlenir. Örneğin,  $\Gamma_r(r_c, D_c)$  burada minimaldir. Minimal değer referans noktanın  $\gamma(r_r)$  kalite indeksi olarak değerlendirilir.

Böylece geçti-kaldı kriterleri şu şekilde ifade edilebilmektedir:

$\gamma(r_r) \leq 1$ , belirlenen kriterler içerisinde

$\gamma(r_r) > 1$ , belirlenen kriterler içerisinde değildir.

$\gamma$  fonksiyonu her referans için ayrı ayrı hesaplanır. YART planlarının kalite temininde genellikle  $\Delta D_M = \%3$  ve  $\Delta d_M = 3$  mm kriterleri kullanılır. Doz gradyent bölgelerinde doğru bir  $\gamma$  değeri elde edebilmek için değerlendirilen dağılımın piksel aralığı yeterince küçük olmalıdır. Genel bir kural olarak bu mesafenin  $\Delta d_M$  değerinin üçte birinden küçük olması gerekir (Low ve Dempsey 2003).

### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Materyal

##### 3.1.1. Elekta marka synergy platform lineer hızlandırıcı

Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi'nde kullanılmakta olan Elekta marka Synergy Platform model Lineer Hızlandırıcı cihazı 6 MV ve 18 MV foton enerjisi üretme özelliğine sahip olmakla birlikte 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjisi üretebilme özelliğine de sahiptir. Bu cihaz 80 adet çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemine sahip olup koruma bloklarına gereksinim duymadan istenilen şekil ve geometride alanlar oluşturabilmektedir. SSD=100 cm mesafe uzaklıkta liflerin izdüşümüne bakıldığında her bir lifin genişliği 1 cm'dir. Her bir lif birbirinden bağımsız olarak hareket edebilmektedir ve aynı zamanda merkez eksenden 12,5 cm karşı tarafa geçebilmektedir. SSD= 100 cm'de açılabilen en küçük ve en büyük alan boyutları sırasıyla 0,6×0,6 cm<sup>2</sup>ve 40×40 cm<sup>2</sup>'dir. (Elekta 2005).

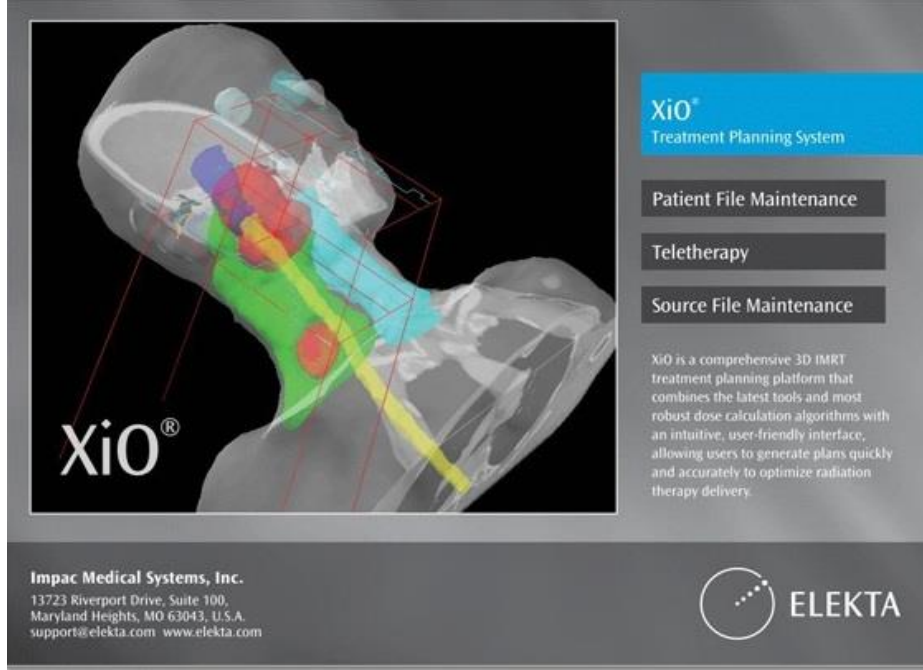


Şekil 3.1. Elekta marka synergy platform lineer hızlandırıcı cihazı (Elekta Ltd).

##### 3.1.2. Elekta CMS-XiO tedavi planlama sistemi

Çalışmada Elekta CMS-XiO (versiyon 4.80) tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. CMS-XiO tedavi planlama sistemi (Computerized Medikal Systems, St. Louis, MO, USA); yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru doz dağılımı sağlayan kapsamlı bir 3D-YART tedavi planlama sistemidir. 2D, 3D, ÇYK tabanlı YART ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini kapsar. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları ise Convolution, Superposition ve Fast-superposition'dur. Convolution algoritması, homojen ortamda yüksek doğrulukta doz hesaplayabilen küçük sistematik hataları algılayabilen, konformal ve YART planlamalarında sık

kullanılan bir hesaplama aracı olmakla beraber heterojen ortamdaki doz hesaplamalarında yetersiz kalmaktadır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplanabilir ve DVH (Doz Volüm Histogramı) görüntülenebilir.



Şekil 3.2. CMS-XiO tedavi planlama sistemi (AEA 2018)

### 3.1.3. IBA marka dose 1 elektrometre

Foton ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçülmesinde kullanılan yüksek doğruluklu dozimetridir. Basit olarak, radyasyonun algılanabildiği alana yerleştirilen iyon odası bir kablo vasıtasıyla elektrometreye bağlanır ve ışınlama süresince iyon odasının algıladığı yük miktarını ölçer (İnal 2011). Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, akım ve yük ekranda görülebilir.  $\pm 500$  Volt bias voltaj aralığında çalışma imkânı sağlar (IBA Dosimetry dose 1 reference class electrometer, user's guide).



Şekil 3.3. IBA marka dose 1 elektrometre (IBA Dosimetry).

#### 3.1.4. IBA marka FC65-P silindirik iyon odası

Silindirik iyon odaları, genellikle foton ışınlamalarının mutlak dozimetrisinde kullanılır. Talimatlara uygun şekilde kalibrasyonu yapıldığında, bu iyon odası suda ya da suya eşdeğer katı fantomda soğurulmuş dozu ölçerken aynı zamanda hava da uygun build-up başlık takılarak soğurulmuş dozda ölçülebilir (İnal 2011). Şekil 3.4'te yer alan IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası, boşluk hacmi  $0,65\text{cm}^3$ , boşluk uzunluğu 23 mm, silindir iç yarıçapı 6,2 mm duvar materyali POM (Poly Oksi Metilen) ( $\text{CH}_2\text{O}$ ) iç elektrotu  $2,7\text{ g/cm}^3$  alüminyum olan bir iyon odasıdır. Çalışma voltaj aralığı  $\pm 300$  volt'tur. Foton ölçme aralığı 1,3 MV ile 50 MV'dir. Hassaslığı  $21 \times 10^{-9}$  C/Gy'dır. (IBA Dosimetry FC65-P, user's guide).



Şekil 3.4. IBA marka FC65-P silindirik iyon odası (IBA Dosimetry).

### 3.1.5. IBA marka CC04 kompakt iyon odası

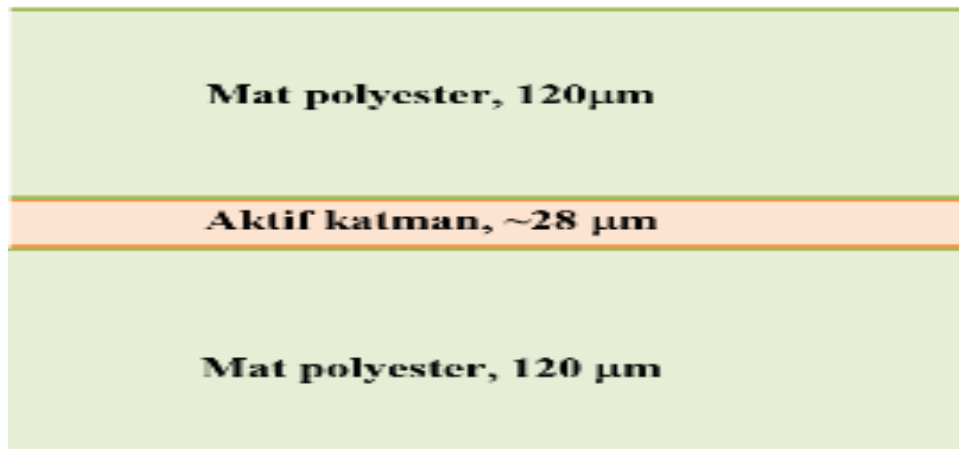
Bu tip iyon odaları, tüm soğurulan doz ölçümleri için kullanılabilir. Küçük alanlar ve yüksek doz çıkışlarının bulunduğu ölçümlerde kullanılır. Yüksek tek boyutlu uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Şekil 3.5'te görülen IBA marka CC04 model silindirik iyon odasının, aktif hacmi 0,04 cm olmakla beraber boşluk uzunluğu 3,6 mm, boşluk yarıçapı 1,6 mm duvar materyali Shonka (C-552), duvar kalınlığı 0,4 mm merkezi elektrot materyali C-552'dir. Polarizasyon voltajı  $\pm 300$  volt'tur. Hassas enerji aralığı 100 kV ile 50 MV arasında değişmektedir (IBA Dosimetry CC04, user's guide).



Şekil 3.5. IBA marka CC04 kompakt iyon odası (IBA Dosimetry).

### 3.1.6. Gafkromik EBT<sup>3</sup> film

Gafkromik EBT<sup>3</sup> film, birçok alanda kullanılmaktadır. Bu alanlardan biri de radyoterapi'dir. EBT<sup>3</sup> radyoterapi alanında, lineer hızlandırıcı kalite kontrolünde ve hasta planlarının doz doğrulanmasında kullanılan dozimetrik bir ekipmandır. EBT<sup>3</sup> film 28  $\mu\text{m}$  (mikrometre)'lik aktif tabakadan, üst ve alt kısmında bulunan 120  $\mu\text{m}$ 'lik polyester tabakalardan oluşmaktadır.



Şekil 3.6. Gafkromik EBT<sup>3</sup> film'in fiziksel yapısı (Devic 2011).



EBT<sup>3</sup> filminin duyarlı olduğu doz aralığı kırmızı renkli kanallarda 0,01-10 Gy, yeşil renkli kanallarda ise 0,01->40 Gy'dir. Gümüş tanecikleri içermediği için radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır. Doz-cevap aralığının geniş ve lineer olması yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının dozimetrik değerlendirilmesinde büyük avantajlar sağlar. Yüksek çözünürlüğe ve 25 µm'ye kadar ayırma gücüne sahiptir. Film, güneş ışığından etkilenmemekte olup istenilen şekil ve boyutlarda kesilerek ışınlanabilir. Suyu dayanıklı ve su eşdeğeri olduğundan su fantomunda kullanılabilir. Film ışınlanma sonrasında herhangi bir kimyasal işleme, banyo ve karanlık odaya ihtiyaç duymamaktadır. Film ışınlandıktan 24 saat sonra doyunluğa ulaşmakta ve taranarak analiz edilmektedir (Devic 2011).

### 3.1.7. EPSON expression 11000XL film tarayıcı

Epson Expression 11000 XL, yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve gelişmiş ağ özellikleri sunan profesyonel bir film tarayıcısıdır. Şekil 3.7'de görülen tarayıcı 2400 ×4800 dpi çözünürlüğü ve 3,8 D<sub>Max</sub> yüksek optik yoğunluğu ile A3+ boyutuna kadar tarama alanı sunar. Renk derinliği 48 bit'tir. Işık kaynağı zenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C arasında değişmektedir. Saklama sıcaklığı ise -25°C ile 60°C aralığındadır. Epson tarayıcı hem otomatik hem de profesyonel çalışma modlarına sahiptir (Seiko Epson Corporation 2018).

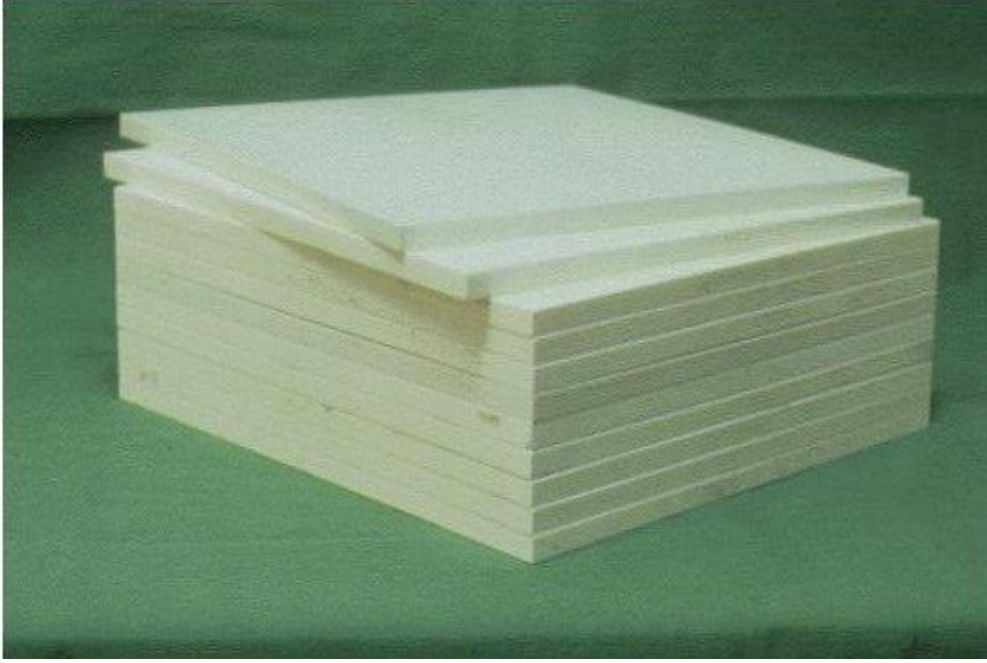


Şekil 3.7. Epson expression 11000XL film tarayıcı (Seiko Epson Corporation 2018).

### 3.1.8. PTW RW-3 su eşdeğeri katı fantom

RW-3 su eşdeğeri katı fantomu yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılan, beyaz polyester maddeden yapılmış, %2 Titanyum Oksit içeren, fiziksel yoğunluğu 1,045 g/cm<sup>3</sup>, elektron yoğunluğu 3,43×10<sup>23</sup> e<sup>-</sup>/cm<sup>3</sup> olan bir malzemedir. Co-60'tan 20 MV foton enerjisine, 4 MeV'den 25 MeV elektron enerjisine kadar geniş bir aralıkta ölçüm alınabilecek şekilde imal edilmiştir. Yüzey alan boyutu 40×40 cm<sup>2</sup> olan

katı su eşdeğerli fantom 1, 2, 5 ve 10 mm'lik kalınlıklarda mevcuttur. Bunun yanı sıra paralel plaka ve silindirik iyon odalarının, arada hava kalmayacak şekilde yerleştirilmeleri için kaviteli olan çeşitleri de mevcuttur (Radiation Medicine 2009).



**Şekil 3.8.** PTW RW-3 su eşdeğeri katı fantom (AEA 2018).

### 3.1.9. IBA marka I<sup>m</sup>RT MatriXX (Versiyon 1.7)

I<sup>m</sup>RT MatriXX, bir paralel düzlem üzerine dizilmiş 1020 adet detektörden oluşmaktadır. Detektörlerin üzerinde  $3,2 \pm 0,5$  mm su eşdeğeri malzeme vardır. Aktif ışınlama alanı  $24 \times 24$  cm<sup>2</sup> olan paralel düzlem iyon odaları merkezi arası uzaklık 7,62 mm olup, her biri 5 mm yükseklik ve 4,5 mm çapa sahiptir (hacmi 0,08cm<sup>3</sup>). Efektif ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Doz oranı aralığı 0,02-20 Gy/dk'dır. Sıcaklık ve basınç düzeltilmesi otomatik yapılmaktadır. MatriXX sisteminin çalışması için uygulanması gereken bias voltaj  $500 \pm 30$  volt'tur (IBA Dosimetry I<sup>m</sup>RT MatriXX, user's guide).

Sistem kullanılmaya başlanmadan önce 15 dakikalık bir ısıtma süresinin ve ardından en az 500 MU'luk ön ışınlama yapılması gerektiği üretici firma tarafından tavsiye edilmektedir. Sıralı detektörlerin mutlak kalibrasyonunun yapılması ve bu kalibrasyonun her foton enerjisinde yapılması gerekir (İnal 2011).

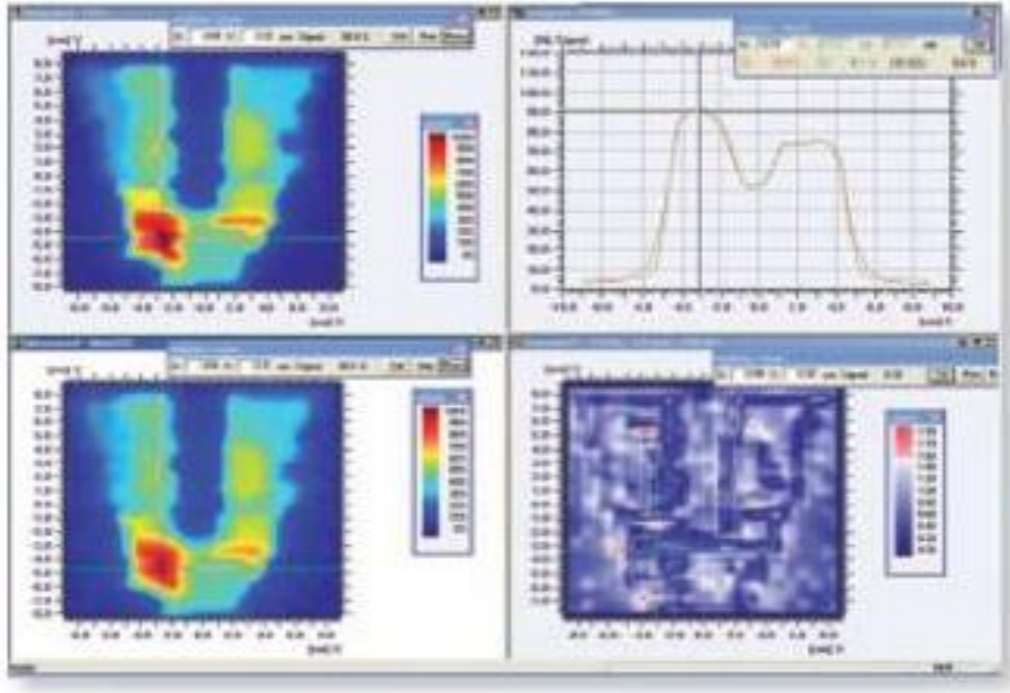
Bu dozimetrik sistem, ayrıca MU'nun durgun ve dinamik ölçümleri, doz dağılımları ile lif pozisyonları testi ve cihazın mekanik kalite kontrolü için kullanılır. Profil eğrilerinden; simetri ve ışın düzgünlüğü, alan boyutu ve penumbra kontrolünün yanı sıra gama fonksiyonu gibi matematiksel çözümleme de yapılabilmektedir (IBA Dosimetry I<sup>m</sup>RT MatriXX, user's guide).



**Şekil 3.9.** IBA marka I'mRT MatriXX (IBA Dosimetry).

### **3.1.10. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı**

OmniPro I'mRT yazılımı kalite kontrol ve YART seanslarındaki planlamaların dozimetrik doğrulamasında kullanılan işletim sistemidir. Geniş kapsamlı veri alışverişi sayesinde TPS'den gelen verilerin 2 boyutlu ölçümlerin, elektronik veya film ışınlanması ile alınan gerçek ışınlama verilerini karşılaştırma imkânı sağlamaktadır. Bu yazılım vasıtasıyla istenilen derinlikte doz profilleri elde edilebilmekte ve karşılaştırılabilmektedir. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de matematiksel olarak değerlendirilebilmektedir (IBA Dosimetry I'mRT OmniPro-MatriXX, user's guide).



**Şekil 3.10.** IBA OmniPro I'mRT yazılımı (IBA Dosimetry).

### 3.2. Metot

Bu çalışma Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğindeki Elekta marka Synergy Platform model Linear Hızlandırıcı, CMS XiO tedavi planlama sistemi (TPS) ve diğer dozimetrik sistemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

OmniPro MatriXX cihazının görüntüleri şekil 3.22'de görüldüğü gibi, GE (General Electric) marka Optima CT 580 model bilgisayarlı tomografi (BT) de 120kV/200mA, 0,625 mm kalınlığında transverse (enine) kesitler elde edilmiştir. TPS'e aktarılan OmniPro MatriXX kesitleri uluslararası protokollere uygun şekilde, uygulanacak test planları hazırlanmıştır. Linak cihazı, International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS 398 ve AAPM TG 21 protokollerine uygun olarak 6 MV'de FC65-P silindirik iyon odası kullanılarak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan boyutunda kalibre edilmiştir. Gafkromik EBT<sup>3</sup> film kalibrasyonu için 1 adet  $20 \times 25 \text{ cm}^2$  ebatlarında film, 8 şerit halinde kesilmiştir. Kesilen bu film şeritleri sırasıyla 0, 20, 50, 100, 200, 400, 600 ve 800 cGy'lik dozlarda gafkromik EBT<sup>3</sup> film için kurulmuş ölçüm düzeneğinde ışınlanmış ve referans film şeridiyle birlikte 24 saat sonra taranmak üzere saklama zarfına yerleştirilmiştir. Testlerde kullanılan gafkromik EBT<sup>3</sup> filmlerinin aynı üretim partisinden olmasına dikkat edilmiştir.

6 MV foton enerjisine göre planlanan testlerin ölçümlerine başlamadan önce OmniPro MatriXX cihazı 20 dakikalık süre boyunca açık modda bırakılmıştır. Daha sonra cihaz şekil 3.11'de gösterildiği gibi linak'ta ışınlama alanına yerleştirilmiştir. Alan boyutları, OmniPro MatriXX üzerinde bulunan iki boyutlu dizimli iyon odalarını

kapsayacak şekilde  $24 \times 24$  cm<sup>2</sup> olarak, şekil 3.22’de gösterilen ölçüm düzeneğinde gösterildiği gibi ayarlanmış ve OmniPro MatriXX 1000 MU süre boyunca ışınlanmıştır.

TPS’de planlanan alanlar OmniPro MatriXX cihazına sırasıyla ışınlanmış ve Im’RT OmniPro yazılımına değerlendirilmek üzere kaydedilmiştir. Bu alanlar aynı şekilde gafkromik EBT<sup>3</sup> filmlerine ışınlanmak üzere şekil 3.23’te gösterildiği gibi ölçüm düzeneği hazırlanmıştır. Alanlar filmlere ışınlandıktan sonra taranmak üzere (24 saat sonra) uygun koşullarda saklanmıştır.

Linak’ta ışınlanan gafkromik EBT<sup>3</sup> filmleri sırayla Epson Expression 11000 XL tarayıcıda taranmıştır. Kırmızı renkli kanalda taranan gafkromik EBT<sup>3</sup> filmler Tiff formatında kaydedilerek ImRT OmniPro yazılım programına aktarılarak değerlendirilmiştir. Gafkromik EBT<sup>3</sup> filmler değerlendirilirken kalibrasyon film eğrisi baz alınmıştır. Ayrıca OmniPro yazılımında OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> film değerlendirmeleri yapılmadan önce piksel eşitliği (Grid size = 0,1 mm) yapılmıştır. Değerlendirmelerde, profil karşılaştırması ve/veya gama değerlendirmesi yapılmıştır. Gama değerlendirmesindeki DTA ve DD kriterleri sırasıyla 3 mm ve %3 olarak belirlenmiştir.

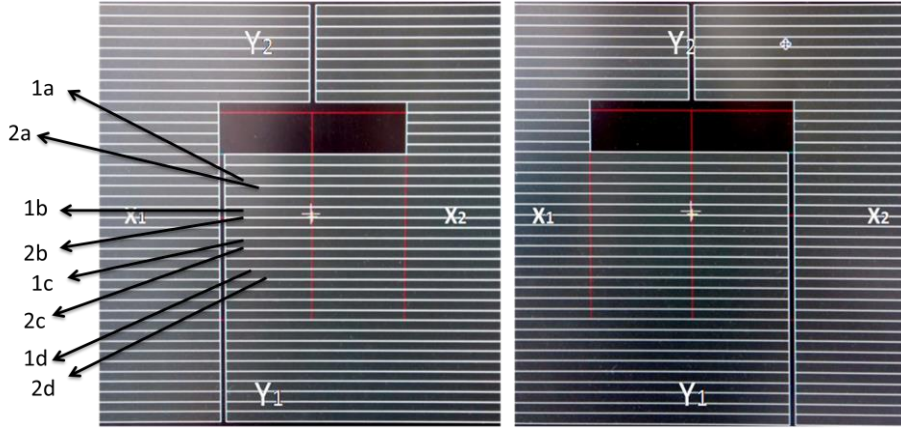


**Şekil 3.11.** OmniPro MatriXX için ölçüm düzeneği ve ölçümlerin gösterimi

### 3.2.1. TPS’de test alanlarının oluşturulması

#### 3.2.1.1. ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testi

$20 \times 20$  cm<sup>2</sup> boyutlarında iki alan oluşturulmuş, ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmiştir. Her iki alana izomerkezde 25 cGy olacak şekilde doz tanımlanmıştır. Öncelikle X<sub>2</sub> yönündeki lifler tamamen kapatılıp alanın üst tarafındaki 4 adet lif tamamen açılmıştır. Daha sonra ise X<sub>1</sub> yönündeki lifler tamamen kapatılıp alanın üst tarafındaki 4 adet lif açılmıştır. Bu testin amacı her iki yöndeki liflerin geçirgenlik ve lifler arasındaki sızıntının incelenmesidir.

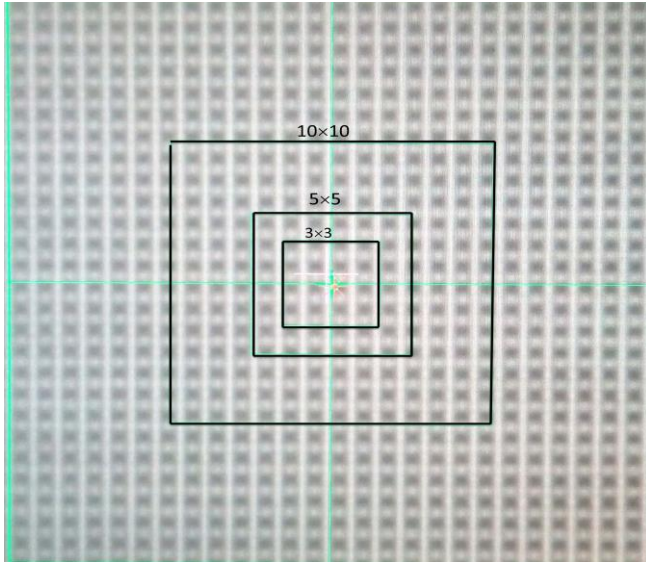


**Şekil 3.12.** TPS'de oluşturulmuş sızıntı-geçirgenlik planları

Şekil 3.12'de 1a, 1b, 1c ve 1d ÇYK'ler üzerindeki geçirgenliği gösterirken 2a, 2b, 2c ve 2d ÇYK'ler arasındaki sızıntıyı göstermektedir.

### 3.2.1.2. Simetrik kare alanlar testi

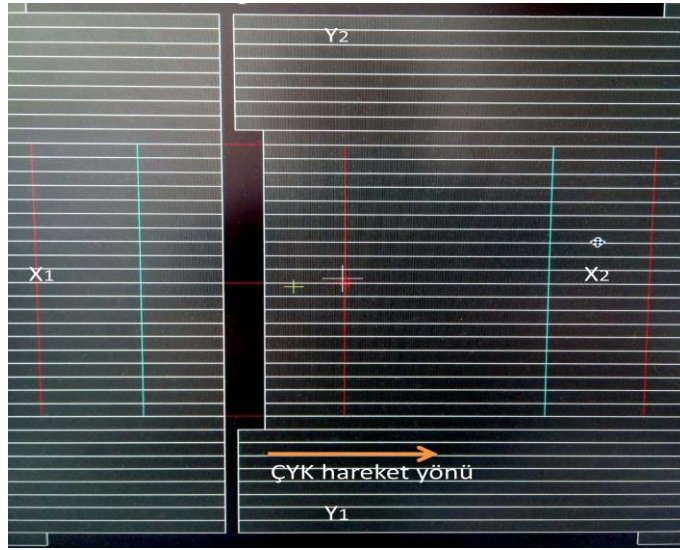
Testi gerçekleştirmek için  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  ve  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> boyutlarında alanlar oluşturulmuştur. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmiştir. Alan başına verilen doz değeri 100 cGy'dir. Planlanan bu her bir alan OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanıp gama analizi yöntemiyle karşılaştırılması yapılmıştır.



**Şekil 3.13.** TPS'de oluşturulmuş alanların planı

### 3.2.1.3. ÇYK pozisyon doğruluğu testi (Bitişik kayan alanlar)

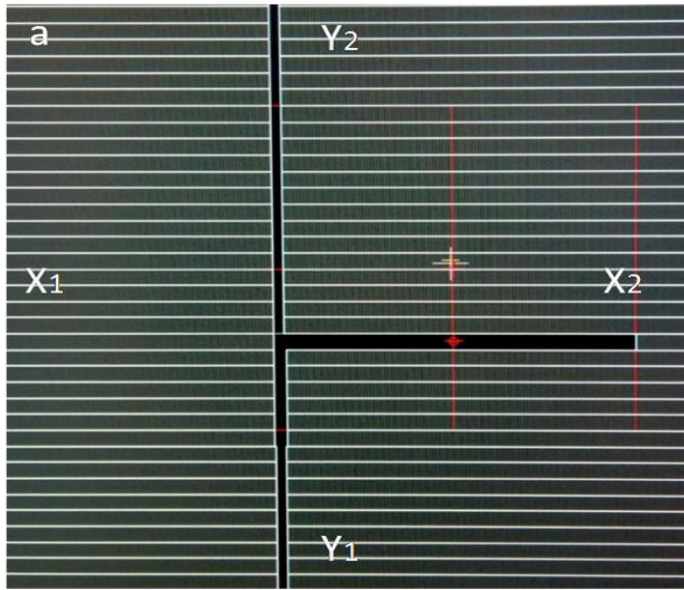
Kolimatör çeneleri sabit tutularak ÇYK'lerin 2 cm aralıklarla hareket etmesi sağlanmıştır.  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup> boyutlarında alan ve bu alan içerisinde  $2 \times 20$  cm<sup>2</sup> 10 adet segment oluşturulmuş ve her segmente 100 cGy doz planlanmıştır. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. TPS'de planlanan bu segmentler MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> film ışınlanarak ÇYK hareketi yönünde (X düzlemi boyunca) profil karşılaştırılması yapılmıştır (şekil 3.14).



Şekil 3.14. TPS'de oluşturulmuş alanların (3.segment) plan

### 3.2.1.4. In-plane penumbra testi

Çalışma da in-plane %80-%20 arası penumbra'yı ölçmek için 6 adet  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup> boyutlarında farklı alanlar oluşturulmuştur. İlk alanda tüm lifler kapalı durumda iken 21.lif (X<sub>2</sub> tarafı) tamamen açık durumdadır. Buna benzer sırasıyla 25, 28, 20 (Şekil 3.15), 16 ve 13.lif açık durumda diğer alanlar oluşturulmuştur. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmiştir. Alanlar 100 cGy'de OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanmış, Y eksenı boyunca doz profilleri elde edilmiş ve bu doz profilleri üzerinde %80-%20 aralığındaki penumbra hesaplanmıştır.



Şekil 3.15. In-plane penumbranın TPS'deki alan (20.lif) planı

### 3.2.1.5. Cross-plane penumbra testi

Bu test için 10 adet  $1 \times 20 \text{ cm}^2$  boyutunda alanlar oluşturulmuştur. Bu alanlar  $X_1$  yönünden  $X_2$  yönüne (soldan sağa) aralarında 1 cm mesafede hareket etmektedirler. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmiştir. Her alana 100 cGy doz uygulanmıştır. Cross-plane penumbra'daki değişim için hazırlanan 10 adet alandan 3, 5, 6 ve 8. alanlar OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> ışınlanarak incelenmiş ve yaprak hareketine yatay yönde doz profilleri elde edilmiştir. Bu doz profilleri üzerinde %80-%20 aralığındaki penumbra hesaplanmıştır.

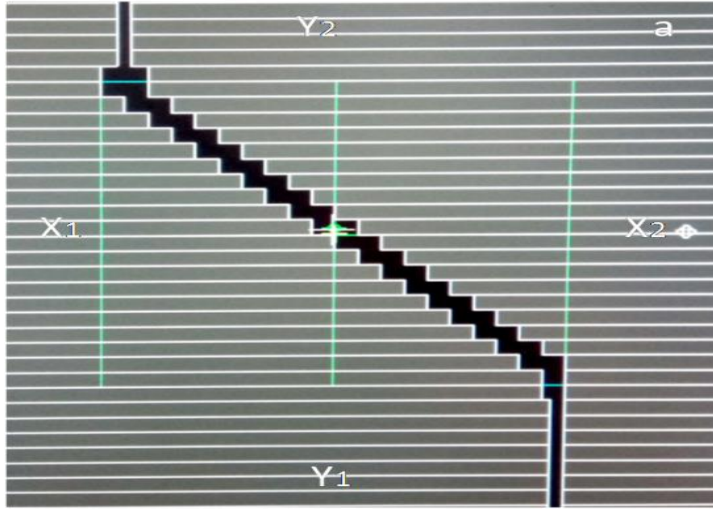


Şekil 3.16. Cross-plane penumbranın TPS'deki alan (3.alan) planı



### 3.2.1.6. Asimetrik alan testi

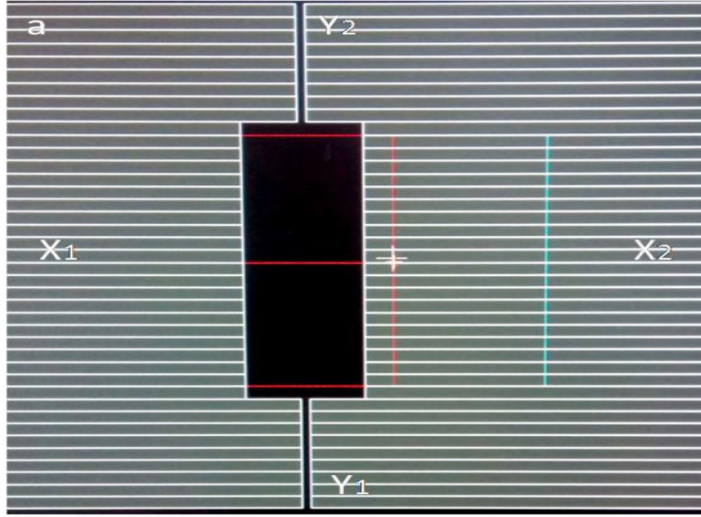
Bu test için  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup> boyutlarında bir alan oluşturulmuştur. Alan içerisindeki lifler merdiven şeklinde ayarlanmıştır. Alana planlanan doz 100 cGy'dir. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. Tek alan, tek segment asimetrik testinde, OmniPro MatriXX-gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasındaki doz farkı gama analizinde karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.17. TPS'de oluşturulmuş asimetrik alan (merdiven) planı

### 3.2.1.7. Azalan alanlar testi

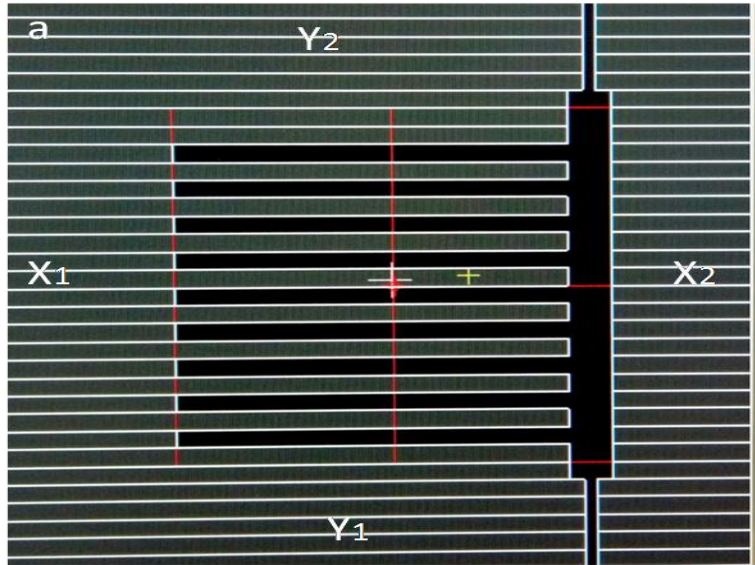
Bu test için  $4 \times 20$ ,  $8 \times 20$ ,  $12 \times 20$ ,  $16 \times 20$  ve  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup> boyutlarında 5 segmentli bir alan oluşturulmuştur. Her bir segmente verilen doz 20 cGy olup segmentler X<sub>2</sub> yönüne doğru (4 cm) açılarak büyümekte ve şekil 3.18'de gösterildiği gibi doz yoğunluğu azalmaktadır. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. Planlanan bu test OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanarak elde edilen veriler üzerinde profil ve gama analizi yöntemi ile karşılaştırması yapılmıştır.



Şekil 3.18. TPS'de oluşturulmuş azalan alanların (2.segment) planı

### 3.2.1.8. ÇYK girinti ve çıkıntı testi

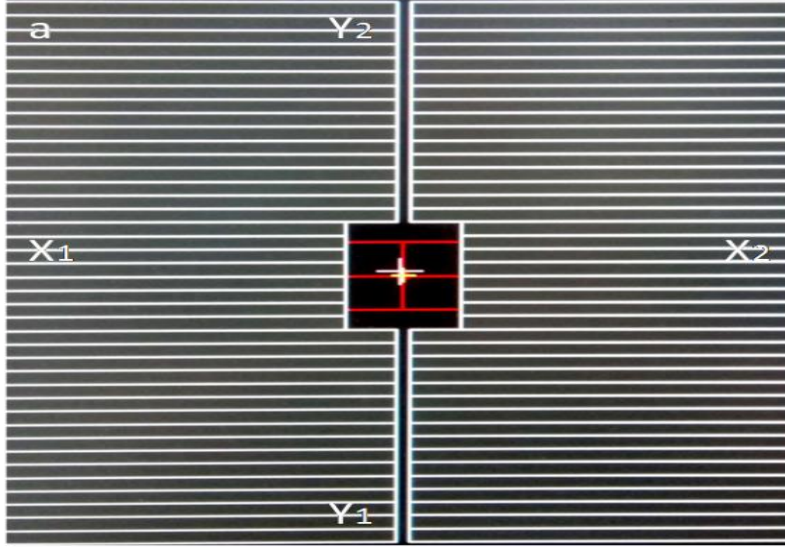
Bu testte girinti ve çıkıntı (Tongue&Groove) etkisinin YART alanı içindeki doz dağılımları üzerindeki etkisi incelenmektedir. Test için  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  boyutlarında bir alan oluşturulmuştur. Bu alan iki farklı segmente ayrılmaktadır. Her bir segmente 50 cGy doz verilmiştir. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanan iki segmentin Y eksenini doz profiline bakılmıştır ve daha sonra gama analizi yöntemiyle OmniPro MatriXX, gafkromik EBT<sup>3</sup> film verileri karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.19. TPS'de oluşturulmuş girinti-çıkıntı alan planı

### 3.2.1.9. Çoklu alan tek segment testi

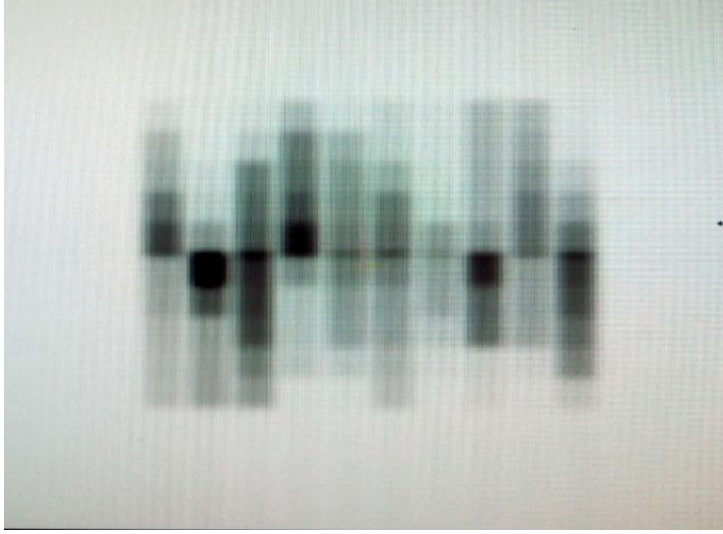
Bu testte çoklu alan ( $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$ ,  $8 \times 8$  ve  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>) tek segment ışınlanmasında her bir alana 100 cGy olacak şekilde toplam 600 cGy doz uygulanmıştır. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. TPS’de planlanan alanlar OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme uygulanarak değerlendirmeleri yapılmıştır.



Şekil 3.20. TPS’de oluşturulmuş  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>’lik kare alan planı

### 3.2.1.10. Yoğunluk ayarlı alan testi

$10 \times 10$  cm<sup>2</sup> boyutlarında bir alan ve daha sonra alan içinde 99 adet segment oluşturulmuştur. Bu alana toplam 200 cGy doz planlanmıştır. Her bir segment farklı doz yoğunluğuna sahiptir. Ölçüm düzeneği ve geometrik parametreleri (Şekil 3.22, 3.23) de gösterilmektedir. Çoklu segmente sahip alan OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanarak iki dozimetrik sistem arasındaki fark gama değerlendirme yöntemi ile incelenmiştir. TPS’de oluşturulan çok segmentli alan şekil 3.21’de gösterilmiştir.



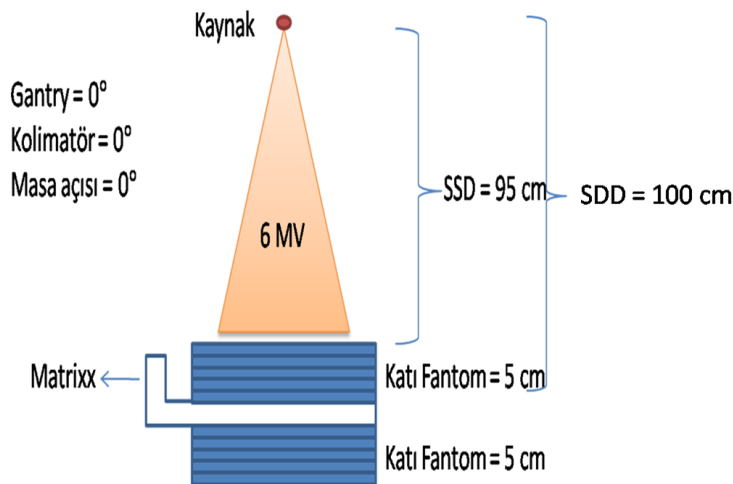
Şekil 3.21. Yoğunluk ayarlı-çok segmentli alanın TPS'deki görünümü

### 3.2.2. Test Ölçümleri

TPS'de oluşturulan testler, OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filmlere ışınıldı ve daha sonra bu iki dozimetrik sistem arasında, testlerin profil karşılaştırması ve gama analizi yapıldı.

#### 3.2.2.1. OmniPro MatriXX için ölçüm düzeneği ve ölçümleri

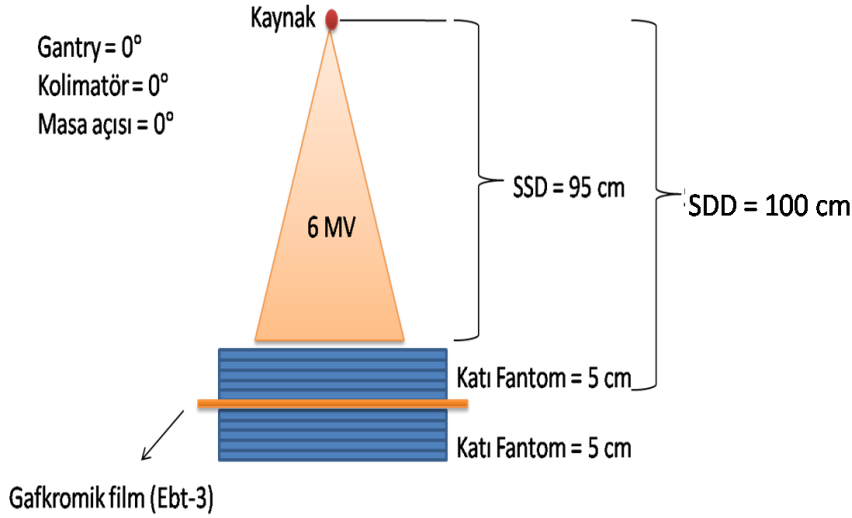
TPS'de hazırlanan; ÇYK sızıntı ve geçirgenlik, simetrik kare alanlar, ÇYK pozisyon doğruluğu (Bitişik kayan alanlar), in-plane penumbra, cross-plane penumbra, asimetric alan, azalan alanlar, ÇYK girinti ve çıkıntı, çoklu alan tek segment ve yoğunluk ayarlı alan testleri aşağıda gösterilen OmniPro MatriXX düzeneği kullanılarak ışınlama işlemleri yapılmıştır.



Şekil 3.22. OmniPro MatriXX için kurulmuş ölçüm düzeneği

### 3.2.2.2. Gafkromik EBT<sup>3</sup> film için ölçüm düzeneği ve ölçümleri

TPS’de hazırlanan; ÇYK sızıntı ve geçirgenlik, simetrik kare alanlar, ÇYK pozisyon doğruluğu (Bitişik kayan alanlar), in-plane penumbra, cross-plane penumbra, asimetrik alan, azalan alanlar, ÇYK girinti ve çıkıntı, çoklu alan tek segment ve yoğunluk ayarlı alan testleri aşağıda gösterilen Gafkromik EBT<sup>3</sup> film düzeneği kullanılarak ışınlama işlemleri yapılmıştır.



Şekil 3.23. Gafkromik EBT<sup>3</sup> filmi için kurulmuş ölçüm düzeneği

### 3.2.3. Linak kalibrasyonu için output ölçümü

Linak kalibrasyonu için şekil 3.24’te gösterilen düzenek kurulmuştur. Protokol 398’e göre  $TPR_{20,10} < 0,7$  ise 10 ya da 5 cm derinlikte,  $TPR_{20,10} > 10$  cm de ölçüm alınması gerekmektedir. TRS 398 ve TG 21 protokolleri göz önünde bulundurularak FC65-P silindirik iyon odası 10 cm derinlikte su eşdeğeri katı fantomların arasına yerleştirilmiş,  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> boyutlarında alan oluşturulmuştur. İyon odası ve elektrometre arasındaki bağlantılar yapılmış sıcaklık, basınç değerleri kaydedilmiş, 3.1 bağıntısında gösterildiği gibi sıcaklık basınç düzeltmesi yapılmış ve 3.2 bağıntısında gösterildiği gibi radyasyon demet kalitesi için düzeltme faktörü  $k_Q$  kullanılarak soğrulan doz hesaplanmış ve kalibre edilmiştir.

$$C_{tp} = \frac{273,16+T}{273,17+T_0} \frac{P_0}{P} \quad (3.1)$$

$C_{tp}$ : Sıcaklık basınç düzeltme faktörü

P: Basınç

T: Sıcaklık

$T_0$ : Normal koşullardaki sıcaklık

$P_0$ : Normal koşullardaki basınç

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} k_{Q,Q_0} \quad (3.2)$$

$D_w$  : Soğrulan doz değeri,

$M_Q$ : Elektrometreden okunan değer

$N_D$ : İyon odası kalibrasyon faktörü

$k_{Q,Q_0}$ : Referans demet kalitesi



**Şekil 3.24.** Linak kalibrasyonu için output ölçüm düzeneği (AEAHI 2018).

## 4. BULGULAR

### 4.1. Linak Kalibrasyonu için Output Ölçümü

Çizelge 4.1. Linak kalibrasyonu için alınan output ölçümleri

Sıcaklık (T) = 20 C°	Basınç (P) = 1,003 Pa	Ctp = 1,010
----------------------	-----------------------	-------------

Enerji: 6 MV	N <sub>D, w, Q0</sub> kQ, Q0: 47,626	D <sub>w</sub> (%dd): 67,50
--------------	--------------------------------------	-----------------------------

M <sub>0</sub>	14,05	M <sub>1</sub>	14,04	M <sub>2</sub>	14,05	M <sub>3</sub>	14,05	M <sub>4</sub>	14,03	M <sub>5</sub>	14,05
M <sub>6</sub>	14,05	M <sub>7</sub>	14,05	M <sub>8</sub>	14,04	M <sub>9</sub>	14,05	M <sub>ort</sub>	14,05	D <sub>w</sub>	67,54

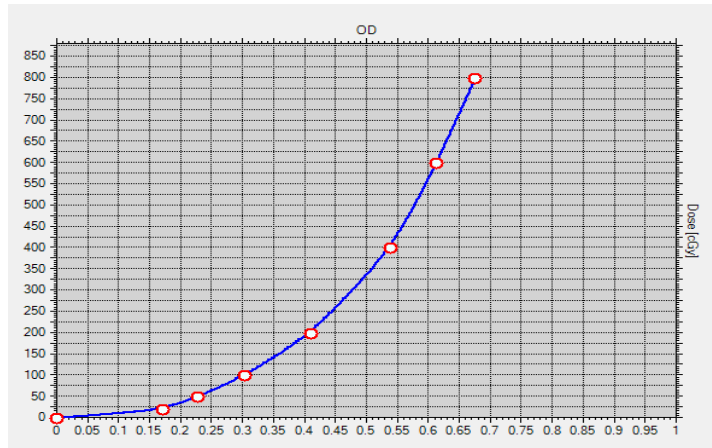
$$67,50 - 67,54 = \% \text{ değişim } (\pm) = -0,12$$

M-nin doz ölçüm birimi mGy'dir.

Çizelge 4.1'de görüldüğü gibi M<sub>Q</sub> 10 defa ölçülmüş, ortalaması hesaplanmış ve D<sub>w</sub> formülünde hesaplanan değerler yerine yazılarak olması gereken D<sub>w</sub> değerinden çıkarılarak % fark bulunmuştur. Bulunan % fark uyumludur.

### 4.2. Film Kalibrasyon Eğrisi

20, 50, 100, 200, 400, 600 ve 800 cGy dozlarda ışınlanan filmler film tarayıcısı ile taranarak yazılım ortamına aktarılmıştır. Daha sonra optik yoğunluk (OY) değerleri ile ışınlanan doz değerleri karşılaştırılarak film kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir (şekil 4.1).



Şekil 4.1. Film kalibrasyon eğrisi

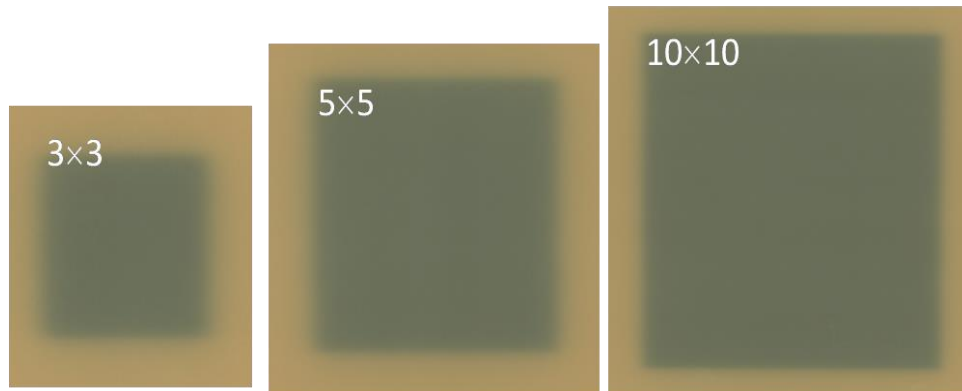
### 4.3. ÇYK Sızıntı ve Geçirgenlik Testi

**Çizelge 4.2.** OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasındaki sızıntı ve geçirgenlik yüzde değerleri

	OmniPro MatriXX		EBT <sup>3</sup> Film	
	Lif Sızıntı (%)	Lif Geçirgenlik (%)	Lif Sızıntı (%)	Lif Geçirgenlik (%)
1a/2a	2,8	2,6	2,5	2,2
1b/2b	3,2	2,7	2,7	2,4
1c/2c	2,8	2,4	2,4	2,3
1d/2d	2,5	2,3	2,3	2,1

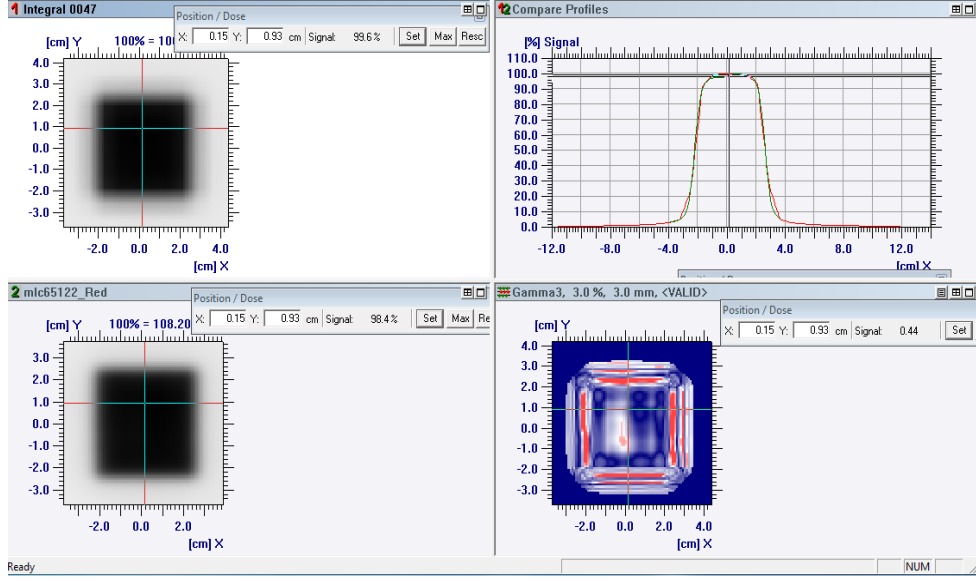
Çizelge 4.2’de görüldüğü gibi, OmniPro MatriXX ölçümlerinde sağ ve sol ÇYK’lerdeki geçirgenlik ve ÇYK’ler arasındaki sızıntı testleri birbiriyle uyumlu bulunmuştur. OmniPro MatriXX arasındaki ortalama sızıntı ve geçirgenlik değerleri sırasıyla %2,8 ve %2,5 bulunurken, EBT<sup>3</sup> film için sızıntı ve geçirgenlik değerleri sırasıyla %2,5 ve %2,3 bulunmuştur. Sonuçlara göre EBT<sup>3</sup> film ölçümlerinin geçirgenlik ve sızıntıyı daha iyi algıladığı görülmüştür. Sol ve sağ taraftaki ÇYK sızıntı ve geçirgenlik testleri karşılaştırıldığında sırasıyla ortalama %2,9 ve %2,5 aralığında her iki taraftaki sonuçlar birbirleriyle uyumludur.

### 4.4. Simetrik Kare Alanlar Testi



**Şekil 4.2.** Gafkromik EBT<sup>3</sup> filme ışınlanmış alanların görünümü





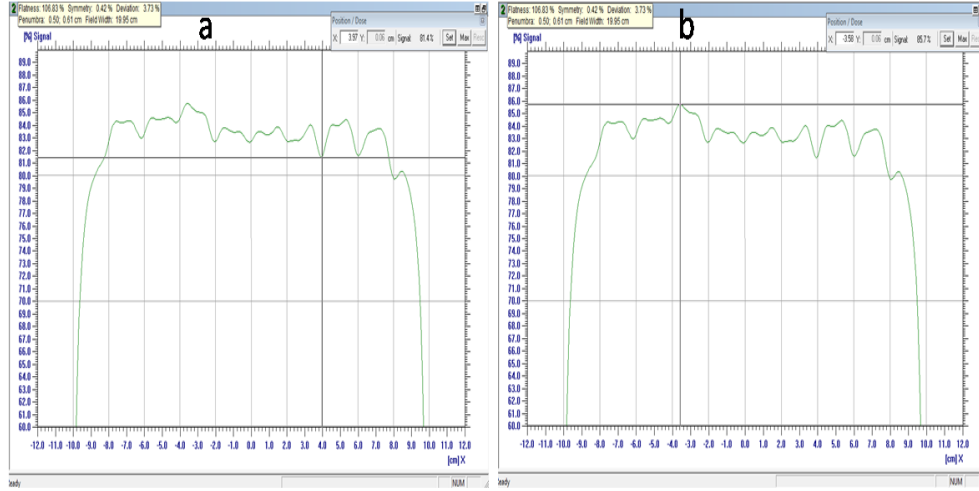
**Şekil 4.3.** Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasında yapılan gama analizi karşılaştırması

**Çizelge 4.3.** OmniPro Matrixx-EBT<sup>3</sup> film gama analizi sonuçları

Alanlar (cm <sup>2</sup> )	Omnipro MatriXX-EBT <sup>3</sup> film (%)
10×10	99,05
5×5	99,13
3×3	99,47

Omnipro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film gama analizi karşılaştırmaları sonuçları çizelge 4.3'te gösterilmektedir. Gama analizi kriterleri sırasıyla %3 ve 3 mm seçilmiştir. MatriXX-Film arasındaki fark büyük bulunmuştur. Bunun nedeni şekil 4.3'te görüldüğü gibi alan kenarlarından kaynaklanmaktadır.

#### 4.5. ÇYK Pozisyon Doğruluğu Testi (Bitişik Kayan Alanlar)



Şekil 4.4. X eksenı boyunca profil taraması (Gafkromik EBT<sup>3</sup> film)

Gafkromik EBT<sup>3</sup> film ölçümlerinde, X eksenı boyunca profil tarandığında (Şekil 4.4a b) de görüldüğü gibi minimum ve maksimum değerler sırasıyla %81,4 ve %85,7 bulunmuştur. OmniPro Matrixx ölçümlerinde X eksenı boyunca profil tarandığında ise minimum ve maksimum değerler sırasıyla %91 ve %95 olarak elde edilmiştir. OmniPro MatriXX-EBT<sup>3</sup> film karşılaştırmasında, minimum ve maksimum ölçüm değerlerinin farkı sırasıyla %4,2 ve %5 olarak elde edilmiştir.

#### 4.6. In-Plane Penumbra Testi

Çizelge 4.4. Y ekseninde elde edilmiş doz profillerindeki %80-%20 aralığındaki penumbra değerleri

In-plane Penumbra	OmniPro MatriXX (%)		EBT <sup>3</sup> film (%)	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Yaprak numarası				
20	0,53	0,62	0,31	0,33
25	0,56	0,53	0,32	0,33
28	0,59	0,54	0,33	0,33

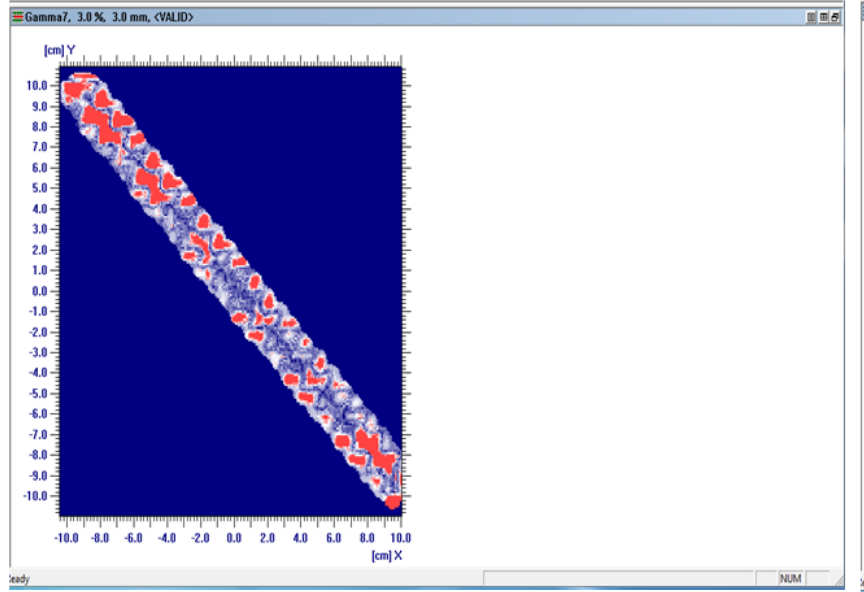
Çizelge 4.4'te gösterildiği gibi OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> filminde %80-%20 aralığındaki penumbra sonuçları elde edilmiştir.

#### 4.7. Cross-Plane Penumbra Testi

Çizelge 4.5. %80-%20 aralığında penumbra için elde edilmiş sonuçlar

Cross-plane Penumbra	OmniPro MatriXX (%)		EBT <sup>3</sup> film (%)	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Merkez 3 cm üstü	0,86	1,05	0,48	0,58
Üst merkez	0,63	0,55	0,52	0,58
Alt merkez	0,73	0,99	0,53	0,52
Merkez 3 cm altı	0,57	0,64	0,52	0,52

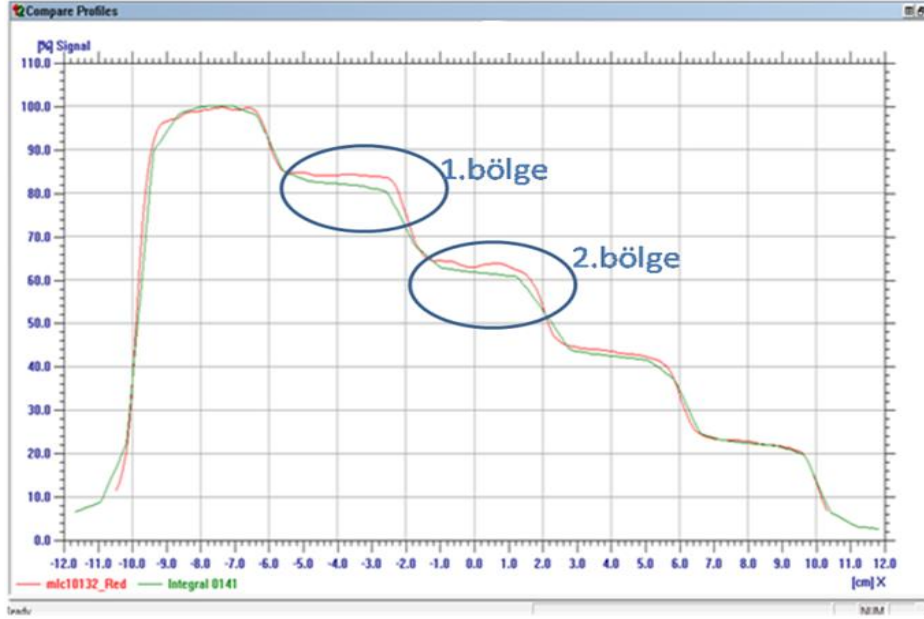
#### 4.8. Asimetrik Alan Testi



Şekil 4.5. Asimetrik alan testi için OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasındaki gama analizi karşılaştırması

Elde edilen gama değerlendirme sonuçları OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasında %95,38 olarak bulunmuştur. Gama değerlendirme şekil 4.5'te görüldüğü gibidir.

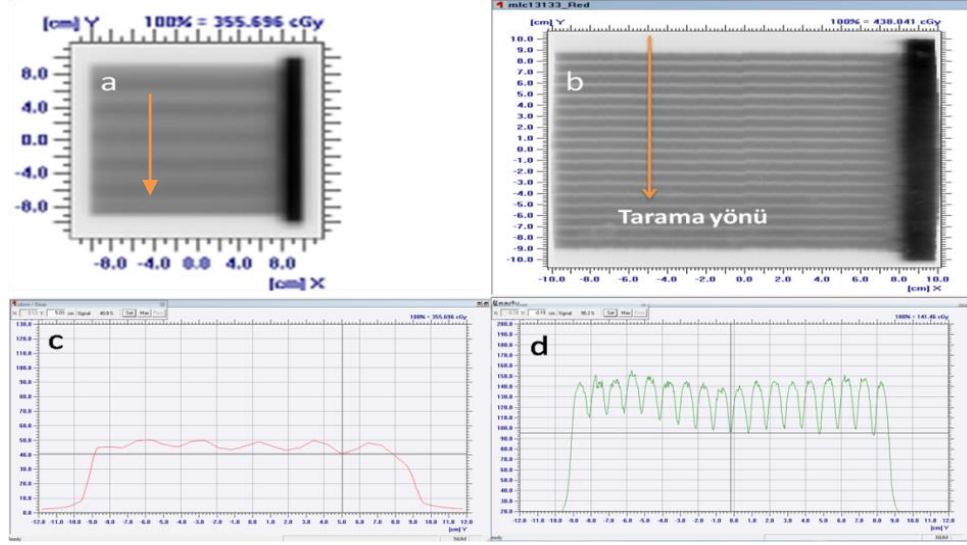
#### 4.9. Azalan Alanlar Testi



Şekil 4.6. OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film profil karşılaştırması

Bu testte X eksenini boyunca profil karşılaştırması yapılmıştır. Karşılaştırma sonucu OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasındaki fark %92,76 bulunmuştur. Şekil 4.6'daki profil karşılaştırmasına bakıldığında 1. ve 2. bölgede profiller arasında farklar mevcuttur. Oluşan bu farklar yüksek gradyentli doz bölgelerinden kaynaklanmaktadır. Bu doz bölgelerinde filmin yüksek çözünürlüğü önplana çıkmıştır. Aşağıdaki diğer bölgelere inildikçe farkların kapandığı görülmektedir.

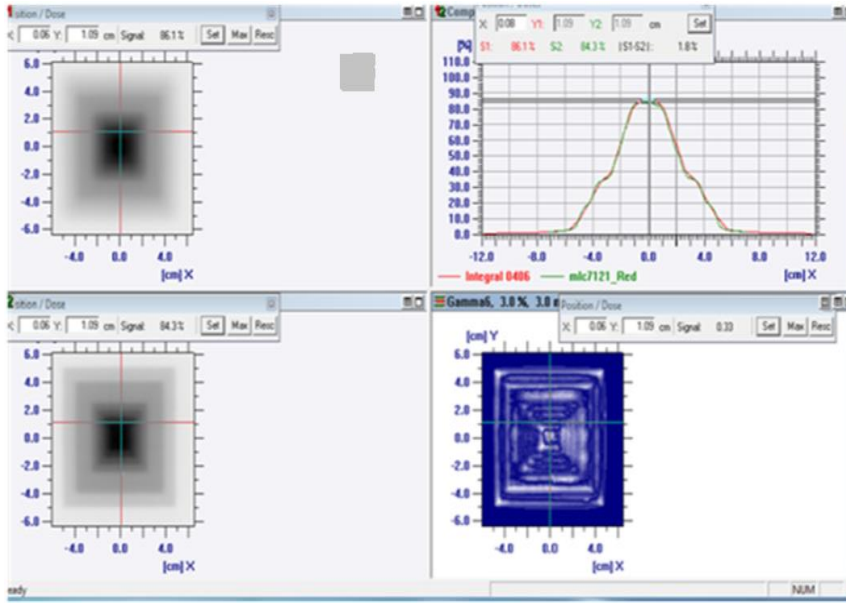
#### 4.10. ÇYK Girinti ve Çıkıntı Testi



Şekil 4.7.a) Işınlanmış OmniPro MatriXX görüntüsü; b) Işınlanmış EBT<sup>3</sup> film görüntüsü; c) OmniPro MatriXX; d) EBT<sup>3</sup> filmindeki Y yönündeki profil taramaları

ÇYK girinti ve çıkıntı testinde OmniPro MartiXX'deki profil taramasında maksimum ve minimum noktalar arasındaki fark %18, gafkromik EBT<sup>3</sup> filmindeki profil taramasında ise maksimum ve minimum fark %34 bulunmuştur.

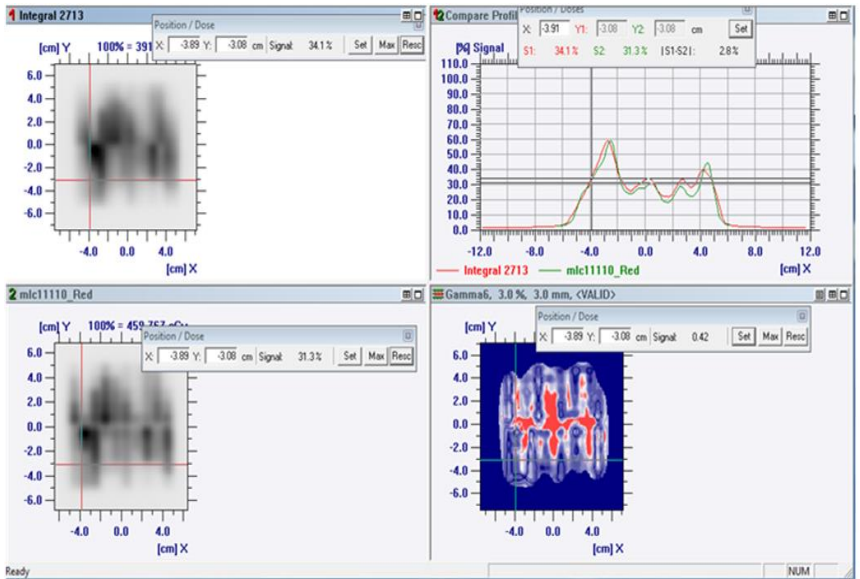
#### 4.11. Çoklu Alan Tek Segment Testi



Şekil 4.8. OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film profil karşılaştırmaları

Bu testte Şekil 4.8’de gösterildiği gibi OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film, karşılaştırılması yapılmıştır. Gama değerlendirilmesi sonuçları %99,2 bulunmuştur.

#### 4.12. Yoğunluk Ayarlı Alan Testi



Şekil 4.9. OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film karşılaştırılması

Bu testte Şekil 4.9’da gösterildiği gibi OmniPro MatriXX-Gafkromik EBT<sup>3</sup> film arasında gama değerlendirmesi yapılmıştır. Gama değerlendirilmesi sonucu %97,10 olarak bulunmuştur.

## 5. TARTIŞMA

Yoğunluk ayarlı ve çoklu segmente sahip yüksek enerjili X ışınlamalarında, cihazın geometrik ve dozimetrik karakterini doğru tespit etmek ve tedavi planlama sistemlerine doğru tanıtmak önemlidir. Tüm verilerin kontrolü için vazgeçilmez olan en önemli koşul ise doğru dozimetrik sistemin her aşamada kullanılmasıdır.

Çalışmada, küçük hacme sahip iyonizasyon odası ile doku eşdeğeri olan su ortamında ölçüm rölatif ve soğrulan doz ölçümlerinin alınması ve tedavi planlamasına girilmesinin ardından, çalışmada kullanılan planlar oluşturulmuştur. %80-%20 aralığındaki penumbra, ÇYK girinti-çıkıntı etkisi, ÇYK pozisyonlarının hareket halindeki değişim doğruluğu, kare alanlarda değişimi çoklu alan tek segment ve tek alan çoklu segment testlerinde iki dozimetrik sistem karşılaştırılmıştır. Ayrıca ÇYK'lerin geçirgenliği ve ÇYK aralarındaki doz sızıntısının dozimetrik sistemlere göre farkı sızıntı ve geçirgenlik değerleri karşılaştırılarak bulunmuştur. ÇYK sistemlerin geçirgenliği ve lifler arasındaki sızıntı değerlerinin TPS'lerde yer alması önemlidir. Bu değerler ÇYK sistemlerinin kolimatör kafasındaki yerleşimine, lif uçlarının şekline göre değişir. Ayrıca alan başına sızıntı miktarı yaprak dizilimine göre de değişebilir. Hug ve arkadaşları tarafından Elekta ÇYK yerleşiminde lifler arası sızıntı ortalama %2-%2,5 ve geçirgenlik %1,6-%1,9 aralığında değiştiği bulunmuştur.

Çalışmadaki sonuçlar literatürle uyumludur. Ayrıca gafkromik EBT<sup>3</sup> film ölçümlerinin sonuçları OmniPro MatriXX ölçümlerinin sonuçlarına göre literatürle daha uyumlu bulunmuştur. Bununla beraber lifler arası sızıntı ve lif geçirgenliğinin her bir lif için aynı olmadığı görülmüştür.

Konformal terapi için, penumbradaki yanlılıkların modellemedeki etkisi genellikle hedef hacmin dışını kapsayan bölgede belirgindir. YART ise birçok segmentten oluşur. Bu nedenle, modelleme yanlılıkları daha etkili hale gelmektedir. Ezzell ve arkadaşları iyonizasyon odaları ile ölçümlerde, 3 mm'den büyük iç çapa sahip detektörler %80-%20 aralığındaki penumbra genişliğinin yüksek bulunacağını bildirmiştir. Bu sebeple %80-%20 aralığındaki penumbra ölçümlerinde küçük hacimli iyon odaları veya filmlerin kullanılması önerilmektedir. %80-%20 aralığındaki penumbra ölçümlerinde, Das ve arkadaşlarının 5 ile 35 cm<sup>2</sup> alanlar için yaptıkları çalışmada %80-%20 aralığındaki penumbra değerleri 7,5-1 cm aralığında bulunmuştur.

Bizim çalışmamızda ise, Bayouth ve arkadaşlarının 10x10 cm<sup>2</sup> alanda yaptığı çalışmaya göre %80-%20 aralığındaki penumbra 0,37 cm bulunmuştur. Çalışmamızda %80-%20 aralığındaki penumbra değeri bu çalışmayla uyumlu bulunmakla beraber, MatriXX ölçümlerinin doğru sonucu vermediği görülmektedir.

ÇYK pozisyonlarının doğrulanmasında, LoSasso ve arkadaşları Lif pozisyon doğruluğunda kayan alanlar testi uygulanmıştır. Bu testte lif pozisyonlarının doğruluğu sorgulanmıştır.

Çalışmada, aynı teknik ile oluşturulan alanlar OmniPro MatriXX ve gafkromik EBT<sup>3</sup> film'de ışınlanarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Lifler arasında 0,5 mm pozisyon farkının bazı durumlarda dozda %5'lik bir farka sebep olduğu bilinmektedir. ÇYK lif pozisyonlanmasında 0,2 mm'lik bir fark kabul edilebilmektedir. Çalışmada, pozisyon



doğrulama testinin her iki dozimetrik sistem arasında %16'lık bir farka sebep olduğu görülmüştür.

Girinti ve çıkıntı, bitişik alanlardaki sızıntıyı azaltmak için tasarlanmıştır. Elekta'da T&G etkisi ÇYK – X ışını kaynağı arası uzaklık kısa olduğu için artmaktadır.

Hug ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptığı çalışma da T&G etkisi linakta, %30 olarak bulunmuştur. Fakat alan sayısı ve segment sayısı artıkça bu etkinin %1,5'e kadar düştüğü bulunmuştur. Bizim çalışmamızda bu etki film ile %34 bulunmuş iken MatriXX ile %18 bulunmuştur. Bu veriler tek alan tek segment için geçerlidir. Çalışmada, girinti çıkıntı etkisinin OmniPro MatriXX değerlendirmesinde görülmediği fakat gafkromik EBT<sup>3</sup> film ölçümlerinde gerçeği yansıttığı bulunmuştur.

Çoklu segment ölçümlerinde, Palta ve arkadaşları yüksek doz ve yüksek doz değişimi bölgelerinde %10 ve düşük doz-düşük doz değişim bölgelerinde %4'lük bir değişimin kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir. Bizim kriterlerimiz %3 aralığında değerlendirdiği için bu bölgelerdeki doz değişimleri de gafkromik EBT<sup>3</sup> film ile daha net görülebilmekle birlikte OmniPro MatriXX ile arasındaki değişim kabul edilebilir sınırlardadır.

## 6. SONUÇLAR

Yoğunluk ayarlı radyasyon ışınlamalarında, cihazın fiziksel ve dozimetrik özelliklerini en doğru yansıtan dozimetrik sistemler seçilmelidir. Kullanılan dozimetrik sistemlerin iki boyutlu doz analizi yapması önem arz etmektedir. Bu dozimetrik sistemlerin seçilmesinde, aynı zamanda maliyet, insan gücü ve cihazda bulunma zamanında önemli olmaktadır. Ayrıca bu dozimetrik sistemlerin tekrar kullanılabilirliği göz önünde bulundurulmalıdır. Lineer hızlandırıcı cihazlarının kullanımı öncesi hazırlık evresinde ve rutin kullanımı esnasında uygun dozimetrik sistemlerin kullanımı önem kazanmaktadır. Çalışmada yer alan sonuçlara göre %80-%20 aralığındaki penumbra ölçümü, ÇYK sızıntı ve geçirgenlik, simetrik kare alanlar, ÇYK pozisyon doğruluğu (Bitişik kayan alanlar), in-plane penumbra, cross-plane penumbra, asimetrik alan, azalan alanlar, ÇYK girinti ve çıkıntı, çoklu alan tek segment ve yoğunluk ayarlı alan ölçümlerinde gafkromik EBT<sup>3</sup> filmlerin seçilmesi gerektiği, nedeni ise filmlerin MattiXX'e göre daha iyi çözünürlük sağlamasıdır. MatriXX'in çözünürlük sağlaması bakımından filmde dezavantajlı olmasının nedeni, içerisinde sınırlı sayıda detektör bulunması ve her bir detektör arasındaki mesafenin 0,762 mm olmasıdır. Ayrıca yapılan çalışmada gafkromik EBT<sup>3</sup> filmlerinin yoğunluk ayarlı ışınlama alanlarındaki yüksek ve düşük gradientli doz bölgelerinde daha iyi çözünürlük sağladığı bulunmuştur. Fakat rutin kontrollerde gerçek film verilerinden haberdar olarak MatriXX dozimetrik sistemi ile devam edilebileceği bulunmuştur. Fakat, cihazda ilgili parka değişimleri veya kalibrasyon değişimleri yapıldığında yine filmlerle ilk kontrolün yapılması özellikle yoğunluk ayarlı ve çoklu segment ışınlamalarda önemli hale gelmektedir.

Film seçiminde, kimyasal ve banyo işlemleri gibi belirsizlikleri olmayan gafkromik filmlerin seçilmesi uygun olacaktır. Aynı zamanda gafkromik Ebt filmler yüksek uzaysal çözünürlüğe ve hassasiyete sahiptirler, tepkileri foton enerjisinden bağımsızdır ve bunların okunması nispeten ucuz bir ekipmanla gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, tekrarlanabilir ve yüksek hassasiyetli sonuçlar elde edilecekse, filmlerin kullanımı ve okunması için çok sıkı bir protokolün kullanılması önemlidir.

## 7. KAYNAKLAR

- Klein, E.E. vd. 2009. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Am. Assoc. Phys. Med.* Vol. 36, No. 9:4212-4198
- Oxenber, J. and Kane, JM. 2014. The role of radiation therapy in melanoma. *Surg Clin North Am*, 94(5):1031-47
- Das, I.J. vd. 2008. Accelerator beam data commission in gequipmentand procedures, Report of the TG-106 of the AAPM. *Medical physics*, 35(9): 4186-4215.
- Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Klein E., Lossaso, T., Low, D., Mah, K. and Yu, C. 2001. Basic applications of multileaf collimators. Published for the AAPM by Medical Physics Publishing Report No:72
- Klein, E. vd 2009. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Medical physics*, 36(9): 4197-4212.
- Jamil, K., Asim, M., Irfat, M. and Manzoor, S. 2014. Theoretical Determination and Experimental Verification of Transport Index of Rectangular Shaped Radioactive Containers. *World Journal of Nuclear Science and Technology*, 4: 73-80.
- Alber, M. vd. 2008. Guidelines for the verification of IMRT. *ESTRO Mounierlaan 83/12-1200 Brussels Belgium*, 1:(16),1-127
- Niroomand–RAD, A. vd. 1998. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. *Medical physics*, 2095-2112.
- Devic, S. 2011. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Physica Medical*, 122-34.
- Buonamico, F.B., Compaquucci, A., Marrazzo, L., Russo, S. and Bucciolini, M. 2007. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Medical physics*, 1372-1379.
- Low, D.A. and Dempsey, J.F. 2003. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*, 2455-2464.
- Depuydt, T. vd. 2001. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology*, 62 (2002), 310–319
- Thwaites, D.I. 2006 Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Phys Med Biol.*; 51: 343-62.
- Khan, F.M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins
- Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Klein, E., Losasso, T., Low, D., Mah, K., and Yu, C. 2001. Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50, American Association of Physicists in Medicine.
- Schegel, W., Bortfeld, T., Grosu, A.L. 2006. *New Technologies in Radiation Oncology*. Verlag Berlin: Springer; 257-266.

- Butson, M.J., Yu, P.K., Cheung, T. 2003. Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film. *Phys Med Biol*; 48: 247-57.
- Palta, JR., Ezzell, G.A., Galvin, JM., Low, D., Rosen, I., Sharpe, MB. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.*: 30 (8).
- Agulnik, M. 2012. Head and Neck Cancer. Editor: Puataweepong P, *Advanced Radiation Therapy for Head and Neck Cancer: A New Standard of Practice*, 1st Edition, Intech, Thailand, pp. 232-235.
- Clifford, KS., Chao, MD. 2004. *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*. Williams&Wilkins, 2nd Edition, Lippincott 1-28.
- Galvin, JM., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao.2004. Y. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic radiology and Oncology and the American Association of physicists in Medicine. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys*,58(5), 1616-1634.
- Podgorsak, E.B. Department of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada M.B. Podgorsak Department of Radiation Medicine, IAEA book; Roswell Park Cancer Institute, Buffalo, New York, United States of America: Chapter 15; *Special Procedures and Techniques in Radiotherapy*, 505-548
- Khan, FM. 2003. *The Physics of radiation therapy*. 3rd ed. Minnesota: Williams&Wilkins.
- Webb, S. 2001. *Intensity Modulated Radiation Therapy*. Bristol: Institute of Physics Publishing; 270-278.
- Hounsell, A.R., Jordan, T. J. 1997. Quality control aspects of the Philips multileaf collimator. *Radiotherapy and Oncology* 45 p. 225–233.
- Huq, M.S., 2008. A method for evaluating quality assurance needs in radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71 p.
- Budgell, G. J., 2005. Quantitative analysis of patient-specific dosimetric imrt verification. *Physics in Medicine and Biology*, 50, p.
- Losasso, T., 2003. *Quality assurance of IMRT. A practical guide to intensity modulated radiation therapy*. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Ertürk, M.E. 2008. Film Dozimetre ve iki Boyutlu iyon Odası Kullanılarak Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları ile karşılaştırılması
- Khan, F.M. 2010. PhD Title: *Physics of Radiation Therapy, The, 4th Edition* part 1
- İnal, A. 2011. Yüksek enerjili X ışınları üreten lineer hızlandırıcı (Linak) ünitesinde radyasyon doz ölçümleri. Doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta

- Greene, D. and Williams, P.C. 1997. Linear accelerators for radiation therapy. 2nd Ed. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Pub.
- Ting, J. 2005. Intensity Modulated Radiation Therapy. BC Decker Inc, London
- Zijtveld, M.V., Dirkx, M.L.P., Boer, H.C.J. and Heijmen, B.J.M. 2006. Dosimetric pretreatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience. Radiotherapy and Oncology, pp. 81.
- Ahluwalia, B., Saini, D.S. 2004. IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of detectors. AMPI Conference. New Delhi.
- Schneider, F., Polednik, M., Wolff, D., Steil, V., Delana, A. and Wenz, F. 2009. Optimization of the Gafchromic EBT protocol for IMRT QA. Medical Physics, 19(1), 29-37
- Harms, W.B., Low D.A., Wong, J.W., Purdy, J.A. 1998. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. Medical Physics, 25(10):1830-1836
- Low, D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy, J.A., 1998. A Technique for the Quantitative Evaluation of Dose Distributions. Med Phys. 25: pp. 656-661.
- Low, D.A., Dempsey, J.F. 2003. Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method. Med Phys. 30: pp. 2455-2464.
- Depuydt, T., Vanesch, A., Huyskens, D.P. 2002. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. Radiotherapy and Oncology, 62:309-319.
- Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. 2005. Elekta Limited.  
<https://epson.com/Clearance-Center/Scanners/Epson-Expression-11000XL--Photo-Scanner/p/E11000XL-PH>
- Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009-PTW-Freiburg- #25
- User Manual of IMRT MatriXX. Scanditronix Wellhöfer- Germany, 2003
- Chandraraj, V., Esquivel, C., Papanikolaou, N. 2011. Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Volume:12 Number:2
- Huq, MS., Das, IJ., Steinberg. T., Galvin, JM. 2002. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys Med Biol 47: No:159–170.
- Ezzell, GA., Galvin, JM., Low, D. et al. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. Med Phys. 30: 2089–2115.
- Das, I.J., Desobry, G.E.S., McNeeley, W.E.C., Cheng, and Schulth-eiss, T.E. 1998. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med. Phys. 25, 1676–1684.

- Bayouth, J.E. and Morrill, S.M. 2002., 2003. MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications. University of Texas Medical Branch, Department of Radiation Oncology, Galveston, Texas.
- Losasso, T., Chui, CS., Ling, C.C. 2001. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensitymodulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *MedPhys.* 28: 2209–2219.
- Huq, M.S. 2008. A method for evaluating quality assurance needs in radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71 pp.170-173
- Ezzel G., Galvin J., Low D., Palta J., Rosen I., Sharpe M., Xia P., Xiao P., Xing L., Yu C. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Medical Physics* 30(8) pp. 2089-2115.
- Andreo, P., Burns, D.T., Hohlfeld, K., Huq, M.S., Kanai, T., Laitano, F., Smyth, V. and Vynckier, S. 2006. IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna, Austria.
- Chui C., Spirou S., LoSasso T. 1996. Testing of dynamic multileaf collimation. *Medical Physics.* pp. 635-641

## ÖZGEÇMİŞ

**KADİR DAĞ**

**kadirdaggg@gmail.com**



## ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2015-2018	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2011-2015	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya

## MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Medikal Fizik Stajyeri	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi
2016- Devam Ediyor	Rasyasyon Onkolojisi Ünitesi