

**T.C.**

**AHI EVRAN ÜNİVERSİTESİ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER  
HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZININ KAFA  
YAPISINDA BULUNAN MONİTÖR İYON ODASININ  
YAPILMASI GEREKEN YILLIK KALİTE KONTROL  
TESTLERİNİN UYGUNLUĞUNUN TESPİTİ**

**Tuğba ŞAHİNER**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**KIRŞEHİR**

**ARALIK 2012**

**T.C.**

**AHI EVRAN ÜNİVERSİTESİ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER  
HIZLANDIRICI TEDAVİ CİHAZININ KAFA  
YAPISINDA BULUNAN MONİTÖR İYON ODASININ  
YAPILMASI GEREKEN YILLIK KALİTE KONTROL  
TESTLERİNİN UYGUNLUĞUNUN TESPİTİ**

**Tuğba ŞAHİNER**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FİZİK ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Mustafa KURT**

**KIRŞEHİR**

**ARALIK 2012**

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma jürimiz tarafından Fizik Anabilim Dalında YÜKSEK LISANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan Prof. Dr. Mustafa KURT



Üye Doç. Dr. Sıtkı EKER



Üye Doç. Dr. Abdullah YILDIZ



Onay

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylıyorum.

.../.../20...

Doç. Dr. Mahmut YILMAZ

Enstitü Müdürü

## **ÖZET**

**Bu tez çalışmasında Siemens marka, On çor Empresyon Plus M5395model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının kafa yapısında bulunan monitör iyon odası yıllık kalite kontrol testlerinden olan tekrarlanabilirdik, doğrusallık ve tedaviyi verilen monitor unitte durdurma yetkisi British Journal of Radiology (BJR) referansı ile incelenmiştir. Bu testlerin uluslararası standardı olan limit değeri tespitinde end effect için iki ışınlama metodu kullanılarak alınan ölçümlere göre hesaplama yapılmıştır. Radyasyon veriminin değişmezliği, kısa ve uzun dönem kararlılığı da teorik olarak hesaplanmıştır. Yapılan bu çalışmanın sonucunda alınan verilerin uluslararası standartlara uygun olduğu tespit edilmiştir.**

**Anahtar Kelimeler: Monitör iyon odası, kalite kontrol, elektron, x ışınları, radyasyon kazası**

## **ABSTRACT**

**In this thesis study Monitor Ionization Chamber which is contained in Siemens brand, Oncor Impression Plus model linear accelerator's head structure which is available was examined in repeatability, linearity and authority of stopping treatment on given monitor unit by the reference of British Journal of Radiology (BJR). Calculation of limit value evaluation which is international standard of these tests was done according to received measurement with using two teleportation methods for end effect. Constancy of radiation and productivity of short and long term stability were calculated theoretically. As a result of this study, it is established that the received data are relevant for international standards.**

**Key Words: Monitor ion chamber, quality control, elektron, x beam, radiation accent**

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmama öncülük eden, hoşgörüsünü, eşsiz bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Mustafa KURT 'a,

Medikal fizik alanında kendimi geliştirmeme büyük katkı sağlayan bilgi ve deneyimleri ile her zaman desteğini hissettiğim Sayın Fiz. Müh. Mustafa TUNÇ 'a, Fizikçi Fatih Çağlar KAHRAMAN 'a, deneyimlerini benimle paylaşan radyoterapi ünitesi hekimlerine, stajyer arkadaşlarıma ve “Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi” radyoterapi ünitesi çalışanlarına,

Hayatım boyunca her konuda maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, öncelikle sevgili babam ve annem başta olmak üzere, ablalarım Nilüfer CÜLCÜLOĞLU ve Nilay Karabacak'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZ</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>iii</b>
<b>TABLolar</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİLLER</b> .....	<b>x</b>
<b>RESİMLER</b> .....	<b>xi</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>xii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. KURAMSAL TEMELLER</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1. RADYASYON</b> .....	<b>3</b>
2.1.1 İyonize Olmayan Radyasyon: .....	<b>3</b>
2.1.2. İyonize Radyasyon .....	<b>3</b>
<b>2.2. RADYASYON KAZALARI</b> .....	<b>14</b>
<b>2.3. RADYOTERAPİ</b> .....	<b>15</b>
2.3.1. Radyoterapinin Tanımı .....	<b>15</b>
2.3.2. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları .....	<b>16</b>
<b>3. KAYNAK ARAŞTIRMASI</b> .....	<b>26</b>

<b>4. MATERYAL VE YÖNTEM</b> .....	<b>29</b>
4.1. Materyal.....	<b>29</b>
4.1.2. Siemens İmpression Plus Lineer Hızlandırıcı .....	<b>29</b>
4.1.3. Elektrometre.....	<b>31</b>
4.1.4. İyon odaları .....	<b>31</b>
4.1.5. Katı Su Fantomu (RW3).....	<b>32</b>
4.1.6 Elektron aplikatörleri .....	<b>33</b>
4.2. Yöntem .....	<b>33</b>
<b>5. ARAŞTIRMA BULGULARI</b> .....	<b>37</b>
5.1. X6 ve X18 için doğrusallık(linearite) ölçümleri .....	<b>37</b>
5.1.1. X6 ışını için 300MU/min de doğrusallık ölçümleri.....	<b>37</b>
5.1.2. X6 ışını için 50MU/min de doğrusallık ölçümleri .....	<b>38</b>
5.1.3 . X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık ölçümleri.....	<b>39</b>
5.1.4. X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık ölçümleri .....	<b>41</b>
5.2. X18 ve X6 ışınları için verim değişmezliği ölçümleri .....	<b>42</b>
5.2.1. X6 ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği ölçümleri.....	<b>42</b>
5.2.2. X18 ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği ölçümleri.....	<b>42</b>



5.3. E6, E9, E12, E15, E18 için doğrusallık(linearite) ölçümleri .....	43
5.3.1. E6 için doğrusallık(linearite) ölçümleri . .....	43
5.3.2. E9 için doğrusallık(linearite) ölçümleri. ....	45
5.3.3. E12 için doğrusallık(linearite) ölçümleri .....	46
5.3.4. E15 için doğrusallık(linearite) ölçümleri .....	47
5.3.5. E18 için doğrusallık(linearite) ölçümleri .....	49
5.5. X ışınları ve elektronlar için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümleri.....	50
5.5.1. X6 ışını için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri. ....	51
5.5.2. X18 ışını için kısa ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri. ....	51
5.5.3. E6 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri .....	51
5.5.4. E9 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri .....	51
5.5.5. E12 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri.....	52
5.5.6. E15 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri. ....	52
5.5.7. E18 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri. ....	52
<b>6. HESAPLAMALAR .....</b>	<b>53</b>
X6 ışınları için (300 MU/min) doğrusallık hesaplaması. ....	53
X6 ışınları için (50 MU/min) doğrusallık hesaplaması. ....	53
X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık hesaplaması .....	54

X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık hesaplaması .....	54
X6 ve X18 ışınları için İki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) hesaplaması.....	55
X6 ve X18 ışınları için verim değişmezliği ölçümleri .....	56
E6 için doğrusallık(linearte) verileri .....	56
E9 için doğrusallık(linearte) verileri .....	57
E12 için doğrusallık(linearite) verileri .....	57
E15 için doğrusallık(linearte) verileri .....	58
E18 için doğrusallık (linearite) verileri .....	58
Elektronlar için İki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) hesaplaması .....	59
E6,E9,E12,E15,E18 ışınları için verim değişmezliği hesaplamaları .....	60
X6 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü.....	60
X18 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü.....	61
E6 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü .....	62
E9 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü .....	63
E12 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü .....	64
E15 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü .....	65
E18 ışını için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı ölçümü .....	66

<b>7.SONUÇ</b> .....	<b>67</b>
<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>70</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>73</b>

## TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Radyasyon Çeşitleri .....	3
Tablo 2: Medikal lineer hızlandırıcılarda günlük, aylık, yıllık dozimetrik kalite temini tablosu .....	34
Tablo 3: $X_6$ ışını için 300MU/min de doğrusallık verileri .....	37
Tablo 4: İki ışınlama metodu kullanılarak $X_6$ ışınlarının doğrusallık verileri ...	38
Tablo 5: $X_6$ ışını için 50MU/min de doğrusallık verileri .....	38
Tablo 6: X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık verileri.....	39
Tablo 7: İki ışınlama metodu kullanılarak X18 ışınlarının doğrusallık verileri..	40
Tablo 8 : X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık verileri.....	41
Tablo 9: X6 ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği verileri .....	42
Tablo 10: X18 ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği verileri .....	42
Tablo 11: E6 için doğrusallık(linearite) verileri.....	43
Tablo 12: E6 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık verileri.....	44
Tablo 13 : E9 için doğrusallık(linearite) verileri.....	45
Tablo 14: E9 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite ) verileri .....	46

Tablo 15: E12 için doğrusallık(linearite) verileri.....	46
Tablo 16: E12 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri .....	47
Tablo 17: E15 için doğrusallık(linearite) verileri.....	48
Tablo 18: E15 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri .....	49
Tablo 19: E18 için doğrusallık(linearite) verileri.....	49
Tablo 20: E18 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri .....	50
Tablo 21: X6 ışını için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı verileri.....	51
Tablo 22: X6 ışını için kısa ve uzun dönem kararlılığı verileri.....	51
Tablo 23: E6 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı.....	51
Tablo 24: E9 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı verileri .....	52
Tablo 25: E12 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı.....	52
Tablo 26: E15 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı.....	52
Tablo 27: E18 için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığıverileri .....	53

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1 : X ışını tüpü.....	6
Şekil 2.1: Fotoelektrik olay .....	8
Şekil 2.2: Compton olayı.....	9
Şekil 2.3: Çift oluşum.....	10
Şekil 2.4: Koherent saçılma.....	11
Şekil 2.5 : Fotobozunma.....	12
Şekil 3 : Medikal lineer hızlandırıcı temel yapısı.....	16
Şekil 4 : Modern bir lineer hızlandırıcı şeması .....	17
Şekil 5 : Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü .....	18
Şekil 6a : Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası hedefin olduğu zamanki durum.....	20
Şekil 6b: Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası hedefin olmadığı zamanki durum.....	20
Şekil 7a : Lineer hızlandırıcıda düzleştirici kullanılmadığı zaman.....	22
Şekil 7b : Lineer hızlandırıcıda filtre düzleştirici filtre kullanıldığı zaman .....	22
Şekil 8 : Siemens primus lineer hızlandırıcıya ait kolimatör yapısı.....	23
Şekil 9 : Çok yapraklı kolimatör sistemi .....	24
Şekil 10 : Monitör iyon odasının 3d görünümü .....	26

Şekil 11 : Siemens impression plus ışınlama kafa yapısı ..... 30

## RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: İyonize radyasyon çeşitleri.....	4
Resim 2: Lineer hızlandırıcı ışınlama kafa yapısı .....	21
Resim 3: Monitör İyon Odası .....	25
Resim 4 : Siemens Oncor Impression Plus M5395 cihazı .....	29
Resim 5 : PTW Unidos Elektrometre .....	31
Resim 6 (a) : Paralel düzlem iyon odası      Resim 6 (b) : Silindirik iyon odası .....	32
Resim 7 : RW3 Katı su fantomu .....	32
Resim 8 : Elektron aplikatörleri (kon).....	33



## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
k	Elektrometre sabiti
dmax	Max. doz derinliği
$I_c$	İyon odası
MeV	Milyon elektron volt
SSD	Kaynak dedektör mesafesi
$\mu_\pi$	Çift oluşum absorpsiyon katsayısı
(1-g)	Bremstrahlung yüklü partiküllerin enerji kesri
$\mu_\sigma$	Compton absorpsiyon katsayısı
$\mu_\tau$	Fotoelektrik absorpsiyon katsayısı
RBE	Radyasyonun biyolojik etkisi
MU	Monitor unit
Rad	Soğurulan doz birimi

## 1. GİRİŞ

Kanser tedavisinde temel anlamda üç tedavi yöntemi vardır. Bunlar cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi'dir. Kanserli hastalar radyoterapi de iyonize radyasyon kullanılarak tedavi edilirler. Radyoterapi de çoğunlukla malign (kötü huylu ümör) hastalıklar ve az sayıda da benign (iyi huylu tümör) hastalıklar tedavi edilir. Bunun için yüksek teknolojiye sahip cihazlar kullanılır. İyonize radyasyon başlıca üç tip cihaz kullanılarak uygulanır.

i) Radyoaktif Co-60 kaynağının bozunması sırasında açığa çıkan gama ışınları ile tedavi yapan mega voltaj tedavi cihazları.

ii) Elektromanyetik alanda hızlandırılan elektronları ya da bu hızlandırılmış elektronların yüksek atom ağırlıklı bir maddeye çarptırılmasıyla elde edilen yüksek enerjili X ışınlarını kullanan lineer hızlandırıcılar.

iii) Röntgen tüplerinde daha düşük enerjilerde X ışınları üreten ortavoltaj tedavi cihazları.

Yüksek teknolojiye sahip cihaz kullanımı kanser tedavilerinde son derece faydalı bir teknoloji olmasına rağmen çeşitli kaza riskleri ortaya çıkabilmesi mümkündür. İyonize radyasyon tedavisinde bu kaza riskini ortadan kaldırmak için şunlara dikkat edilmelidir:

- Kalite güvence programlarının oluşturulması ve uygulanması.
- Uluslararası düzenlemelere uyulması.[1]

Yüksek teknolojiye sahip bir cihaz kullanıyor olmak iyi ve kusursuz bir radyoterapi uygulaması için garanti değildir. Yeterli destek cihazı, eğitim ve öğretim ile yetiştirilmiş personel ve disiplinli bir yöntem esastır.

Biz de bu çalışmamızda kalite güvence programının bir parçası olan kalite kontrol ve cihazı hasta alır hale getirmek için yapılan kontrollerden biri olan

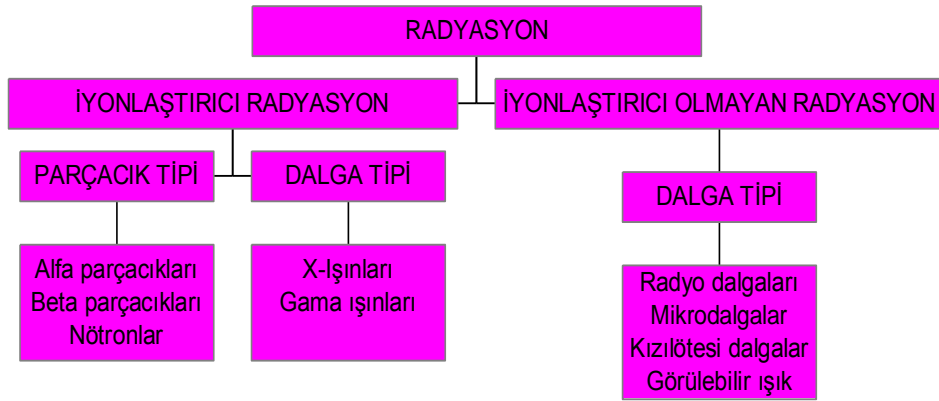
Monitor İyon Odasını (monitor ion chamber) inceledik. Monitor İyon Odası performansı sonuçları tolerans dışı çıkması halinde ölümcül sonuçlara yol açabilir. Nitekim tam olarak uyuşmasa bile Kosta Rika'da gerçekleşen radyasyon kazası ile benzerliği vardır. Kosta Rika'nın başkenti San José'deki San Juan de Dios Hastanesin'de Co-60 radyoterapi cihazı değiştirildikten sonra, yeni kaynak kalibre edilirken doz hızının %50-60 daha düşük hesaplanması kazaya neden olmuştur. Bu yanlış hesaplama sonucunda hastalara verilmesi gerekenden çok daha yüksek dozlar, daha uzun sürelerde uygulanmıştır. Kaza, radyoterapi uygulaması sonrasında hastalarda deride kızarıklıklar, diyare, karın ağrısı gibi akut radyasyon sendromu etkileri görülmesi üzerine doktorun, hastanede bulunan iki radyoterapi ünitesinin (Theratron ve Alcyon II) doz hızlarını incelemesi üzerine ortaya çıkmış, yapılan hesaplamalar sonucunda hastalara 1.66 kat daha yüksek doz verildiği anlaşılmıştır. Bir ay boyunca tedavi gören toplam 115 hasta yüksek doza maruz kalmıştır. Bu hastaların 42'si dokuz ay içinde hayatını kaybetmiştir. Hasta dosyalarında yapılan değerlendirmeler sonucunda, üç hastanın fazla doz nedeniyle öldüğü ve dört hastanın ölümünde de yüksek dozun büyük katkısı olduğu saptanmıştır. [2]

Radyoterapi de iyonize radyasyon üreten veya iyonize radyasyon kaynaklarının hepsinde monitör iyon odası bulunmaktadır. Lineer hızlandırıcılar da iyonize radyasyon üreten ve radyoterapi de sıklıkla kullanılan bir cihazdır. Bizde bu çalışmamızda Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoterapi ünitesinde bulunan Siemens marka, Oncor İmpression Plus model tedavi cihazındaki monitör iyon odası performansını British Journal of Radiology (BJR) ve Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) referansı ile inceledik. [3]

## 2.KURAMSAL TEMELLER

### 2.1. RADYASYON

Radyasyon boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen, soğurulan ve transfer edilen enerji çeşididir. Radyasyon enerjisine, çeşidine ve kaynağına göre iyonize radyasyon ve iyonize olmayan radyasyon olarak kategorize edilir. [4]



Tablo 1:Radyasyon Çeşitleri

#### 2.1.1 İyonize Olmayan Radyasyon

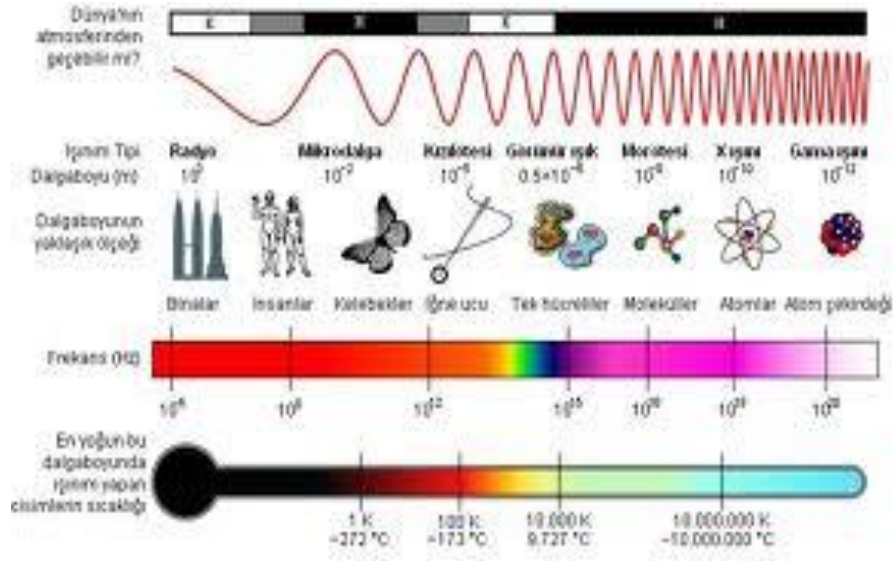
Etkileştiği atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarmakla kalır. İyonize edemediği için tedavi amaçlı kullanılmazlar. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyodalgaları, kızılötesi ışık ve çok sayıda mor ötesi ışık (çok kısa dalga boyluları hariç ) iyonize olmayan radyasyona örnektir.

#### 2.1.2.İyonize Radyasyon

Tedavi amaçlı kullanılan iyonize radyasyon madde ile etkileştiğinde elektrik yüklü parçacıklar veya iyonlar oluşturan X-ışınları ile radyoaktif maddelerden yayılan alfa, beta, gama ışınları gibi radyasyonlar iyonlaştırıcı radyasyon olarak tanımlanır. Madde içinden kolayca geçebilen ve gözle

görülemeyen bu ışınlar bir maddeden geçerken pozitif ve negatif iyonların oluşmasına neden olduklarından iyonlaştırıcı radyasyonlar olarak tanımlanırlar.[5]

Elektromanyetik dalgaların iyonizasyon yapanları X-ışınları ve gamma ışınlarıdır. Parçacık tipi atomları iyonlaştıranlar ise alfa ve beta parçacıkları, protonlar, nötronlar, elektronlar, negatif pi mesonlar ve ağır iyonlardır.



Resim 1: İyonize radyasyon çeşitleri

### 2.1.2.1. İyonize radyasyonların uygulama şekilleri

Üretilen X ışınları ve ya radyoaktif kaynaktan çıkan radyasyonlar, tedavi amacıyla iki şekilde uygulanır. Bunlar external(vücut dışından) uygulanan radyoterapi ve internal (vücut içinden) uygulanan radyoterapi şeklindeki tedavilerdir.

Eksternal radyoterapide X ışını kaynağı veya radyoaktif kaynak vücut dışındadır ve kaynak hastayı belli bir uzaklıktan ışınlar. İnternal radyoterapi

(bırakiterapi) de radyoaktif kaynak hasta cildi üzerinde, doku arasında veya vücut boşlukları içinde bulunur.

### 2.1.2.2. İyonize radyasyon çeşitleri

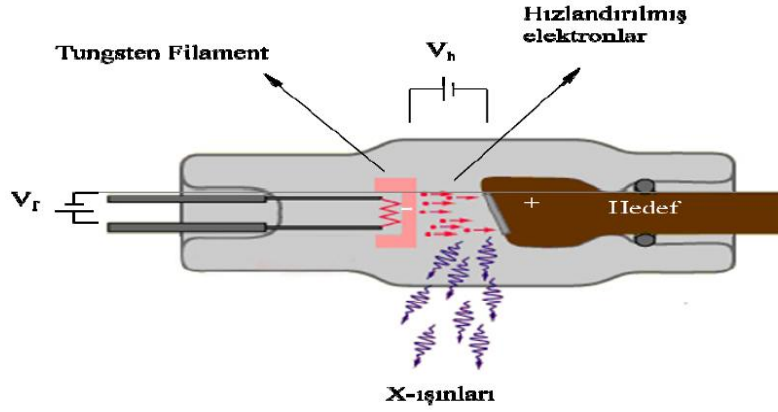
#### **X ışınları:**

İvmeli hareket eden yüklerin oluşturduğu boşluk, hava ve ya madde gibi ortamlarda bir tür enerji yayılımı şekli olan, elektrik alan ve manyetik alan olmak üzere iki farklı alan ve vektörel bir yöne sahip bütün sinüzoidal dalgalara elektromanyetik radyasyon denmektedir. [6]

Bir elektro manyetik radyasyon çeşidi olan X ışınları kısa dalga boylu olup, çok yüksek frekansa sahiptirler. Böylelikle eksternal kanser tedavi de kullanılabilirler.

#### *X ışınlarının oluşumu:*

Cam bir tüpün içine yerleştirilen anot ve katot levhaları arasında çok yüksek elektriksel gerilim (106–108 volt) uygulanır. Cam tüpün basıncıda 10–3 mmHg'ya kadar düşürülmüştür. Hızlı elektronlar kinetik enerji kazanarak katodu terk eder, anot üzerine yerleştirilen erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarparak X ışınları oluşur. X ışınlarının enerji ve dalga boyu hedefin atom numarasına ve katot ışını elektronlarının enerji ve hızlarına bağlıdır. [7]



Şekil 1: X ışını tüpü

Düşük enerjili x-ışınları (50-500KV) değişik gerilimli röntgen cihazlarıyla sağlanarak, teşhis ve yüzey tümörlerin (3 cm derinlikten az) tedavisinde kullanılır. Yüksek enerjili x-ışınları (4- 25 MV) ise; günümüzde lineer hızlandırıcılarla elde edilmektedir ve derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılırlar.(8)

### 2.1.2.3. Radyasyonun Etki Mekanizmaları

Radyasyonların özellikleri birbiri ile aynı olmadığı için madde ile farklı şekillerde etkileşir. Bu etkileşmeler uygulama alanı açısından önemlidir. Radyasyonla yapılacak her türlü işlemde bu etkileşimlerin dikkate alınması gerekir.

#### *Yüklü parçacıkların madde ile etkileşmesi*

Protonlar, döteronlar ve alfa parçacıkları gibi, ağır yüklü parçacıklar madde içinden geçerken enerji kaybetmelerinin önemli nedeni atomların yörünge elektronlarıyla yaptıkları etkileşmelerdir. Atomlar, ya elektronları üst enerji seviyelerine geçirerek uyarılırlar ya da tamamen koparılarak iyonize edilirler. Kopan elektronların çoğu, kendi yolları üzerindeki atomları iyonlaştırmak için yeterli enerjiye sahip olabilirler. Gelen parçacığın kütlesi elektronunkinden çok büyük olduğundan, etkileşmelerden dolayı yolundan hemen hemen hiç sapmaz ve

hızı oldukça kısa mesafede sifira yaklaşıarak durur (veya yolu üzerindeki bir çekirdekle etkileşmeye girer) [9].

### *X ışınlarının madde ile etkileşmesi*

X ışınlarının madde ile etkileşmesi soğurulma şeklinde olur. Soğurulmada ise beş farklı fiziksel olay gerçekleşmektedir. Bu beş fiziksel olayın ayrı ayrı enerji azalım değerleri toplam enerji azalımını verir. Bu fiziksel olaylar;

- Foto bozunum
- Koherent saçılma
- Fotoelektrik olay
- Compton saçılması
- Çift oluşum

Her bir etkileşme kendi azalım katsayısı ile orantılı olarak enerji azalımı yapmakta ve bu azalım katsayıları X ışınları enerjisi ve soğurucu malzemenin atom numarasına bağımlıdır. Toplam azalım katsayısı her bir özgün katsayının toplamıdır. [10]

$$\mu/\rho = \sigma_{coh}/\rho + \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \pi/\rho \quad (2.1)$$

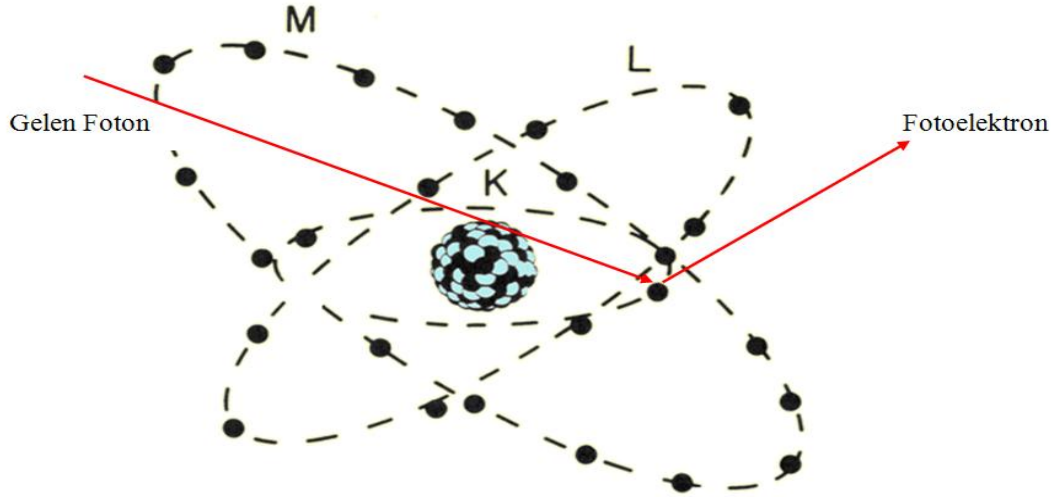
$\sigma_{coh}$ ,  $\tau$ ,  $\sigma_c$ ,  $\pi$  sırasıyla fotoelektrik olay, koherant saçılma, compton etkisi ve çift oluşumun azalım katsayılarıdır .[10]

### *Fotoelektrik olay*

Düşük enerjili fotonların içinden geçtikleri ortamın atomları tarafından soğurulmasında en sık görülen etkileşim fotoelektrik olaydır. Düşük enerjili foton  $h\nu$  enerjisinin tümünü içinden geçtiği ortamın atomlarına sıkı bağlı



elektronlarından birine vererek kaybolur. Bu olay sonunda, atomun yörünge elektronlarından biri fırlar. Fırlayan bu elektrona foto elektron denir. Gelen fotonun enerjisi iki şekilde harcanır. İlki, elektronu bağlı olduğu yörüngeden koparabilmek için bağlanma enerjisi, ikincisi fırlatılan elektronun kinetik enerjisidir. Bu tip etkileşimler atomun K, L, M, N yörüngelerindeki elektronlarla olur. Elektron atomdan fırladıktan sonra yörüngede bir boşluk oluşur. Bu durumda atom uyarılmış hale gelir. Uzun süre uyarılmış halde kalamayacağından boşluk dış yörüngedeki elektronlardan biri ile doldurulur, bu arada x-ışını yayınlanır [9]. Radyoterapide, kullanılan x- ışınlarının enerjileri çok düşük olmadığından fotoelektrik soğurulma baskın etkileşme değildir. Fotoelektrik soğurulmanın olma olasılığı fotonun enerjisine ve materyalin atom numarasına bağlıdır [9].



Şekil 2.1. Fotoelektrik olay

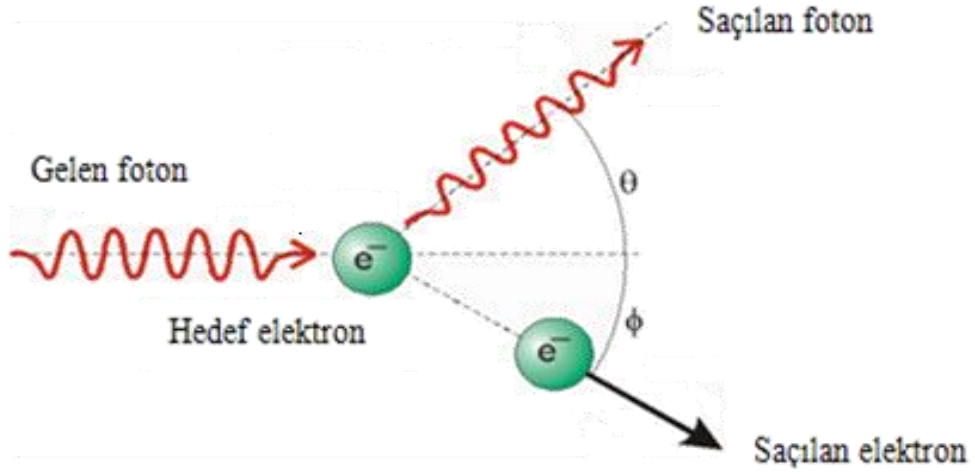
Fotoelektrik soğurulma katsayısı olmak üzere,

$$\text{sbt } \frac{Z^5}{E^3} \quad (2.2)$$

İle verilir[11].

### Compton olayı

Compton olayı, hemen hemen serbest bir elektron ile foton arasındaki etkileşimdir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük olmalıdır. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük veya eşit ise fotoelektrik olayın oluşma olasılığı daha çoktur. Bu nedenle fotonun enerjisi K yörüngesi bağlanma enerjisinden ne kadar büyükse fotoelektrik olay olasılığı o kadar azalırken compton olayı o kadar önem kazanır. Etkileşimde gelen fotonun enerjisinin bir bölümü elektrona kinetik enerji olarak verilir. Elektron  $\theta$  açısı ile yayınlanırken, foton azalan enerjisiyle yön değiştirerek  $\theta$  açısıyla saçılır.



Şekil 2.2. Compton olayı

Compton olayı soğurucu materyalin özellikle serbest elektronlarıyla olduğundan  $Z$  atom numarasından bağımsız ve kütle soğurma katsayısı gram başına elektron sayısına bağlıdır. Radyoterapide x-ışınları kullanılan işlemlerde compton olayı baskındır. Bu nedenle  $\rho_e$  (elektron yoğunluğu) önemlidir

$$\rho_e = \rho \cdot N_A \cdot \sum W_i \cdot Z_i/A_i$$
 Çoğunlukla kütle yoğunluğu ile elektron yoğunluğu yaklaşık aynı kabul edilir.[9]

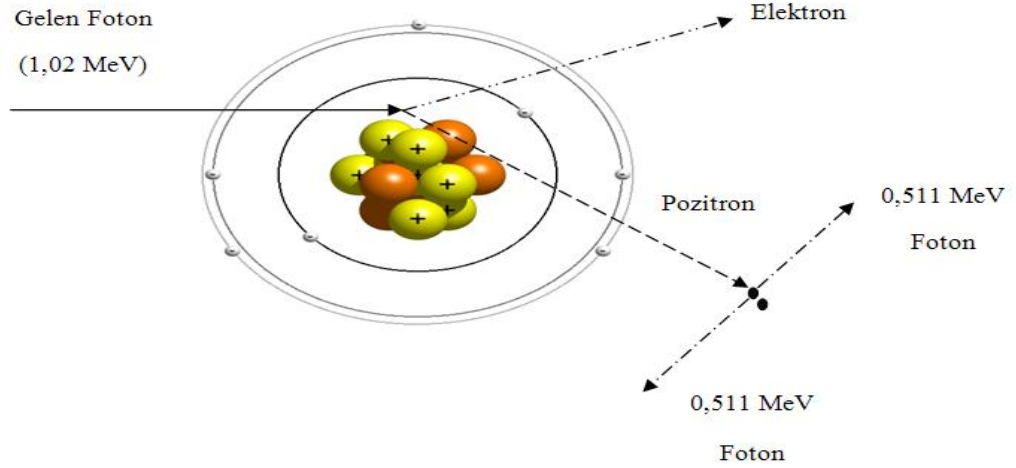
Compton olayının enerji ve atom numarası bağımlılığı,

$\frac{Z}{E}$  sbt  $\frac{Z}{E}$  ile verilebilir [11].

$\mu_{\sigma}$ :Foto bozunum katsayısı

### Çift oluşum

Fotonun enerjisi 1,02 MeV'den büyük ise foton, hedef ile çift oluşum olayını meydana getirecek şekilde etkileşir. Bu olayda foton, atomun çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile kuvvetlice etkileşir ve tüm enerjisini vererek negatif ve pozitif elektronlardan oluşan bir çift meydana getirir. Elektronun serbest kütle enerjisi 0,511 MeV'dir. Elektron-pozitron çifti oluşumu için en az 1,02 MeV enerji gerekir. Bu nedenle çift oluşum olayının eşik enerjisi 1,02 MeV'dir. Bu eşik enerjinin üstündeki foton enerjileri, parçacıklar arasında kinetik enerji olarak paylaşılır.



Şekil 2.3. Çift oluşum

Çift oluşum ile ortaya çıkan elektron bundan önceki olaylardaki gibi diğer atomlarda iyonlaşma olayına yol açar. Azalan enerjisiyle yavaşça hareket eden

pozitron çevresindeki serbest elektronların biri ile karşılaşır ve zıt yüklü olduklarından birbirlerini yok ederler. Bu yok olma olayı sonunda her biri en az 0,511 MeV olan iki foton oluşur. Bunlara yok olma radyasyonları adı verilir. Bu olay çift oluşum olayının tersidir. Çift oluşum olayı, fotonun, çekirdeğin elektromanyetik alanı ile etkileşimi sonucudur. Bu olayın olma olasılığı Z atom numarası ile hızla artar [9].

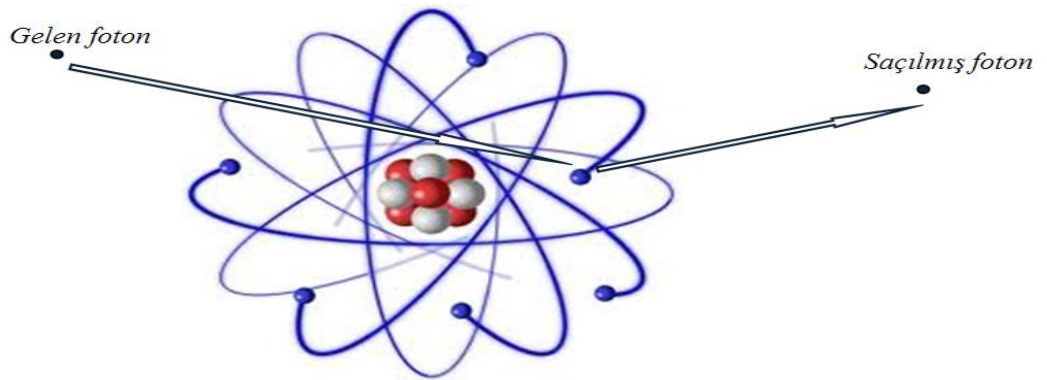
Çift oluşum azalma katsayısı olmak üzere,

$$\text{sbt } Z^2(E-1,022) \quad (2.4)$$

İle verilir [11].

*Koherent saçılma:*

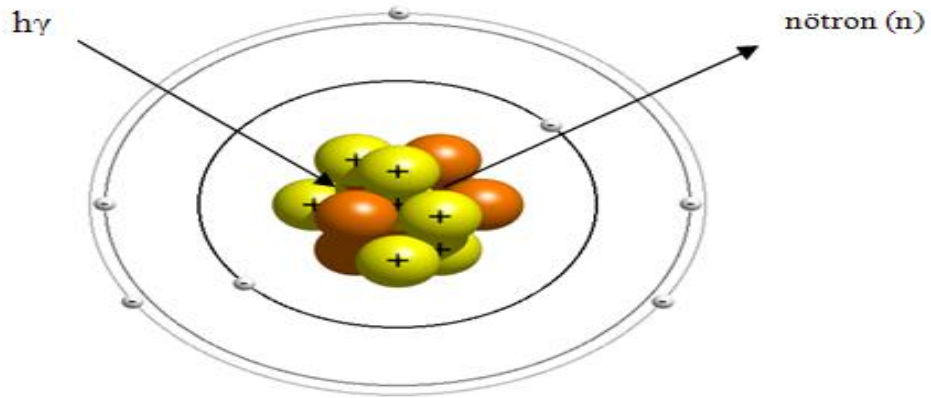
Klasik saçılma veya Rayleigh saçılması olarak da bilinir. Bu etkileşim, elektronun yakınından geçen ve onu titreştiren elektromanyetik dalgadan ibarettir. Titreşen elektron, gelen elektromanyetik dalga ile aynı frekansta enerji yayar. Böylece enerji değişmez ve ortamda enerji soğurulmaz. Sadece foton küçük açı ile saçılır (Şekil 2.5). Koherent saçılma düşük enerjili fotonlar ve yüksek atom numaralı maddeler arasında meydana gelir [11].



Şekil 2.4. Koherent saçılma

### *Fotobozunma*

Bu etkileşme foton ve atom çekirdeği arasında olur. Bu reaksiyon çok yüksek foton enerjilerinde oluşur. Nükleer reaksiyona bir veya birçok nükleonun yayınlanmasına yol açabilir. Çoğu durumda çekirdekten nötronların yayınlanmasına neden olur. Radyoterapide, çok yüksek enerjili gamma kullanımı bu yüzden sakıncalı olabilir [9].



*Şekil 2.5. Fotobozunma*

### *X-Isınlarının özellikleri*

Elektromanyetik dalgalarır. Dalga boyları 0.1- 100 Armstrong arasındadır. Isık hızı ile hareket ederler. Yüksüz oldukları için manyetik ve elektrik alanlardan etkilenmezler. Kırınım, girişim ve kutuplaşma yapma özelliği gösterirler. Floresans ve fotoğrafik filmlere etki ederek degisikliğe neden olurlar. Giriciliği fazla olduğundan madde içinden kolaylıkla geçerler. Bu esnada yollarından saparlar ve saçılırlar. Madde içinde sekonder radyasyon meydana getirirler. Atom numarası yüksek maddeler tarafından (demir, beton, kursun vs.) soğurulabilirler.

- Maddeyi iyonize ederek, biyolojik ve kimyasal hasarlar meydana getirebilirler. Rölatif biyolojik etkinlik değeri (RBE=1) birdir. Madde

içinden geçerken enerjilerini fotoelektrik, compton ve çift oluşumu olayları şeklinde kaybederler.

- $\langle X \rangle$ -Isınlarının şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak değişir. [12].

### *Elektron Madde Etkileşmesi*

Elektronlar bir ortamda hareket ederken Coulomb kuvvetine bağlı olarak farklı yöntemlerle etkileşirler. Elektron ve çekirdek ile olan Coulomb etkileşmelerinde, çekirdek tesir kesiti ile elektronların tesir kesitleri birbirinden farklıdır. Elektronlarla etkileşme olasılığı çok daha büyük olduğundan parçacıklar elektronlarla etkileşerek enerji kaybederler. Elektronlar (pozitif ve negatif) ağır yüklü parçacıklar gibi, atomik elektronlarla coulomb saçılmasıyla etkileşirler. Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır. Bunlar:

- Özellikle  $\beta$  bozunumlarından yayınlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler.
- Elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece menzil (madde içinde gidilebilen doğrusal uzaklık) elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan farklıdır.
- Elektronun bir diğer elektronla kafa-kafaya çarpışmasından ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir. [13]
- Elektron hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişiklik olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmeli yüklü parçacıklar elektromanyetik enerji yayınlamaya başlar. Bu radyasyona frenleme ışınımı (bremsstrahlung) denir. [13]
- Bir elektronun enerjisi ve rastladığı çekirdeğin atom sayısı ne kadar büyükse, bu kaynaktan enerji kaybı o kadar hızlı olur. Kurşunda, frenleme ışınımı (bremsstrahlung) yoluyla enerji kaybı,  $\approx 10$  MeV'luk bir elektron enerjisi için, iyonlaşmayla olan kayba eşit olur; hâlbuki havada,  $\approx 100$  MeV'luk bir elektron enerjisine kadar frenleme ışınımı (bremsstrahlung) küçük etken olarak kalır [13].

## 2.2. RADYASYON KAZALARI

Radyasyon kazası “bir radyasyon kaynağından veya iyonizan radyasyonlarla yapılan bir uygulama sırasında meydana gelen, sonucunda insanların veya malzemenin ışınlanmasına ve/veya zarar görmesine neden olan beklenmeyen veya istenmeyen olaydır. Kaza riskini tamamen ortadan kaldıran hiçbir teknolojinin olmadığı bilinen bir gerçektir.

İyonizan radyasyonların kanser tedavisinde kullanılmaya başlamasından bu yana da sayıları çok fazla olmamakla birlikte küçük veya büyük çaplı bazı kazalar meydana gelmiştir. Sevindirici olan son 10 yılda meydana gelen kazaların sayılarının azalmasıdır. Bu kazaların büyük bir çoğunluğu ya personelin eğitim yetersizliği ve dikkatsizliğinden ya da idari mekanizmaların yanlışlıklarından kaynaklanmıştır [14].

Tümörün ve normal dokuların aldığı dozu hesaplarken dikkate alınması gereken pek çok faktör vardır. Bu faktörlerden birinde yapılacak hata hedef bölgenin yeterli doz alamamasına veya korunması gereken normal dokuların yüksek doza maruz kalmasına neden olabilir. Bu durum ise hastanın tedavisinin başarısız olması, tedavi sonrası radyasyon nedeniyle ikincil kanserlerin gelişmesi, hatta bazı ender durumlarda hastanın yüksek doz nedeniyle ölmesiyle sonuçlanabilir [15].

Kosta Rika'nın başkenti San José'deki San Juan de Dios Hastanesin'de Co-60 radyoterapi cihazı değiştirildikten sonra, yeni kaynak kalibre edilirken doz hızının %50-60 daha düşük hesaplanması kazaya neden olmuştur. Bu yanlış hesaplama sonucunda hastalara verilmesi gerekenden çok daha yüksek dozlar, daha uzun sürelerde uygulanmıştır [17].

Kaza, radyoterapi uygulaması sonrasında hastalarda deride kızarıklıklar, diyare, karın ağrısı gibi akut radyasyon sendromu etkileri görülmesi üzerine doktorun, hastanede bulunan iki radyoterapi ünitesinin (Theratron ve Alcyon II)

doz hızlarını incelemesi üzerine ortaya çıkmış, yapılan hesaplamalar sonucunda hastalara 1.66 kat daha yüksek doz verildiği anlaşılmıştır. Bir ay boyunca tedavi gören toplam 115 hasta yüksek doza maruz kalmıştır. Bu hastaların 42'si dokuz ay içinde hayatını kaybetmiştir. Hasta dosyalarında yapılan değerlendirmeler sonucunda, üç hastanın fazla doz nedeniyle öldüğü ve dört hastanın ölümünde de yüksek dozun büyük katkısı olduğu saptanmıştır [17].

Radyoterapide kullanılan yüksek dozlarda, radyasyona maruz kalmanın etkileri, ışınlanmayı takiben ilk altı ay içinde ortaya çıkan akut etkiler, 6-12 ay içinde gözlemlenen subakut etkiler ve uzun süre sonra ortaya çıkan kronik etkiler şeklinde sınıflanabilir. [14].

Yüksek doza maruz kalmayı takiben hastaların çoğunda, deride ülserleşme, şiddetli mukositis, mide bulantısı, kusma ve diyare gibi akut etkiler görülmüştür. Bu dozlarda meydana gelebilecek subakut ve kronik etkilerin büyük bir kısmı radyasyona duyarlı bazı dokuların fazla doza maruz kalması veya bazı arteriyollerin lümenlerinin radyasyon nedeniyle çoğunlukla geri dönüşümsüz veya çok uzun süreli daralması sonucu gelişmektedir. [15].

## **2.3. RADYOTERAPİ**

### **2.3.1.Radyoterapinin Tanımı**

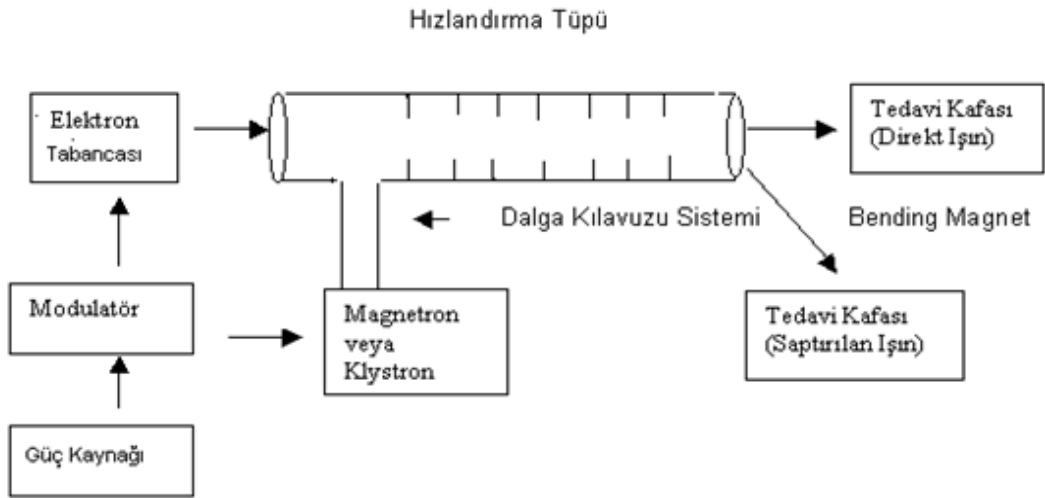
Radyoterapi kanser hücrelerini küçültmek veya yok etmek için iyonizan radyasyon kullanan bir tedavi yöntemidir ve üç şekilde uygulanır: Özel ünitelerde özel makineler ile, hastanın dışından hedef bölgeye iyonizan radyasyon uygulanması şeklinde yapılan eksternal radyoterapi, radyoaktif maddenin tel, tüp ya da iğne içinde hastanın cilt altı dokularına, kas arasına veya organ boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılan brakiterapi ve radyoizotopların çözelti halinde intravenöz yoldan verilerek hastalıklı organda toplanmasını ve internal olarak



ışınlanmasını amaçlayan sistemik selektif radyoterapi tümörlü hücreleri ortadan kaldırmak veya küçültmek için uygulanan dozlarda, ışınlama alanı içinde kalan normal hücreler de zarar görecektir. Radyasyon hüzmesinin tümöre odaklanmasıyla mümkün olduğunca az normal hücrenin alana girmesinin sağlanması, çoklu alan uygulaması yapılarak tümöre yüksek doz verilirken yüzey dozunun düşürülmesi, fraksiyon tedavi uygulanması gibi yöntemlerle eksternal radyoterapide sağlam dokuların zarar görmesi minimuma indirilmektedir [16,17].

### 2.3.2. Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazları

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları, uzun tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronlar gibi yüklü parçacıkların enerjilerini artırmak için hızlandırılarak elektron ve X ışını üretmek amacı ile kullanılırlar [8].



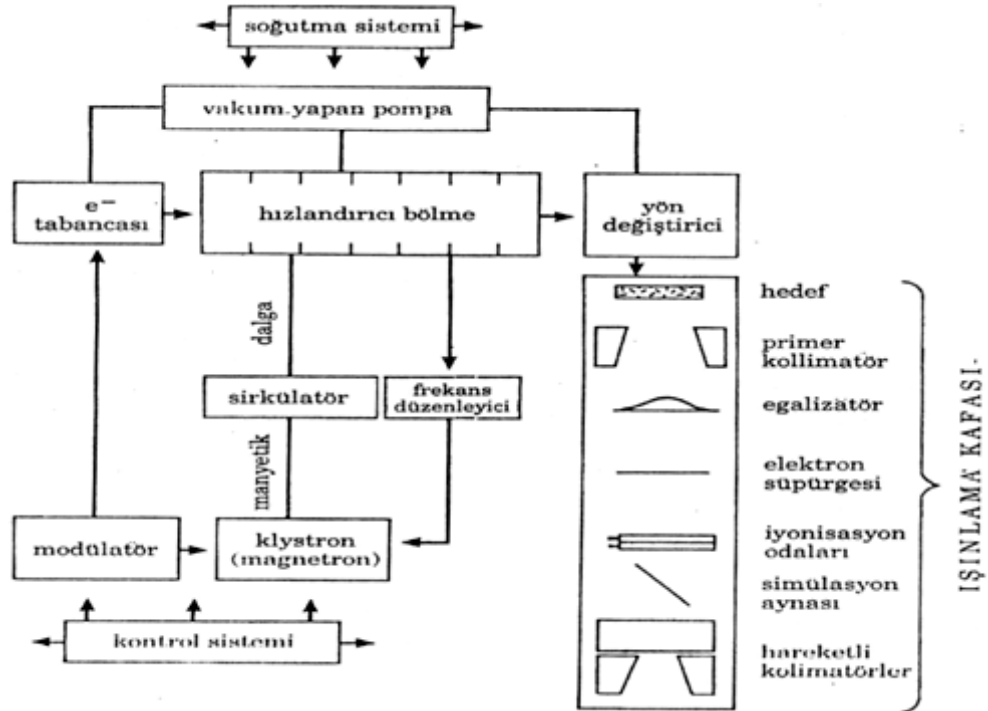
Şekil 3. Medikal lineer hızlandırıcı temel yapısı

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazı temel yapısı Şekil 2.6. da görülmektedir. Güç kaynağı, modülatöre dc akım ve modülatör de şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım modülatörde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde

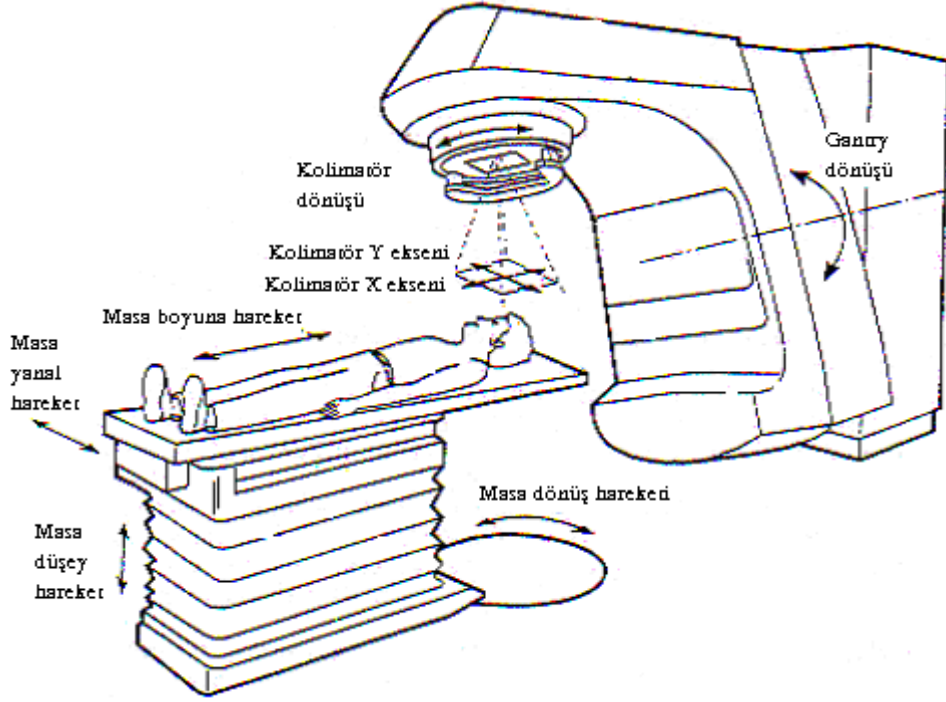
edilmektedir. Modülörden çıkan bu akım elektron tabancasına ve magnetron veya klystron tüplerine iletilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır. Yüksek güç osilatörü gibi çalışmaktadır. Klystron mikrodalga üreticisi değil yükselticidir. [8].

Lineer hızlandırıcılarda 3000 MHz'lik mikrodalgalar kullanılmaktadır. Klystronlar düşük güç osilatörlerine ihtiyaç duymaktadırlar. Magnetron veya klystronda oluşturulan mikrodalgalar, basınçlı gazla doldurulmuş taşıyıcı dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe taşınmaktadır.

Mikrodalgalarla eş zamanlı olarak, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılması ile termoiyonik yayınımla elde edilen elektronlar bir potansiyel fark altında hızlandırılarak 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpe gönderilirler [8].



Şekil 4. Modern bir lineer hızlandırıcı şeması



Şekil:5. Bir lineer hızlandırıcının genel görünümü

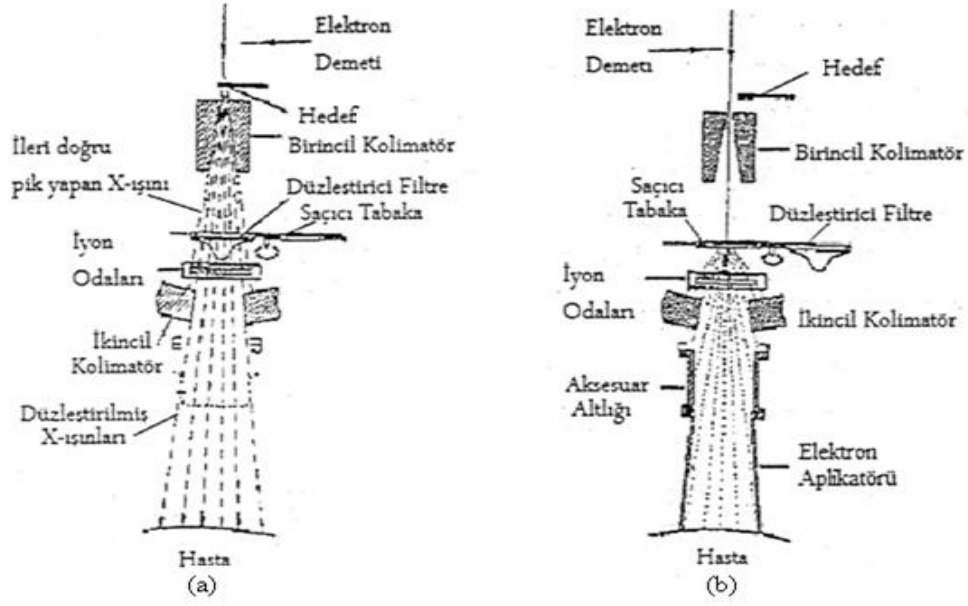
Genelde bakırdan yapılan hızlandırıcı tüpe yüksek oranda vakum uygulanmaktadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, sinüsel elektrik alandan enerji kazanmaktadırlar [Khan, 2003]. Elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olmaktadır. Yüksek enerjili medikal lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacı ile hızlandırılmış elektronlar  $90^\circ$  ve  $270^\circ$  saptırıcı magnetler ile saptırılarak hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına doğrudan gönderilmektedirler. [8].

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabileceği gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı metal disk şeklindeki bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X ışınları da elde edilebilmektedir.

Elektron tedavilerinde elektron demeti bir saçıcı tabakaya çarptırılarak homojen elektron akımı sağlanacak şekilde genişletilmektedir. Hızlandırılmış elektronlar hedefte durdurulduğunda ise, frenleme (bremsstrahlung) X ışınları oluşmaktadır. Frenleme ışınması olayında, elektron enerjisi gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili X ışınının spektrumuna dönüşmektedir. Bir lineer hızlandırıcıda, lineer hızlandırıcı bileşenlerinin sıcaklığını ayarlamak için soğutma sistemi, hızlandırıcı dalga kılavuzunda vakum oluşturmak için iyon odası pompası, pnömatik (havalı, hava basınçlı) sürücüler için basınç sistemi ve iletici dalga kılavuzunun dielektrik dayanıklılığını arttırmak için gaz sistemi de önemli diğer sistemlerdir [8].

### **2.3.2.1. Lineer Hızlandırıcı Işınlama Kafası Yapısı**

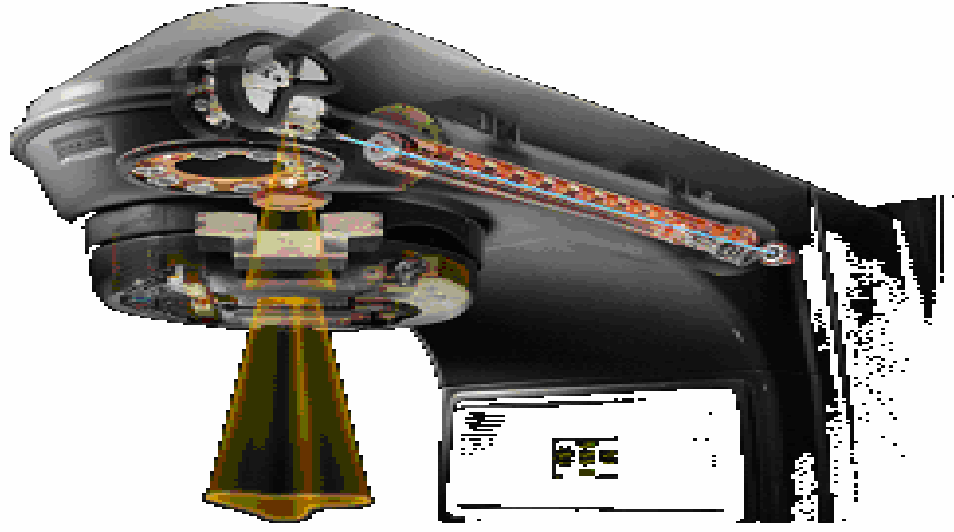
Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde tasarlanır. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatör de alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya izomerkez (isocenter) denir. Lineer hızlandırıcıda target malzemesi suyla soğutulur. X-ışınlarının en yüksek enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir. Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı (uniform) elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka- (scattering foil) düzenleyici filtre ile genişletilir. Saçıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu tabaka kalınlığı önemlidir. Saçılma sırasında frenlenme ışınları çıkar. Elektron demetinde bu ışınlardan kaynaklanan X-ışını bulaşıklığı %5'den azdır. Bulaşmayı azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. Yine bu modda elektronların havada saçılmasından dolayı ikinci kez bir kolimasyona gereksinim duyulur. X-ışını modunda yüksek enerjili elektronlar sırası ile önce hedefe, saçıcı tabakaya, düzeltici filtreye (flattening filter) iyon odalarına, gerektiğinde wedge filtreden (motorize) ve hareketli kollimatör sisteminden geçerler [18].



Şekil6a: Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası hedefin olduğu zamanki durum

Şekil6b: Medikal lineer hızlandırıcı ışınlama kafası hedefin olmadığı zamanki durum

Gantry, kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X-ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Demeti homojen hale getiren düzenleyici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların birleşiminden oluşur. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm uzaklıkta 40 x 40cm<sup>2</sup> kadar (simetrik ve asimetrik) açılarak tedavi alanını belirler. Işık sınırlandırılmış sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun hedef alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için değişebilir kolimatör veya aplikatörler kullanılır. [18].



*Resim 2: Lineer hızlandırıcı ışınlama kafa yapısı*

Düzeltilmiş filtre simetrik alanlar için yapılmış olup, asimetrik alanlarda kullanıldığında, temel dozimetrik parametrelerde değişiklikler olabilir. Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur [18].

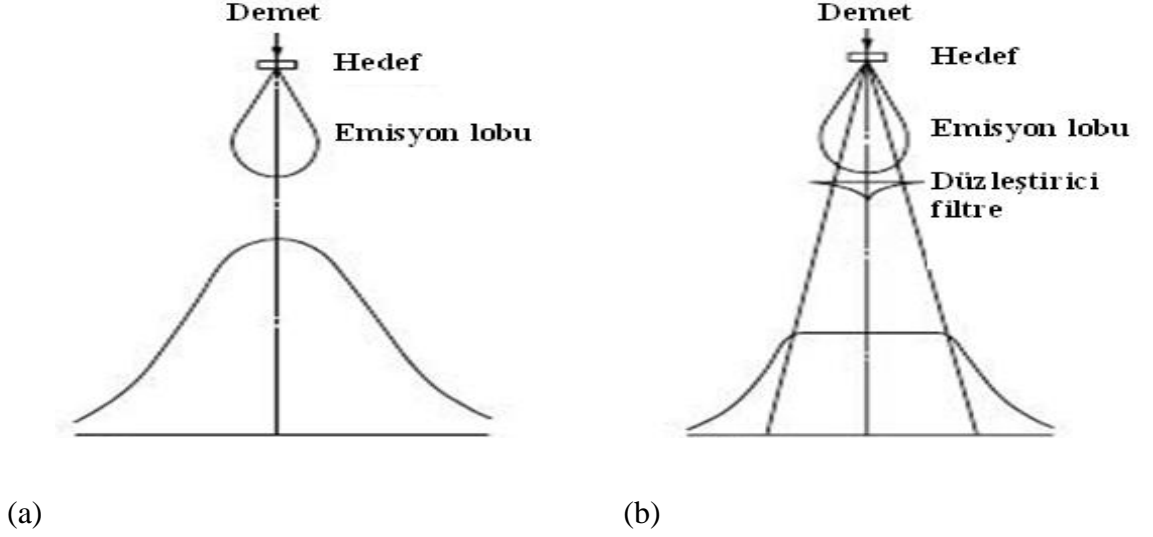
### **2.3.2.2 Hedef**

Hızlandırılmış elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerjili foton demetleri elde edilmektedir. Hedef, tungsten gibi yüksek atom numaralı maddelerden yapılmaktadır. Metal bir disk şeklindedir.

### **2.3.2.3. Düzleştirici Filtre**

Hedefte üretilen X ışını demeti tedavi için uygun hale getirilmek amacı ile ayarlanmalıdır. Hedef, hacmi kaplayan doku tarafından, kolaylıkla daha çok soğurulan düşük enerjili fotonların uzaklaştırılmasıyla,

•Değişmeyen aynı doz profillerini üretmek amacı ile yoğunluk dağılımının değiştirilmesiyle getirilmektedir.



Şekil 7 a: Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanılmadığı zaman

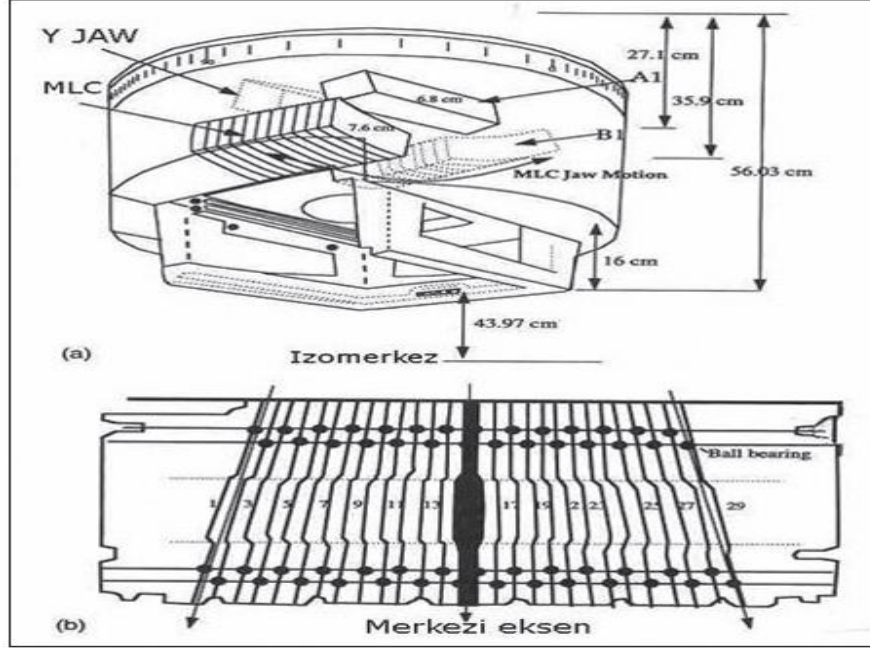
Şekil 7 b: Lineer hızlandırıcıda düzleştirici filtre kullanıldığı zaman

Bu değişiklikler filtre kullanımı ile gerçekleştirilmektedir. Alan kenarında, fantomdan saçılan radyasyonda azaltmayı dengelemek amacı ile böyle bir profil demet merkezi ekseninde maksatlı olarak düşürülmüştür. Bu nedenle, kalın bölümü merkezi eksene gelecek şekilde bir koni biçimindedir. Bu filtreler genellikle kurşundan yapılmaktadır. Tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya alaşımları da kullanılmaktadır [18].

#### 2.3.2.4. Kolimatör Sistemi

Kolimatörler tungsten ve kurşun gibi yüksek atom numaralı, yüksek yoğunluklu maddelerden yapılmış bloklardır. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafa yapısında hareketsiz birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler bulunmaktadır.

Birincil sabit kolimatör X ışınlarının lineer hızlandırıcının dışına çıkmasına izin vermektedir. Bu kolimatör aynı zamanda kafa sızıntısını engellemeye yardımcı olur. İkinci kolimatörler farklı dikdörtgensel alanlar oluşturabilmek için kullanılır [24].

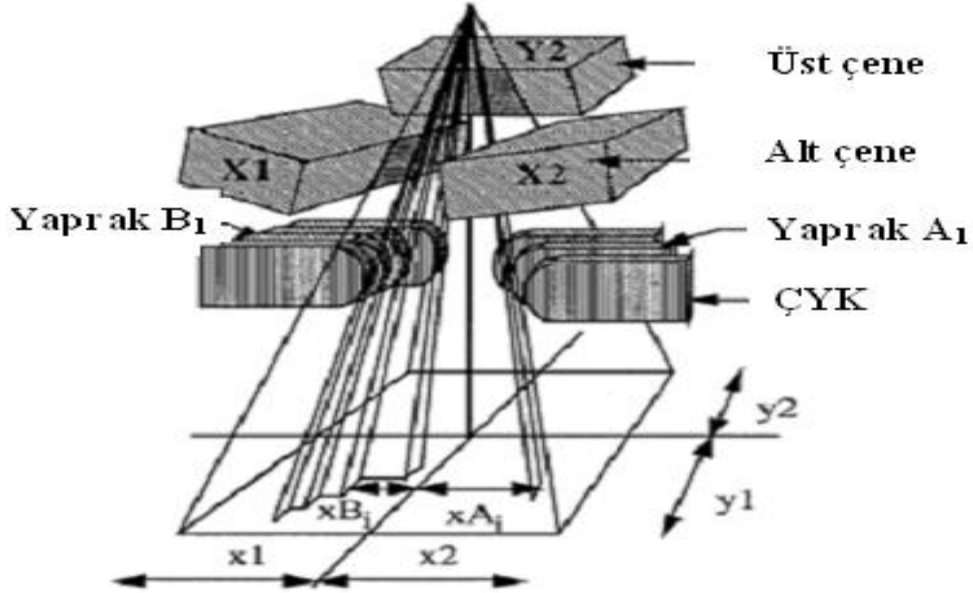


Şekil 8: Siemens primus lineer hızlandırıcıya ait kolimatör yapısı

Tedavi amaçlı lineer hızlandırıcılarda Çok Yapraklı Kolimatörler kullanılabilir. Birçok yapraklı kolimatör sistemi her biri tek başına hareket edebilen yaprak çiftlerinden oluşmaktadır. Bu sayede düzensiz ve asimetrik alan şekilleri oluşturulabilir. Çok yapraklı kolimatörün 'ün başlıca avantajları; hazırlanmasının daha kısa ve basit olması, tedavi odasına girmeye gerek kalmadan kullanılması ve alan şeklinin kolay değiştirilebilir veya düzeltilebilir olmasıdır. Tedavi masrafları daha azdır çünkü kişisel koruma blokları gerekmemektedir. Çok yapraklı kolimatörler ile hastanın aynı pozisyonda kalmasını gerektiren tedavi süresi kısaltılmaktadır.



Başka bir avantajı da ışınlama sırasında da alan şeklini değiştirebilmesidir. Çok yapraklı kolimatör sistemlerinin dezavantajları ise yapraklar arası radyasyon kaçağı, daha geniş yarı gölge ve bazı karmaşık alan şekilleri üretme problemleridir [25].



Şekil 9: Çok yapraklı kolimatör sistemi

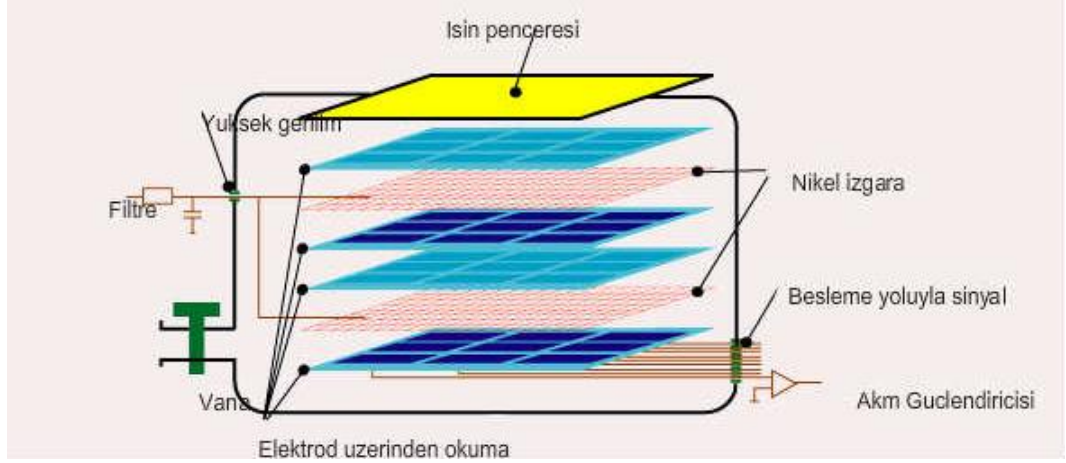
### 2.3.2.5. Monitör İyon Odası Ve Çalışma Prensibi

Foton akısı düzlem iyon odası ile kontrol edilebilmektedir. İyon odaları radyasyon dozuna ek olarak çeşitli ışın parametrelerini (örn. monitör doz hızı ve alan simetrisi) kontrol etmek amacıyla da kullanılmaktadırlar. Tüm demeti izlemesi için genellikle düz paralel düzlem (plaka) iyon odaları kullanılmaktadır fakat bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik iyon odaları da kullanılabilir. Medikal hızlandırıcılarda birbirinden bağımsız ve kontrol amaçlı iki ayrı iyon odası sistemini bulundurmaktadırlar [26].



*Resim 3: Monitör İyon Odası*

İyon odasının ışınlama kafasındaki pozisyonu önemli bir faktördür. İyonizasyon akımı kolimatörler tarafından arttırılabilmekte, kolimatör değişimi ile değişebilmektedir. Bu durum, değişen alan boyutu ile monitör unit başına dozda değişikliğe neden olabilmektedir. İyon odasının farklı kısımlarına iletilen geri saçılmalarındaki farklılıklar ışın parametreleri kontrolünü etkileyebilmektedir. Bu etkileri en aza indirmek için, kolimatör ile iyon odası arasında metal plaka konulmalı ve iyon odası kolimatör mesafesi maksimum yapılması önerilmektedir.



Şekil 10: Monitör iyon odasının 3d görünümü

Monitör iyon odaları ikili dozimetre sistemi X-Ray ve İnce duvarlı elektron doz odasından oluşur. Bu ikili dozimetre sistemi birincil ve ikincil dozun ayarlanmasını kontrol eder [26].

Doz monitörü dört basamakta görüntülenir;

Birincil doz monitör sistemi dozun olması gereken değerine denk geldiğinde sistemi sonlandırır. Yedek durdurma ikincil doz monitör sistemi ve zamanlayıcı sistem tarafından kilitlenir. Tedavi sırasında elektrik kesilmesi halinde multi unitler arc ve zaman değerleri ve bütün diğer hasta kurulum parametreleri kurtarma için kalıcı hafızada saklanır [4].

### 3. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Radyoterapi işlemleri iki temel kategoriye ayrılır: Harici ışın radyoterapisi ve dahili ışın radyoterapisi (brakiterapi). Harici ışın radyoterapisinde radyasyon kaynağı, hastadan dolayısıyla hasta içindeki hedef hacimden belli bir uzaklıktadır. Işınlama bu uzaklıktan yapılır. Brakiterapi de ise radyasyon kaynakları direk olarak hedef ışınlama hacmi içine yerleştirilir. Harici ışın radyoterapisi çoğunlukla foton ışınlarıyla, daha seyrek elektron demetleriyle, bazen de proton veya nötronlarla yapılan tedavidir. (Podgorsak,2005)

Foton ışınları bazı fiziksel parametrelerle tarif edilir. Oluşum kaynaklarına, üretilme araçlarına ve enerjilerine bağlı olarak değişim gösterirler. Foton ışınlarının iki farklı oluşum kaynağı vardır. Gama ışınları( radyoaktif çekirdekten kaynaklanır ) ve X ışınları (karakteristik fotonlar ve bremsstrahlung fotonları sonucu açığa çıkaran hedef malzemedeki kaynaklanır). X ışınları ya X ışını tüpünden ( yüzeysel veya orta voltaj X ışınları ) ve ya lineer hızlandırıcıdan ( mega voltaj X ışınları ) üretilir (Burns et al.,1996)

Radyoterapi tedavisi sırasında yüksek teknolojiye sahip cihazlar kullanılmaktadır fakat yüksek teknolojiye sahip cihaz kullanıyor olmak iyi ve kusursuz bir radyoterapi uygulamasının garantisini vermez. Tedavi sırasında birtakım kazalar meydana gelebilir. Nedenleri açısından incelendiğinde, kazaların en sık görülen nedeni %50 ile endüstriyel radyolojik radyasyon kazaları olup, ikinci sıradaki neden ise %37 ile tıbbi radyolojik kazalardır. Tıbbi kazalarda radyoterapi-brakiterapi bu olayların başında gelmektedir (%70). İkinci sırada ise sterilizasyon amaçlı ışınlamalar (%15) ve girişimsel radyoterapi ve nükleer tıp kazaları sırasıyla izlenmektedir. Bunlardan kayıtlara geçmiş birkaç örnek:

- 1- 1987 Goiania radyoterapi kazası: Brezilya'da bir özel radyoterapi kliniği taşınırken sezyum kaynağını eski binada bırakmış, bina yıkılırken bu kaynak iki kişi tarafından açılmış, sıvı şeklindeki içerik çevreye yayılmıştır. İki yüz kırk dokuz kişi bu olaydan etkilenmiş, dört kişi ölmüştür.
- 2- 1990 Soreq, İsrail: Endüstriyel ışınlama kazası: Bir görevli hayatını kaybetmiştir.
- 3- 1992 Çin kayıp kobalt 60 kaynağı kazası: Bu kaynağa ulaşan halktan üç kişi ölmüştür.
- 4- 1994 Tammiku Estonya: Atık deposundan nükleer kaynak çıkarılmış, halktan bir kişi ölmüştür.

- 5- 1996 Kostarika Radyoterapi Kazası: İncelenen 113 hastadan 70 hastada -altısında katstrofik olmak üzere- fazla doz verilmesi ile ilgili bir dizi istenmeyen durum oluşmuştur.
- 6- 2000 Tayland kayıp kobalt 60 kaynağı: Kaynağı bulan halktan üç kişi ölmüştür.
- 7- 2000 Mısır kayıp kobalt 60 kaynağı: Kaynağı bulan iki görevli kişi ölmüştür.
- 8- 2001 Panama radyoterapi kazası: Yirmi sekiz hastada fazla doz verilmesi ile ilgili bir dizi komplikasyon oluşmuş, sekizi kaybedilmiştir.

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcı tedavi cihazlarının kabul testlerinin ve kalite kontrol testlerinin vazgeçilmez bir parametresi de monitör iyon odası performansının incelenmesidir. Bizde bu çalışmamızda kalite güvence programının bir parçası olan kalite kontrol ve cihazı hasta alır hale getirmek için yapılan kontrollerden biri olan monitör iyon odası performansını Siemens marka Oncor Impression Plus model M5395 seri numaralı lineer hızlandırıcı tedavi cihazının çeşitli monitör unitlerinde (10MU,20MU,50MU,100MU,200MU) iki foton enerjisi (6 MV ve 18 MV sırasıyla 50 MU/min-300 MU/min doz oranlarında ışın yapan) ve 6MeV,9MeV,12MeV,15MeV,18MeV elektron enerji seviyelerinde (eş merkez uzaklığında 10x10 luk alandan 40x40 lık alana kadar) SSD = 100 cm de, Gantry(kafa) açısı ve kolimatör açısı izomerkez le sıfır dereceye ayarlanarak, ışının doğrusallığını (linearitesini) ,ışının verim değişmezliğini ve ışının uzun dönem kısa dönem kararlılığını çeşitli grafikler ve hesaplamalardan yararlanarak tespit ettik. Çalışmada alınan tüm ölçümler rutin günlük kalibrasyondan sonra alınmıştır. Cihaz Konformal tedavi sırasında “NORMAL” konumda çalışır.

## 4. MATERYAL YÖNTEM

### 4.1. Materyal

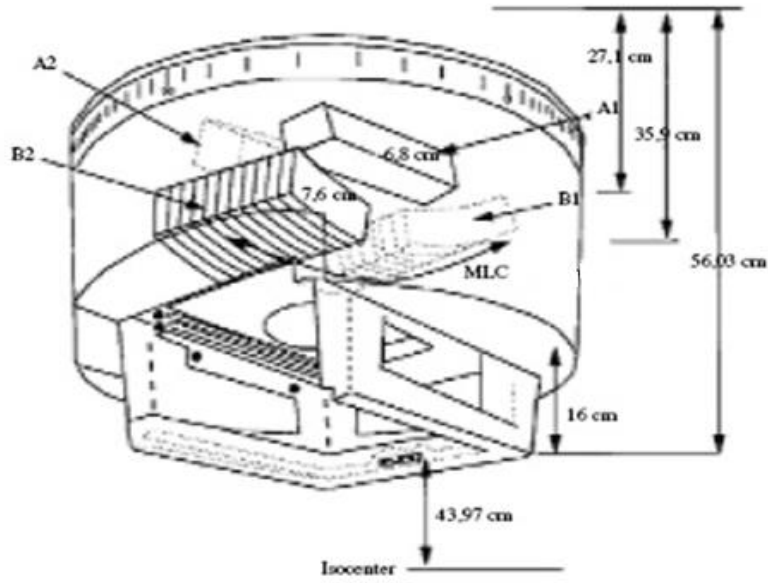
#### 4.1.2. Siemens İmpression Plus Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada M5395 seri nolu Oncor Impression Plus model Siemens marka lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Siemens Oncor Impression M5395 cihazı “Normal” modda çalışarak 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri ve 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV, 21 MeV enerjili elektron demetleri üretebilme özelliğine sahiptir.



Resim 4: Siemens Oncor Impression Plus M5395 cihazı

Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcılarının tedavi kafası içinde sırasıyla tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatörler, tungsten, volfram ve alüminyum alaşımı bir çanı andıran düzleştirici filtre, saçıcı foil, iki monitör iyon odası, Y üst çeneleri ve X alt çeneleri, 41 çift liftten oluşan çok yapraklı kolimatör sistemi ve ışın alanı ile aynı alanı aydınlatmak için kullanılan ışık kaynağı ve ayna sistemi bulunmaktadır.



Şekil 11: Siemens impression plus ışınlama kafa yapısı

Siemens Oncor Impression M5395 cihazı kaynak eş merkez mesafesi diğer lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi 100 cm'dir. Oluşturulabilecek maksimum alan 40cm × 40cm ve minimum alan 2cm × 2cm ile sınırlandırılmıştır.

### 4.1.3. Elektrometre

Elektrometre iyon odasında toplanan yükün ölçülmesini sağlamaktadır. Demet kalitesinin tespitinde kullanılan PTW UNIDOS markalı elektrometre; R, R/dak, Gy, Sv/saat; amper ve coulomb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetredir. Polarite voltajı 0-400V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir. Foton için ölçüm aralığı 70 kV-40 MV'tur. Elektron demetlerinde 50 MeV enerjiye kadar ölçüm yapılabilmektedir. Bu çalışmada PTW UNIDOS markalı, modeli T10008, seri numarası 80616 olan elektrometre kullanılmıştır.



Resim 5: PTW Unidos Elektrometre

### 3.1.4. İyon odaları

Ölçümler esnasında PTW marka, TM30010 model, 2403 seri numaralı PMMA tipi  $0,6 \text{ cm}^3$  hacimli silindirik iyon odası ve PTW marka, TM34045 model, 679 seri numaralı paralel iyon odası kullanılmıştır. Orta enerjili X ışınları, Cs-137  $\gamma$  ışınları, Co-60  $\gamma$  ışınları, Yüksek enerjili X ışınları ve  $E_0 \geq 10 \text{ MeV}$  olan elektronlar silindirik iyon odaları ile ölçülmektedirler. Düşük enerjili X ışınları ve  $E_0 < 5 \text{ MeV}$  olan elektronların ölçümünde paralel düzlem iyon odaları ve  $5 \text{ MeV} \leq E_0 < 10 \text{ MeV}$  enerjili elektronların ölçümünde paralel düzlem veya silindirik iyon odaları kullanılmaktadır [3].

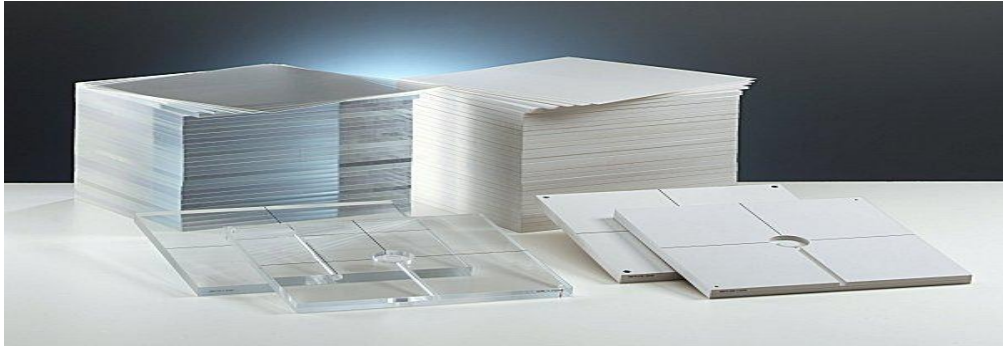




Resim 6 (a) Paralel düzlem iyon odası Resim 5 (b) Silindirik iyon odası

#### 4.1.4. Katı Su Fantomu (RW3)

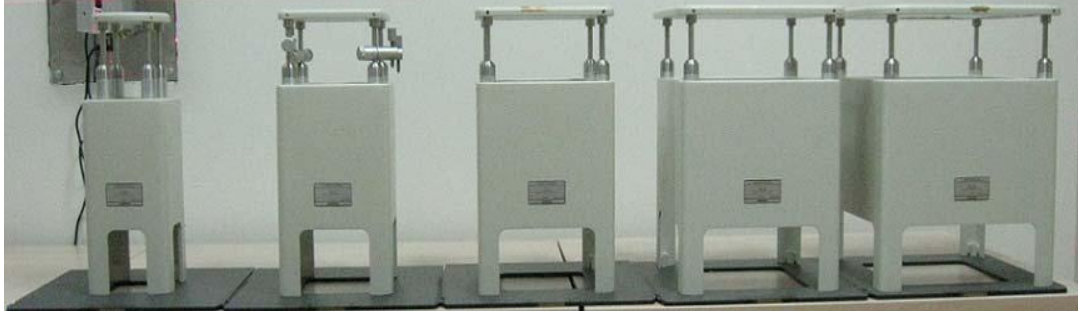
Katı su fantomu yüksek enerji fotonları ve elektronların desimetresi için geliştirilmiş su eşdeğeri dozimetri fantomudur. Bu çalışmada kullanılan katı su fantomu malzemesi %2 ( $\pm$  %4) oranla TiO<sub>2</sub> içeren polistirendir (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>). 60Co-25 MV foton enerjileri ve 5-25 MeV elektron enerjilerinde kullanıma uygundur. Yoğunluğu 1,045 g/cm<sup>3</sup>'dür. Suyun elektron yoğunluğundan 1,012 kat yüksek elektron yoğunluğuna sahiptir. Katı su fantomu kullanılan ölçümlerde 30cm  $\times$  30cm boyutlarında 1 mm, 2 mm, 5 mm ve 10 mm kalınlıkta levhalar kullanılmıştır. Bir tane 2 cm'lik levha içine 0,6 cm<sup>3</sup>'lük iyon odası girebilmesi için özel dizayn edilmiştir [27].



Resim 7: RW3 katı su fantomu

#### 4.1.5 Elektron aplikatörleri

Saçıcı foillerden geçen elektronlar açısal olarak saçılırlar. Saçıcı foil ve hızlandırıcı kafasındaki diğer aparatlardan saçılan elektronlar hastada kabul edilmez bir yarı gölge oluşturur. Bu durumu engellemek için aplikatör diğer isimi ile kon kullanılır.



Resim8: Elektron aplikatörleri (kon)

#### 4.2. Yöntem

Radyasyon tedavisinin başarısı veya başarısızlığında tümöre verilen dozun doğruluğu önemlidir. Belirlenmiş noktaya verilen doz, tanımlanan dozun  $\pm\%5$  i içinde olmalıdır. Tedavi cihazlarına iyi bir radyoterapi için kabul edilebilir bir standardın konması ve cihazın başarıyla çalışmasının sağlanması için kalite temini programlarına gerek vardır. Medikal lineer hızlandırıcılar radyasyon tedavi cihazlarının çoğunluğunu kapsar. Bu cihazların giderek yoğun bilgisayar kontrollü olarak imal edilmeleri bu cihazların kontrollerini daha da karmaşık hale getirmektedir. Lineer hızlandırıcı kalite kontrol testleri iki şekilde olur.( Mekanik testler ve dozimetrik testler). Bu tez çalışmasında Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Hastanesi Radyoterapi Ünitesinde bulunan M5395 seri nolu Samsung marka İmpression Plus model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının dozimetrik parametrelerinin tolerans sınırları içinde olup olmadığını inceledik. Dozimetrik parametreler tolerans limitleri içinde olmalıdır.

Bu testler için limitler ve yapılma sıklıkları AAPM(Rp40,45), IPSPM (Rp54) , IEC (No976,977) gibi uluslararası kuruluşlar ve çeşitli yayınlar tarafından bildirilmiştir. Burada amaç kalite temini testlerinin, cihazlanma, kalite kontrol araçları, insan gücü ve hasta potansiyeli göz önünde bulundurularak optimum sıklıkta yapılmasını sağlamaktır. Tablo 2' de medikal lineer hızlandırıcılarda günlük, aylık ve yıllık dozimetrik kalite temini için gerekli testler, toleranslar ve yapılma sıklıkları verilmiştir. [21].

Sıklık	İşlem	Tolerans
--------	-------	----------

#### **Günlük Dozimetri**

X-ışını verimi kalibrasyonu  $\pm\%3$

Elektron verim kalibrasyonu  $\pm\%3$

X-ışını ve elektron verim değişmezliği  $\pm\%3$

#### **Aylık Dozimetri**

X-ışını verimi kalibrasyonu  $\pm\%2$

Elektron verim kalibrasyonu  $\pm\%3$

X-ışını ışın düzgünlüğü ve simetrisi  $\pm\%3$

Elektron ışın düzgünlüğü ve simetrisi  $\pm\%3$

#### **Yıllık Dozimetri**

X-ışını verimi kalibrasyonu  $\pm\%3$

Elektron verim kalibrasyonu	$\pm\%3$
X-ışını ışın düzgünlüğü ve simetri	$\pm\%3$
Elektron ışın düzgünlüğü ve simetri	$\pm\%3$
Monitör lineerliği	$\pm\%1$
End Effect	$<1\text{MU}$

*Tablo 2 b: Medikal lineer hızlandırıcılarda günlük, aylık, yıllık dozimetrik kalite temini tablosu*

Bizde bu tezde elektron (MeV) ve x ışınları (MV) için her bir enerji seviyesinde lineer hızlandırıcının

- 1) Radyasyon dozunun (veriminin) değişmezliği
- 2) Doğrulsallık (linearite)
- 3) Kısa dönem kararlılığı- Uzun dönem kararlılığı

Bu hesapları yaparken birtakım formüller ve ölçümlerden yararlandık.

**Doğrulsallık(linearite) hesaplanırken:** İntegral doza göre monitör sistemin davranışı kontrol edilmelidir .Bunun için farklı MU' lerde (10,20,50,100,200....) akseleratörün verimi elde edilir. MU e karşı doz grafiği çizilir. Lineer regresyon analizi lineerlikten sapmayı gösterecektir. Bu regresyonun apsisi kestiği nokta monitör sistemin (end effectini) gösterir. Diğer bir seçenek olarak end effect *iki* ışınlama metoduyla da tayin edilebilir. Bu tez çalışmasında doğrulsallık için her iki yöntemde kullanılmıştır.

*İki ışınlama metodu*

$$\text{End effect} = \frac{MU(R_4 - R_1)}{4R_1 - R_4}$$

MU=100, R1=100 MU' lük tek ışınlama, R4 = 25 MU lük kesintilerle toplam 100 MU' lik ışınlama.

***Radyasyon dozunun (veriminin) değişmezliği yöntemi:***

- 10 MU,20 MU,50 MU,100 MU,200 MU için üçer kez ışınlama yapılır.
- $\left( \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\min}} \right) \times 100$  ü hesaplanır.
- Ortalama okuma x tüm faktörler = beklenen okumayı hesaplarız.
- Buna göre MU 'u ayarlayıp, dozu 3 kere ölçüp, ortalamasını alırsınız.
- Beklenen dozu mukayese ederiz.

***Kısa dönem kararlılığı (ışının simetrikliği ve düzgünlüğü)***

- Günün başlangıç, orta ve bitiminde üç 100 MU için üç ölçü yap ve ortalamasını al.
- Herbir ölçüyü ortalamayla mukayese et.
- Uzun dönem stabilite testinde uygulamak için 3 ortalamanın ortalamasını hesapla (Av1)
- Kriter:  $(\max - \min) / \min \times 100 < 2\%$

***Uzun dönem kararlılığı (ışının simetrikliği ve düzgünlüğü)***

- Kısa dönem kararlılığı ölçümlerinden bir hafta sonra günün üç ayrı zamanında 100 MU için ölçü yap ve ortalamasını al.
- Üç ortalamanın ortalamasını hesapla ( Av2)
- Kriter :  $(Av1 - Av2) / Av2 \times 100 < +_2 \%$

## 5. ARAŞTIRMA BULGULARI

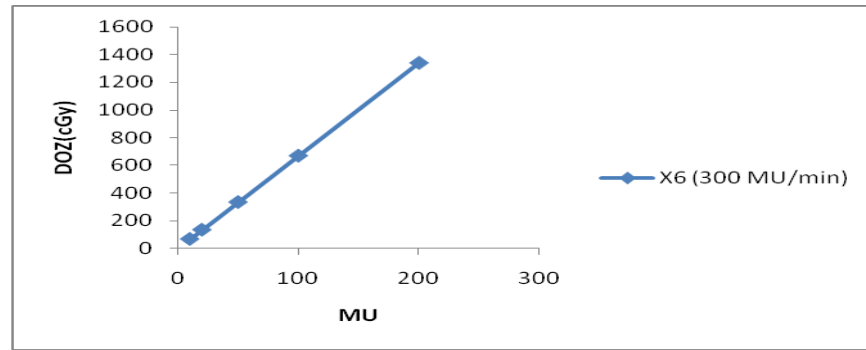
### 5.1. X18 ve X6 IŞINLARI İÇİN DOĞRUSALLIK(LİNEARİTE) ÖLÇÜMLERİ

#### 5.1.1. X6 ışını için 300MU/min. de doğrusallık ölçümleri

Ölçümler SSD = 100 cm, d=10 cm, k=1,004 ve cGy cinsinden alınmıştır.

	$X_6$ (300MU/min)			
	d = 10 cm		k = 1,004	
	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM	ORAN
10 MU	67,000	67,000	67,100	67,033
20 MU	133,700	133,800	133,900	133,800
50 MU	333,900	333,100	333,800	333,600
100 MU	668,600	668,700	668,800	668,700
200 MU	1339,000	1339,300	1339,000	1339,099

Tablo 3:  $X_6$  ışını için 300MU/min de doğrusallık verileri



Grafik1: X6 ışını için (300MU/min) doğrusallık grafiği

**5.1.1.1. İki ışınlama metodu kullanılarak X<sub>6</sub> ışınlarının doğrusallık ölçümleri.**

Ölçümler SSD =100 cm, d=10 cm, T=15,4 C<sup>0</sup>, P=898,3 hPa rad. Birimi cGy alınarak yapılmıştır.

	R4	R1,1	R1,2	R3,1	R4,1	End effect yuzdesi
X <sub>6</sub> (300MU/min)	0,6706	0,1676	0,3353	0,5029	0,6706	%0,5

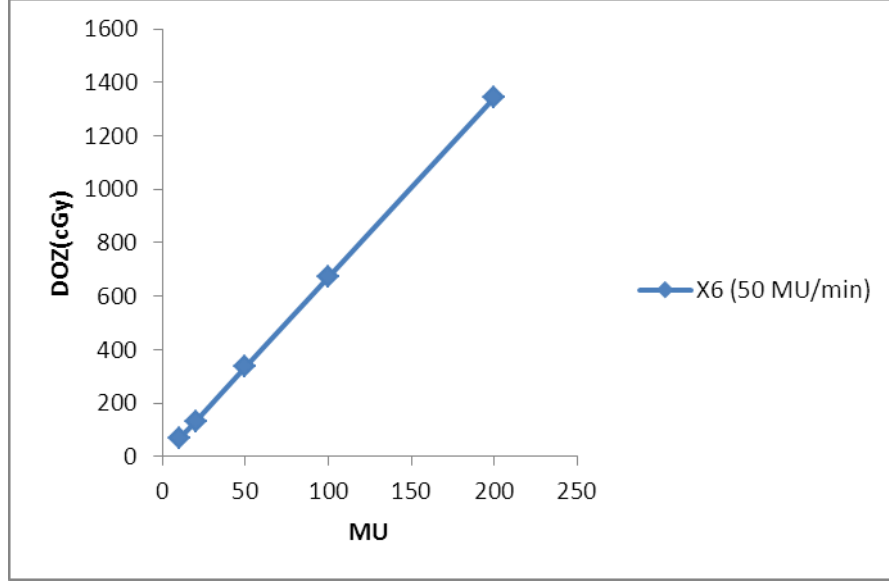
*Tablo4: İki ışınlama metodu kullanılarak X<sub>6</sub> ışınlarının doğrusallık verileri*

**5.1.2. X<sub>6</sub> ışını için 50MU/min de doğrusaldık ölçümleri**

Ölçümler SSD = 100cm, d=10 cm k=1,004 T=15,4 C<sup>0</sup> P=898,3 hPa rad.birimi cGy alınarak yapılmıştır.

	X <sub>6</sub> (50MU/min)			
	d = 10 cm			k=1,004
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10 MU	66,700	66,830	66,920	66.816
20MU	133,600	133,720	133,810	133.710
50MU	335,200	335,400	335,300	335.300
100MU	670,500	670,600	671,700	670.933
200MU	1343,000	1343,100	1343,200	1343.099

*Tablo5: X<sub>6</sub> ışını için 50MU/min de doğrusallık verileri*



Grafik 2: X6 ışını 50(MU/min) doğrusallık grafiği

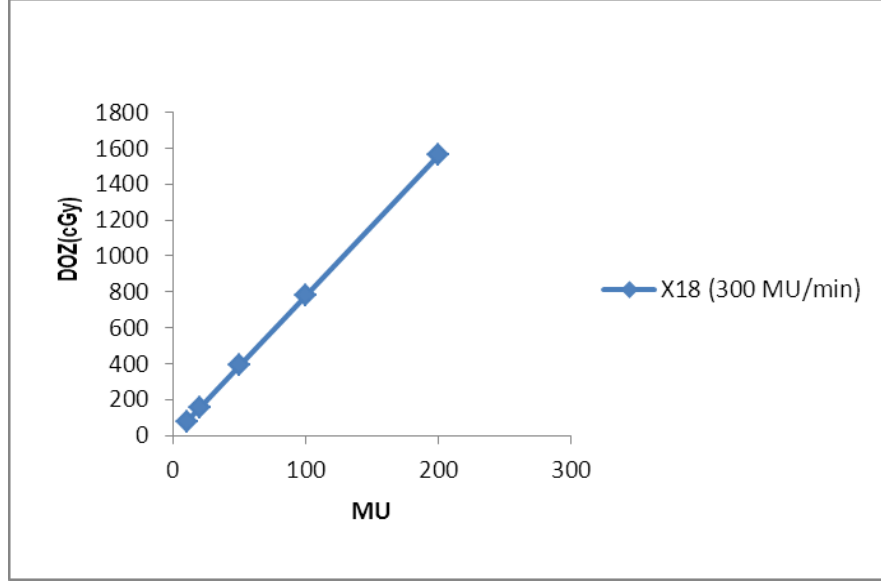
### 5.1.3. X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık ölçümleri

Ölçümler SSD = 100cm, d=10 cm k=1,004 T=15,4 C<sup>0</sup> P=898,3 hPa rad.  
Birimi cGy alınarak yapılmıştır.

	X <sub>18</sub> (300MU/min)			
	d=10 cm		k=1,000	
	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10 MU	79.700	79.800	79.900	79.800
20 MU	155.900	155.110	155.100	155.370
50 MU	390.700	390.800	390.900	390.800
100 MU	780.900	780.110	780.100	780.370
200 MU	1563.000	1564.000	1562.000	1563.000

Tablo 6: . X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık verileri





*Grafik3: X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık grafiği*

### 5.1.3.1. İki ışınlama metodu kullanılarak X18 ışınlarının doğrusallık ölçümleri.

Ölçümler SSD =100 cm ,d=10 cm, T=15,4 C<sup>0</sup> ,P=898,3 hPa rad. Birimi cGy alınarak yapılmıştır.

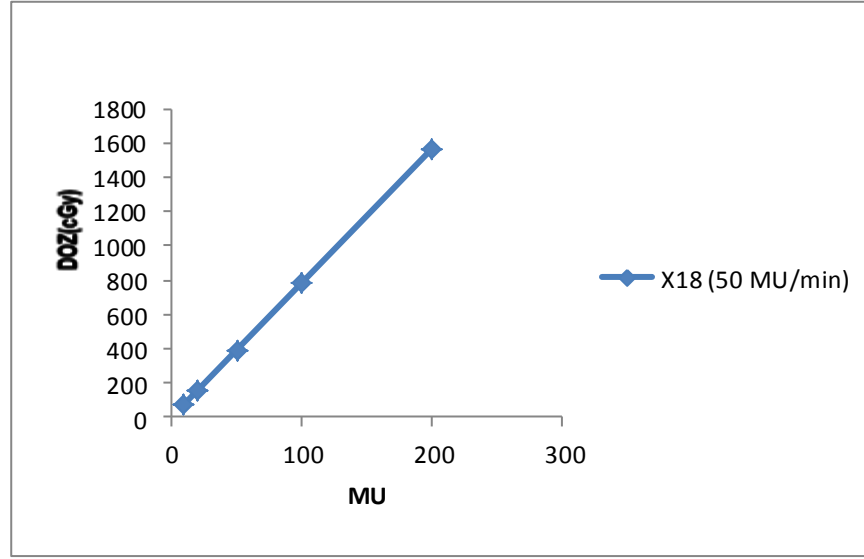
	R4	R1,1	R1,2	R1,3	R1,4	End effect yüzdesi
X18(300MU/min)	0.7814	0.1953	0.3906	0.5859	0.7812	%3.4

*Tablo7: İki ışınlama metodu kullanılarak X18 ışınlarının doğrusallık verileri*

#### 5.1.4. X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık ölçümleri

	$X_{18}$ (50 MU/min)			
	d =10cm		k=1.000	
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10MU	78.2	78.3	78.5	78.333
20MU	156.8	156.8	156.9	156.833
50MU	392.6	392.7	392.8	392.700
100MU	784.2	784.3	784.4	784.300
200MU	1568.0	1569.0	1567.0	1568.000

Tablo8: X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık verileri



Grafik 4: X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık grafiği

## 5.2. $X_{18}$ ve $X_6$ IŞINLARI İÇİN VERİM DEĞİŞMEZLİĞİ ÖLÇÜMLERİ

5.2.1.  $X_6$  ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği ölçümleri.

X6		
	50 MU/min	300 MU/min
ÖLÇÜM1	1.348	1.342
ÖLÇÜM2	1.346	1.345
ÖLÇÜM3	1.345	1.346
Verim	%0.223	%0.298
Değişmezliği		

Tablo9:  $X_6$  ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği verileri

5.2.2.  $X_{18}$  ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği ölçümleri

X18		
	50 MU/min	300 MU/min
ÖLÇÜM1	1.578	1.570
ÖLÇÜM2	1.575	1.569
ÖLÇÜM3	1.576	1.570
Verim	%0.190	%0.063
Değişmezliği		

Tablo10:  $X_{18}$  ışını için 300 MU/min de ve 50 MU/min de verim değişmezliği verileri

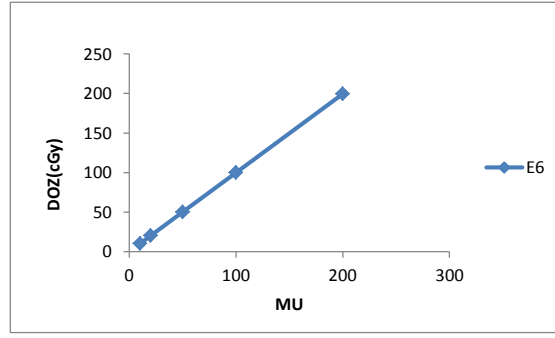
### 5.3. E6, E9, E12, E15, E18 İÇİN DOĞRUSALLIK (LİNEARİTE) ÖLÇÜMLERİ

#### 5.3.1. E6 için doğrusallık (linearite) ölçümleri.

Ölçümler SSD = 100cm, P = 904 mmHg, T = 17 C<sup>0</sup>, dmax=1,2, k=0.982 parametreleriyle alınmıştır.

	$E_6$			
	d max = 1,2		k=0.982	
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10MU	10.2	10.0	10.4	10.2
20MU	20.2	20.2	20.2	20.2
50MU	50.4	50.0	50.2	50.2
100MU	99.8	100.0	100.0	99.9
200MU	199.4	199.4	199.6	199.5

Tablo11:  $E_6$  için doğrusallık(linearite) verileri



*Grafik 4: E6 için doğrusallık grafiği*

**5.3.1.1. E6 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) ölçümü**

	R4 (100MU)	R1,1 (25MU)	R1.2 (25MU)	R1.3 (25MU)	R1.4 (25MU)	End Effect(%)
E6	0.99	0.25	0.5	0.75	1	-0.332

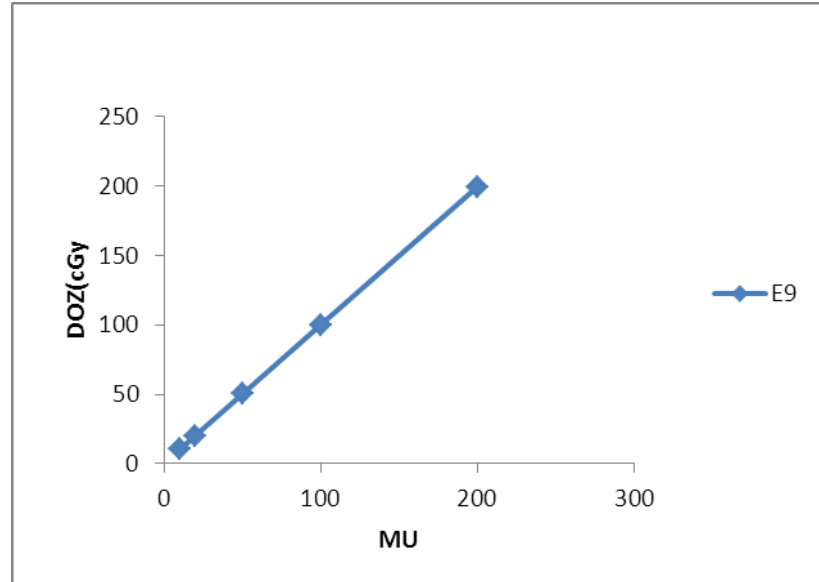
*Tablo12: E6 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık verileri*

### 5.3.2. $E_9$ için doğrusallık (linearite) ölçümleri

Ölçümler SSD = 100 cm, P = 904 mmHg, T = 17 C<sup>0</sup> , dmax=2 cm, k=0.959 parametreleriyle alınmıştır .

	E9			
	d max=2cm		k=0.959	
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10MU	10,2	10,2	10,0	10.133
20MU	20,4	20,4	20,2	20.133
50MU	50,2	50,0	50,0	50.133
100MU	100,0	100,0	100,0	100,0
200MU	199,4	199,4	199,4	199,4

Tablo13 :  $E_9$  için doğrusallık(linearite) verileri



Grafik6 :  $E_9$  için doğrusallık(linearite) grafiği

**5.3.2.1. E9 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) ölçümü**

	R4(100MU)	R1,1(25MU)	R1.2(25MU)	R1.3(25MU)	R1.4(25MU)	End Effect(%)
E9	0.998	0.252	0.504	0.752	1.008	-0.01

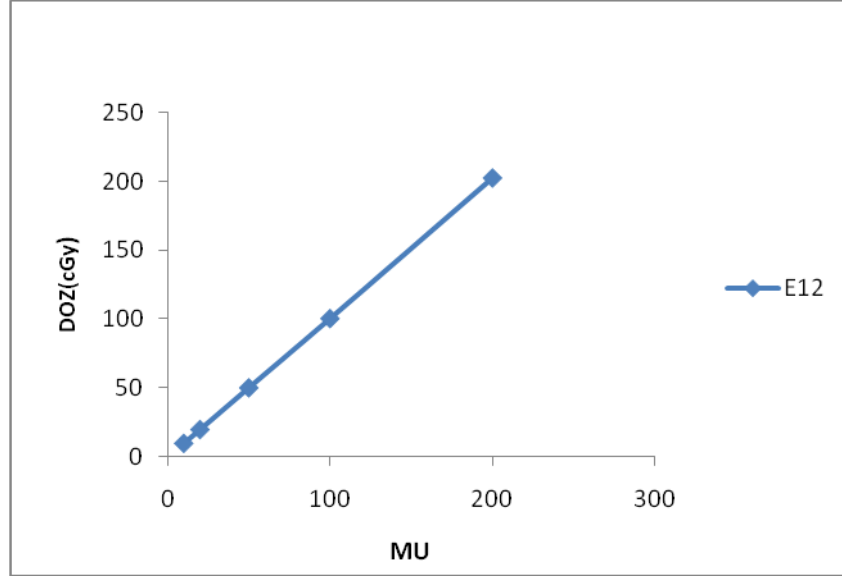
*Tablo14: E9 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri*

**5.3.3.  $E_{12}$  için doğrusallık (linearite) ölçümleri**

Ölçümler SSD = 100 cm, P = 904 mmHg, T =17, dmax=2,6 cm, k=0.949 parametreleriyle alınmıştır.

	E12			
	d max=2,6 cm			k=0.949
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10MU	10,4	10,2	10,4	10.333
20MU	20,4	20,2	20,4	20.333
50MU	50,8	50,6	50,4	50,6000
100MU	101,0	100,8	100,6	100,800
200MU	202,8	202,6	202,6	200,700

*Tablo 15:  $E_{12}$  için doğrusallık(linearite) verileri*



Grafik7 : E<sub>12</sub> için doğrusallık(linearite) grafiği

### 5.3.3.1. E12 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) ölçümü

	R4 (100MU)	R1,1 (25MU)	R1.2 (25MU)	R1.3 (25MU)	R1.4 (25MU)	End Effect (%)
E12	0.99	0.25	0.5	0.75	1	-0.332

Tablo16: E12 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri

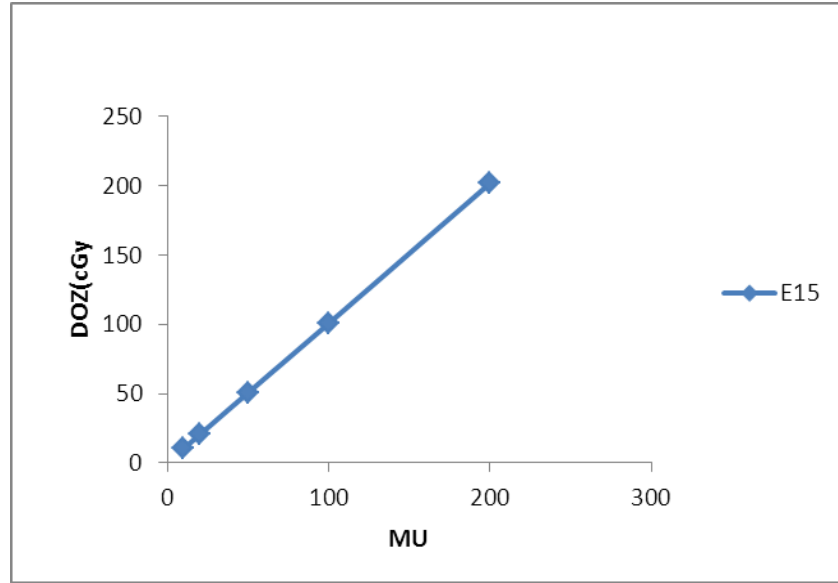
### 5.3.4. E15 için doğrusallık (linearite) ölçümleri

Ölçümler SSD = 100cm, P = 904 mmHg, T = 17 C<sup>0</sup> , dmax=3 cm, k=0.929 parametreleriyle alınmıştır.



	$E_{15}$			
	<b>d max = 3 cm</b>			
	<b>k=0.929</b>			
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
<b>10MU</b>	10,4	10,6	10,4	10.466
<b>20MU</b>	20,6	20,4	20,4	20.466
<b>50MU</b>	50,8	50,6	50,6	50.666
<b>100MU</b>	100,8	100,6	100,6	100.66
<b>200MU</b>	201,6	201,6	201,8	201.66

Tablo17:  $E_{15}$  için doğrusallık(linearite) verileri



Grafik8: :  $E_{15}$  için doğrusallık(linearite) grafiği

**5.3.4.1. E15 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) ölçümü**

	R4 (100MU)	R1,1 (25MU)	R1.2 (25MU)	R1.3 (25MU)	R1.4 (25MU)	End Effect (%)
E15	0.99	0.252	0.504	0.752	1.008	-0.59

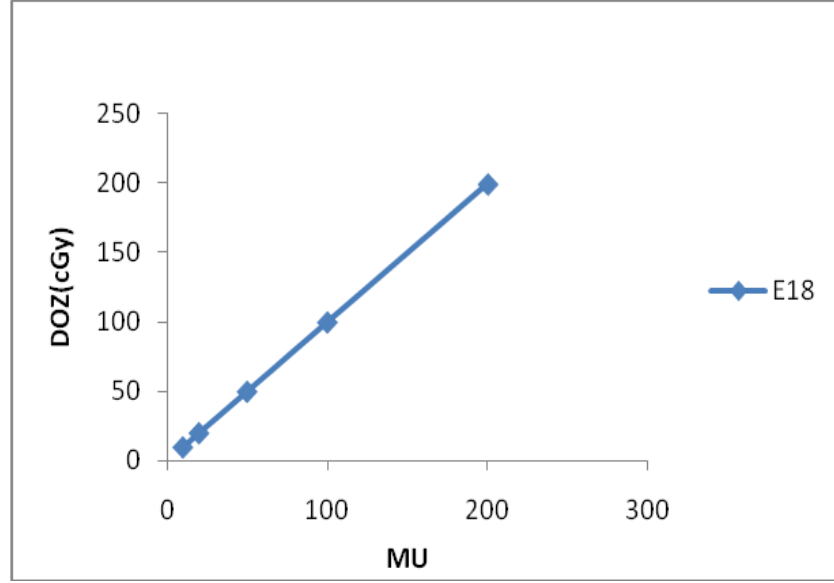
*Tablo 18: E15 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri*

**5.3.5. E18 için doğrusallık(linearite) ölçümleri**

Ölçümler SSD = 100cm, P = 904 mmHg, T =17 C<sup>0</sup> , dmax=2 cm, k=0.918 parametreleriyle alınmıştır.

	E18			
	d max = 2 cm			k=0.918
	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3	ORAN
10MU	10,2	10,0	10,2	10.133
20MU	20,4	20,2	20,4	20.133
50MU	50,2	50,0	50,2	50.133
100MU	100,2	100,0	100,0	100.066
200MU	199,4	199,4	199,4	199,400

*Tablo19: E<sub>18</sub> için doğrusallık (linearite) verileri*



Grafik 9: :  $E_{18}$  için doğrusallık (linearite) grafiği

### 5.3.5.1. E18 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) ölçümü

	R4 (100MU)	R1,1 (25MU)	R1.2 (25MU)	R1.3 (25MU)	R1.4 (25MU)	End Effect (%)
E18	0.988	0.248	0.496	0.744	0.996	-0.267

Tablo20: E18 için iki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) verileri

### 5.5. Elektronlar ve X ışınları uzun dönem, kısa dönem kararlılığı ölçümleri

Kısa dönem kararlılığı ölçümleri günün başlangıç, gün ortası ve bitiminde alınmıştır. Uzun dönem kararlılığı ölçümleri ise bir hafta sonra günün başlangıç, gün ortası ve gün bitiminde alınmıştır.

**5.5.1.**  $X_6$  ışını için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri.

100MU	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3
Kısa Dönem	0.779	0.781	0.782
Uzun Dönem	0.780	0.782	0.780

*Tablo21:  $X_6$  ışını için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı verileri*

**5.5.2.**  $X_{18}$  ışını için kısa ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri.

100 MU	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM 2	ÖLÇÜM 3
Kısa Dönem	99.8	100.0	100.0
Uzun Dönem	99.8	100.1	100.0

*Tablo22:  $X_{18}$  ışını için kısa ve uzun dönem kararlılığı verileri*

**5.5.3.**  $E_6$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri

100MU	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM 2	ÖLÇÜM 3
Kısa Dönem	0.682	0.680	0.679
Uzun Dönem	0.681	0.679	0.678

*Tablo23:  $E_6$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı*

**5.5.4 .**  $E_9$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı

100 MU	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM 2	ÖLÇÜM 3
Kısa Dönem	100.0	100.0	100.0
Uzun Dönem	100.0	100.1	99.879

Tablo24:  $E_9$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı verileri

**5.5.5.**  $E_{12}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı

100 MU	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM 2	ÖLÇÜM 3
Kısa Dönem	101,0	100,8	100,6
Uzun Dönem	100.8	100.0	100.5

Tablo25:  $E_{12}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı

**5.5.6.**  $E_{15}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı ölçümleri.

100 MU	ÖLÇÜM 1	ÖLÇÜM 2	ÖLÇÜM 3
Kısa Dönem	100,8	100,6	100,6
Uzun Dönem	100.8	100.6	100.8

Tablo26:  $E_{15}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı.

**5.5.7**  $E_{18}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı.

100 MU	ÖLÇÜM1	ÖLÇÜM2	ÖLÇÜM3
Kısa Dönem	100.1	100.1	100.0
Uzun Dönem	100,2	100,0	100,0

Tablo27:  $E_{18}$  için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı verileri

## 6. HESAPLAMALAR

### X6 ışınları için (300 MU/min) doğrusallık hesaplaması.

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{67.0+67.1+67.0}{3} = 67.033333333333$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{133.7+133.8+133.9}{3} = 133.8$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{333.900+333.100+333.800}{3} = 333.6$$

$$100\text{MUteüçölçümoranı} = \frac{668.6+668.7+668.8}{3} = 668.00000000001$$

$$200 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{1339.0+1339.3+1339.0}{3} = 1339.099999$$

### X6 ışınları için (50 MU/min) doğrusallık hesaplaması

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{66.7+66.83+66.92}{3} = 66.8166667$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{133.6+133.72+133.81}{3} = 133.71$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{335.2+335.4+335.3}{3} = 335.3$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{670.5+670.6+671.7}{3} = 70.933333333$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{1343.0+1343.1+1343.2}{3} = 1343.09999999$$

### **X18 ışını için (300MU/min) doğrusallık verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{333.900+333.100+333.800}{3} = 333.6$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{333.900+333.100+333.800}{3} = 333.6$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{390.7+390.8+390.9}{3} = 390.8$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{780.9+780.10+780.11}{3} = 780.37$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{1563+1562+1564}{3} = 1563$$

### **X18 ışını için (50MU/min) doğrusallık verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{78.2+78.3+78.4}{3} = 78.333333$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{156.8+156.8+156.9}{3} = 156.83333333$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{392.6+392.7+392.8}{3} = 392.7$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{784.2+784.3+784.4}{3} = 784.3$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{1567.0+1569.0+1568.0}{3} = 1568$$

**X6 ve X18 ışınları için İki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) hesaplaması**

$$\text{End effect} = \frac{MU(R_4 - R_1)}{4R_1 - R_4}$$

$$R_{1,1} = 25MU$$

$$R_{2,1} = R_{1,1} + 25MU$$

$$R_{3,1} = R_{2,1} + 25MU$$

$$R_{4,1} = R_{3,1} + 25MU$$

$$X_6 \text{ için End effect} = \frac{100 \times (0,6707 - 0,6706)}{4 \times 0,6706 - 0,6706} = \%0,5$$

$$X_{18} \text{ için End effect} = \frac{100 \times (0,7882 - 0,7814)}{4 \times 0,7822 - 0,7814} = \%3,4$$

**X6 ve X18 IŞINLARI İÇİN VERİM DEĞİŞMEZLİĞİ HESAPLAMASI**

$$\text{Verim değişmezliği} = \left( \frac{D \text{ max} - D \text{ min}}{D \text{ min}} \right) \times 100$$



$$X_6(50MU / \text{min}) \text{ İçin Verim değişmezliği} = \frac{(1,348-1,345)}{1,345} = \%0,223$$

$$X_6(300MU / \text{min}) \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1,346-1,342)}{1,342} = \%0,298$$

$$X_{18}(50MU / \text{min}) \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1,578-1,575)}{1,575} = \%0,190$$

$$X_{18}(300MU / \text{min}) \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1,570-1,569)}{1,569} = \%0,063$$

#### **E6 için doğrusallık (linearite) verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{100.2+100.0+100.0}{3} = 100.0666666667$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{20.1+20.2+20.3}{3} = 20.2$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{50.2+50.0+50.4}{3} = 50.2$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{99.8+100.0+100.0}{3} = 99.93333333$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{199.4+199.0+199.8}{3} = 199.4$$

#### **E9 için doğrusallık(linearite) verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{10.2+10.2+10.0}{3} = 10.1333333333$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{20.4 + 20.4 + 20.2}{3} = 20.333333$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{50.0 + 50.2 + 50.2}{3} = 50.1333333$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{100 + 100 + 100}{3} = 100$$

$$200 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{199.4 + 199.4 + 199.4}{3} = 199.4$$

### **E12 için doğrusallık verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{10.4 + 10.4 + 10.2}{3} = 10.033333$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{199.4 + 199.4 + 199.4}{3} = 199.4$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{50.8 + 50.6 + 50.4}{3} = 50.666666666$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{100.8 + 100.6 + 101.0}{3} = 100.8$$

$$200 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{202.8 + 202.6 + 202.6}{3} = 202.6666666$$

### **E15 için doğrusallık(linearite) verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{202.8+202.6+202.6}{3} = 202.6666666$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{20.6+20.4+20.4}{3} = 20.46666666667$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{133.1+133.8+133.9}{3} = 133.6$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{100.6+100.6+100.8}{3} = 100.66666666667$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{201.6+201.6+201.8}{3} = 201.66666666667$$

### **E18 için doğrusallık (linearite) verileri**

$$10 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{10.2+10.0+10.2}{3} = 10.1333333333$$

$$20 \text{ MU Te üç ölçüm oranı} = \frac{20.4+20.4+20.2}{3} = 20.3333333333$$

$$50 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{50.2+50.0+50.2}{3} = 50.1333333333$$

$$100 \text{ MU te üç ölçüm oranı} = \frac{100.2+100.0+100.0}{3} = 100.06666666667$$

$$200\text{MU te üç ölçüm oranı} = \frac{199.4+199.4+199.4}{3} = 199.4$$

**Elektronlar için İki ışınlama metodu kullanılarak doğrusallık (linearite) hesaplaması**

$$\text{End effect} = \frac{MU(R_4 - R_1)}{4R_1 - R_4}$$

$$R_{1,1} = 25MU$$

$$R_{2,1} = R_{1,1} + 25MU$$

$$R_{3,1} = R_{2,1} + 25MU$$

$$R_{4,1} = R_{3,1} + 25MU$$

$$E_6 \text{ için End effect} = \frac{100(0.990 - 1.000)}{4 \times 1.000 - 100} = -\%0.332$$

$$E_9 \text{ için End effect} = \frac{100(0.998 - 1.008)}{4 \times 1.008 - 0.998} = -\%0.329$$

$$E_{12} \text{ için End effect} = \frac{100(0.990 - 1.000)}{4 \times 1.000 - 0.990} = -\%0.332$$

$$E_{15} \text{ için End effect} = \frac{100(0.990 - 1.008)}{4 \times 1.008 - 0.990} = -\%0.596$$

$$E_{18} \text{ için End effect} = \frac{100(0.988 - 0.996)}{4 \times 0.996 - 0.988} = -\%0.267$$

**E6,E9,E12,E15,E18 IŞINLARI İÇİN VERİM DEĞİŞMEZLİĞİ HESAPLAMASI**

$$\text{Verim değişmezliği} = \left( \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\min}} \right) \times 100$$

$$E_6 \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1.980 - 1.972)}{1.972} \times 100 = \%0.406$$

$$E_9 \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1.998 - 1.992)}{1.992} \times 100 = \%0.301$$

$$E_{12} \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1.982 - 1.974)}{1.974} \times 100 = \%0.405$$

$$E_{15} \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1.982 - 1.980)}{1.980} \times 100 = \%0.202$$

$$E_{18} \text{ İçin verim değişmezliği} = \frac{(1.984 - 1.974)}{1.974} \times 100 = \%0.507$$

## **KISA DÖNEM VE UZUN DÖNEM KARARLILIğI HESAPLAMALARI**

### **X6 ışını için kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı**

Üç ölçümün ortalamasını alalım,

$$\frac{0.682 + 0.680 + 0.679}{3} = 0.68036666$$

Her bir ölçü yaklaşık olarak ortalamaya eşittir.

$$Av1 = 0,2267886667$$

$$\text{Kriter: } \frac{(\max - \min)}{\min} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter: } = \frac{(0.682 - 0.679)}{0.679} \times 100 = 0,441826$$

Uzun dönem kararlılığı üç ölçümün ortalamasını alıriz.

$$\frac{0.681 + 0.679 + 0.678}{3} = 0.6793333333333333$$

$$Av2 = 0,22644444444444$$

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter} = \frac{0.2267888666667 - 0.2264444444444}{0.2264444444444} \times 100 = 0.1521000983467$$

### **X18 ışınları için kısa ve uzun dönem kararlılığı**

Üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{0.779 + 0.781 + 0.782}{3} = 0.7806999$$

Her bir ölçümümüz yaklaşık olarak ortalamaya eşittir.

$$Av1 = 0,2602333333333 \quad \text{Kriter} = \frac{(\max - \min)}{\min} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter} = \frac{0.782 - 0.779}{0.779} \times 100 = 0,38510911425$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım.

$$\frac{0.780 + 0.782 + 0.780}{3} = 0.780666666667$$

$$Av2: = 0,26022222222222$$

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter: } \frac{0.2602333333 - 0.26022222222222}{0.26022222222222} \times 100 = 0,004269842023$$

### **E6 için kısa ve uzun dönem kararlılığı**

Üç ortalamanın ortalamasını alalım,

$$\frac{99.8 + 100.0 + 100.0}{3} = 99.9333333333$$

Her bir ölçüm yaklaşık olarak ortalamaya yakındır.

$$Av1 = 33.31111111111111 \quad \text{Kriter} = \frac{(\max - \min)}{\min} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter} = \frac{100 - 99.8}{99.8} \times 100 = 0,2004008016$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{99.8 + 100.1 + 100.0}{3} = 99.9666666666667$$

Av2: 33,3222222222

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter: } \frac{33.322222222222 - 33.311111111111}{33.311111111111} \times 100 = 0.03335557038$$

### **E9 için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı**

Üç ortalamanın ortalamasını alalım,

$$\frac{100.0 + 100.1 + 100.0}{3} = 100.033333333333$$

Her bir ölçüm yaklaşık olarak ortalamaya yakındır.

Ortalamanın ortalamasını alalım: Av1

Av1: 33,344444444444

$$\text{Kriter} = \frac{(\max - \min)}{\min} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter : } \frac{(100.1 - 100)}{100} \times 100 = 0,1$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{100.0 + 100.1 + 99.879}{3} = 99.993$$

Av2: 33.331

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$



$$\text{Kriter: } \frac{33.344444444444 - 33.331}{33.331} \times 100 = 0,04033415686$$

### **E12 için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı**

Üç ortalamanın ortalamasını alalım,

$$\frac{100.0 + 100.8 + 100.3}{3} = 100.36666666666667$$

Her bir ölçüm yaklaşık olarak ortalamaya yakındır.

$$Av1: 33,475555555556 \quad \text{Kriter} = \frac{(\text{max} - \text{min})}{\text{min}} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter: } \frac{100.8 - 100}{100} \times 100 = 0,8$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{100.8 + 100.0 + 100.5}{3} = 100.43333333333333$$

$$Av2 = 33,45777777778$$

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter: } \frac{33.475555555556 - 33.457777777778}{33.477777777778} \times 100 = 0.06642311524$$

### **E15 için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı hesaplaması**

Üç ortalamanın ortalamasını alalım,

$$\frac{100.8+100.6+100.6}{3} = 100.66666666667$$

Her bir ölçüm yaklaşık olarak ortalamaya yakındır.

$$Av1 = 33,57777777778$$

$$\text{Kriter} = \frac{(\text{max} - \text{min})}{\text{min}} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter} = \frac{(100.8 - 100.6)}{100.6} \times 100 = 0,1988071570577$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{100.8+100.6+100.8}{3} = 100.733333333$$

$$Av2 = 33,55555556$$

$$\text{Kriter: } \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter : } \frac{33.577777777778 - 33.555555555556}{33.555555555556} \times 100 = 0,06622516556$$

**E18 için uzun dönem ve kısa dönem kararlılığı hesaplaması**

Üç ortalamanın ortalamasını alalım

$$\frac{100.2+100.1+100.0}{3} = 100.1$$

Her bir ölçüm yaklaşık olarak ortalamaya yakındır.

Av1: 33,36666666666667

$$\text{Kriter} = \frac{(\max - \min)}{\min} \times 100 < \%2$$

$$\text{Kriter} : \frac{(100.2 - 100.0)}{100.0} \times 100 = 0,2$$

Uzun dönem kararlılığı için üç ölçümün ortalamasını alalım

$$\frac{100.2+99.85+100.0}{3} = 100.01666666666667$$

Ortalamanın ortalamasını alalım:

Av2: 33,33888888888889

$$\text{Kriter} : \frac{Av1 - Av2}{Av2} \times 100$$

$$\text{Kriter} : \frac{33.36666666666667 - 33.33888888888889}{33.33888888888889} \times 100 = 0,0833194473$$

## 7.SONUÇ

Kanserli hastalar radyoterapi de iyonize radyasyon kullanılarak tedavi edilirler. Bunun için yüksek teknolojiye sahip cihazlar kullanılır. Yüksek teknolojiye sahip cihaz kullanıyor olmak iyi ve kusursuz bir radyoterapi uygulamasının garantisini vermez. Üç boyutlu Konformal radyoterapinin amacı; hedef hacimde tanımlanan dozu tam olarak verirken çevre sağlam dokulardaki dozu en aza indirmektir. Bunun içindir ki lineer hızlandırıcı tedavi cihazları için Uluslararası Atom Enerji Kurumu(IAEA) 'nün belirlediği belirli periyotlarda (yıllık, aylık, günlük) yapılması gereken kalite kontrol ve kabul testlerinin düzenli bir şekilde cihaza uygulanması gerekir. Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcı tedavi cihazlarının kabul testlerinin ve kalite kontrol testlerinin vazgeçilmez bir parametresi de monitör iyon odası performansının incelenmesidir. Bizde bu çalışmamızda kalite güvence programının bir parçası olan kalite kontrol ve cihazı hasta alır hale getirmek için yapılan kontrollerden biri olan monitör iyon odası performansını Siemens marka Oncor Impression Plus model M5395 seri numaralı lineer hızlandırıcı tedavi cihazının çeşitli monitör unitlerinde (10MU,20MU,50MU,100MU,200MU) iki foton enerjisi (6 MV ve 18 MV sırasıyla 50 MU/min-300 MU/min doz oranlarında ışınım yapan) ve 6MeV,9MeV,12MeV,15MeV,18MeV elektron enerji seviyelerinde (eş merkez uzaklığında 10x10 luk alandan 40x40 luk alana kadar) SSD = 100 cm de, Gantry(kafa) açısı ve kolimatör açısı izomerkez le sıfır dereceye ayarlanarak, ışının doğrusallığını (linearitesini) ,ışının verim değişmezliğini ve ışının uzun dönem kısa dönem kararlılığını çeşitli grafikler ve hesaplamalardan yararlanarak tespit ettik. Çalışmada alınan tüm ölçümler rutin günlük kalibrasyondan sonra alınmıştır. Cihaz Konformal tedavi sırasında “NORMAL” konumda çalışır.

### *Doz monitör doğruluğu:*

“NORMAL” modda, 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinin,50 MU/min ve 300 MU/min doz oranında ışınım yaptırılarak MU başına doz monitör doğrusallığı

araştırıldı. 6MV ve 18MV demetlerinde ve 50 MU/min ve 300 MU/min doz oranlarında linearitesi  $\leq 100$  MU değerlerinde  $\pm\%3$  içindedir. 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV,18MeV elektron enerji seviyelerinde, eş merkez uzaklığında 10x10 luk alandan 40x40 luk alana kadar alınan ölçümlerde linearitesi  $\leq 100$  MU değerlerinde  $\pm\%1$  içindedir. Ayrıca iki ışınlama metoduna göre yapılan hesaplamalarda da ışın doğrusallığı  $<1$  MU değerindedir.

#### *Işının verim değişmezliği:*

“NORMAL” modda, 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinin,50 MU/min ve 300 MU/min doz oranında ışınla yaptırılarak verim değişmezliği kalibrasyonunu yaptık. 6MV ve 18MV demetlerinde ve 50 MU/min ve 300 MU/min doz oranlarında foton ışınlarının veriminin değişmezliği  $\leq 100$  MU değerlerinde  $\pm\%3$  içindedir. 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV,18MeV elektron enerji seviyelerinde, eş merkez uzaklığında 10x10 luk alandan 40x40 luk alana kadar alınan ölçümlerde verim değişmezliği  $\leq 100$  MU değerlerinde  $\pm\%3$  içindedir.

#### *Işın simetrikliği ve düzgünlüğü:*

“NORMAL” modda, 6 MV ve 18 MV foton enerjileri için bir günde 100 MU te üç ışınlama(günün başlangıcında, ortasında, bitişinde) ve bundan 1 hafta sonra 100 MU te üç ışınlama yaptırılarak fotonların sırasıyla kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı kalibrasyonunu yaptık. Bulduğumuz sonuçlarda foton ışınının simetrikliği ve düzgünlüğü  $\pm\%3$  değerleri içindedir. 6MeV, 9MeV, 12MeV, 15MeV,18MeV elektron enerji seviyelerinde, eş merkez uzaklığında 20x20 luk alanda, bir günde100 MU te üç ışınlama ve bundan 1 hafta sonra 100 MU te üç ışınlama yaptırılarak fotonların sırasıyla kısa dönem ve uzun dönem kararlılığı kalibrasyonunu yaptık. Bulduğumuz sonuçlarda elektron ışınının simetrikliği ve düzgünlüğü  $\pm\%3$  değerleri içindedir.

Sonuçlar Siemens marka Oncor Impression Plus model M5395 seri numaralı lineer hızlandırıcı tedavi cihazının 10MU,20MU,50MU,100MU ve

200MU değerlerinde performansının oldukça iyi olduğunu ortaya koymuştur. Demet profili kararlılığı 200 MU değerinde dahi istenen sınır değerleri içindedir.

Türk onkoloji dergisinde yayınlanan, Cemile CEYLAN, Hande BAŐ, Ayhan KILIÇ, Nadir KÜÇÜK, Metin GÜDEN, Kayıhan ENGİN tarafından hazırlanan, Siemens ONCOR tedavi cihazının küçük monitör unit değerlerinde ve küçük segment boyutlarında dozimetrik performansının değerlendirilmesi ve planlama sistemi ile uyumu konulu makalede IMRT tekniği kullanılarak daha küçük monitör unitlerde monitör iyon performansı incelenmiş ve sonuçların beklenen değer içinde olduğu görölmüştür. Bizde bu tez çalışmasında çeşitli MU değerlerinde konformal radyoterapi uygulayarak monitör iyon odası performansını inceledik. Sonuçlarımız beklenen değerlerin üstünde çıkmış olsaydı eğer hastalar fazla doza maruz kalacaklardı ve radyoterapinin amacına uyulmamış olacaktı.

Aldığımız bu verilere göre yapmış olduğumuz bu tez çalışmasında kullanılan Siemens marka Oncor Impression Plus M5395 model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının Uluslar Arası Atom Enerji Kurumu (IAPM) ve British Journal of Radiology (BJR) ( RAPORT: 54 e göre ) standartlarında uygunluğunu ıspatlar. Böylelikle Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Nükleer Tıp bölümünde Tedavi olan hastalar için en iyi radyasyon tedavisinin gerçekleşmiş olduğu görölr. Yapılan bu yıllık aylık ve günlük kalibrasyonlarla radyasyon kazaları engellenmiş olur.

## KAYNAKLAR

1. Oyar, O. “*Radyoterapide Temel Fizik Kavramlar*”, Nobel Tıp Kitabevleri LTD ŞTİ, 3-5, (1998)
2. Funda S. PALA, Balkan Medikal Journal,” *Radyoterapi ünitesinde meydana gelen kazalar, nedenleri ve sonuçları* “ Trakya Üniversitesi, Tıp Fakültesi Dergisi.
3. IAEA report. “*Accidental overexposure of radiotherapy patients in Costa Rica. International Vienna*” : International Atomic Energy Agency; 1998
4. British Journal of Radiology, Raport -54
5. Dicle Tıp Dergisi / Dicle Medical Journal : “*İonizig Radiation and Cancer*” Cilt / Vol 37, No 2, 177-185: Prof. Dr. Süleyman DAŞDAĞ, Dicle Üniversitesi, Tıp Fak. Biyofizik Anabilim Dalı.
6. Krane,K.S., Nükleer Fizik 1. Cilt, *Palme Yayıncılık*, Ankara, 193-206, 246 (2001).
7. Uluslararası Radyasyon Onkolojisi Kongresi (UROK), 2002
8. Faiz M.Khan “*The Physics of Radiation Therapy*” ,Third edition.Lippincott Williams&Wilkins,2003 ; P:3 – 58
9. Krane, 2001.
10. Beiser,1997
11. Khan, 2003
12. Martin 2011
- 13.Cullity, B.D. , “*X-Isınlarının Difraksiyonu*”, İstanbul Teknik Üniversite Matbaası, İstanbul, 1-22 (1966)

14. International Atomic Energy Agency and World Health Organization.” *Planning the medical response to radiological accidents.*” IAEA Safety Report Series No: 4. Vienna: International Atomic Energy Agency; 1998. p. 31
15. ICRP 86. “*Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy*”. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2000.
16. IAEA report. *Accidental overexposure of radiotherapy patients in Costa Rica. International Vienna*: International Atomic Energy Agency; 1998.
17. IAEA report. *Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama. Vienna*: International Atomic Energy Agency; 2001
18. Khan FM. *The physics of radiation therapy*. USA, Lippincott Williams&Wilkins Company; 2003.
19. Demir, H ,” *Farklı iki lineer hızlandırıcı cihazının elektron dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması* “Gazi üniversitesi fen bilimleri enstitüsü yüksek lisans tezi.
20. [www.medical.siemens.com/siemens/en\\_GLOBAL/gg\\_ocs\\_FBAs/files/Downloadcenter/Linacs\\_end\\_componensts/siemens/ONCOUR](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_GLOBAL/gg_ocs_FBAs/files/Downloadcenter/Linacs_end_componensts/siemens/ONCOUR)
21. UROK, “Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu Programı”, V. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, İzmir, 13, 14, 21, 22 (2002).
22. Dirican, B., 1. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi TAEK, Ankara, (2001).
23. Krane, K.S., ”Nükleer Fizik 2. Cilt”, *Palme Yayıncılık*, Ankara, 444-445 (2002)



24. Siemens Medical Solutions.’’ Linear Accelerator Physics Primer Manuel’’ , Siemens Medical Solutions,inc.,New York ,USA,7-12(2005).

25. Radoterapi cihazlarında kalite kontrol kursu kitapçığı (24-26 Ekim 2002.Antalya, syf:61)

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ŞAHİNER, Tuğba  
Uyruğu : T. C.  
Doğum tarihi ve yeri : 23 Mayıs 1985, Ankara  
Medeni Hali : Bekâr  
Telefon : 0 (534)2093340  
E-posta : tugba\_sahiner@hotmail.com

### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Ahi Evran üniversitesi/ Fen Bilimleri Enstitüsü	2012
Lisans	Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü	2010
Lise	Fatih Sultan Mehmet Lisesi /Ankara	2004

**Yabancı Dil** İngilizce