RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOĞRUSAL HIZLANDIRICILARDA FARKLI İYON ODALARI İLE YAPILAN FOTON DOZİMETRİLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Sümeyra MANDAL

YÜKSEK LİSANS TEZİ FİZİK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

> TEMMUZ 2009 ANKARA

Sümeyra MANDAL tarafından hazırlanan "RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOĞRUSAL HIZLANDIRICILARDA FARKLI İYON ODALARI İLE YAPILAN FOTON DOZİMETRİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI '' adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Eyüp TEL Tez Danışmanı, Fizik Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Şeref OKUDUCU	
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi	
Doç. Dr. Eyüp TEL	
Fizik Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi	
Doç. Dr. Abdullah AYDIN	
Fizik Anabilim Dalı, Kırıkkale Üniversites	i

13/07/2009

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Sümeyra MANDAL

RADYOTERAPİDE KULLANILAN DOĞRUSAL HIZLAZNDIRICILARDA FARKLI İYON ODALARI İLE YAPILAN FOTON DOZİMETRİLERİN KARŞILAŞTIRILMASI (Yüksek Lisans Tezi)

Sümeyra MANDAL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Temmuz 2009

ÖZET

Bu çalışmada Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastane' sinde bulunan, Saturne–43 Doğrusal Hızlandırıcı tedavi cihazının 6, 15 ve 25 MV' lik foton demetleri ve farklı iyon odaları kullanıldı. Ölçümler su ve katı fantomlar kullanılarak yapıldı. Doz verimi ölçümleri katı fantomda 6 MV enerjili fotonlar için 5 cm derinlikte, 15 MV ve 25 MV enerjili fotonlar için 10 cm derinlikte yapıldı. Orta boy su fantomunda ise aynı derinliklerde ölçümler yapıldı. Bu ölçümlerden yararlanarak farklı iyon odaları için TPR²⁰₁₀, M⁺, M⁻, Q₁, Q₂ ve doz verimi değerleri alındı. Bu ölçümlerden elde edilen veriler ile IAEA'nın yayımladığı, Technical Reports Series No:277 göre hesaplandı. Farklı enerji ve iyon odaları için hesaplanan dozimetriler karşılaştırıldı.

Bilim Kodu: 202.1.109Anahtar Kelimeler: 6 MV, 15 MV, 25 MV, SSD, TPR10Sayfa Adedi: 63Tez Yöneticisi: Doç. Dr. Eyüp TEL

THE COMPARISON OF PHOTON DOSIMETRIES WITH DIFFERENT ION CHAMBERS IN LINEAR ACCELERATOR USED IN RADIO THERAPHY

(M.Sc. Thesis)

Sümeyra MANDAL

GAZİ UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY July 2009

ABSTRACT

In this study Saturne-43 Linear Accelerator treatment machine's 6, 15 and 25 MV photon beams, and different ion chambers at Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Oncology Education and Research Hospital were used. Measurements were made using liquid and solid phantoms. Dose efficiency measurement was made in 5 cm depth for 6 MV energy photons and in 10 cm depth for 15 MV and 25 MV energy photons. In middle size water phantom measurements were made in the same depths. Benefiting 20

from these measurements TPR_{10}^{1} , M^{+} , M^{-} , Q_1 , Q_2 and dose efficiency values were obtained for different ion chambers. With the data obtained from these measurements, calculations were made according to IAEA Technical Report Series No.277. Dosimetries calculated for different energy and ion chambers were compared.

Science Code : 202.1.109

Key Words : 6 MV, 15 MV, 25 MV, SSD, TPR₁₀ Page Number : 63 Adviser :Assoc. Prof. Dr. Eyyüp TEL

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren Danışman Hocam Doç. Dr. Eyyüp TEL'e, bu tezin hazırlanmasındaki her adımda büyük emeği geçen ayrıca medikal fizik alanında uzmanlaşmamda önemli katkıları bulunan, hiçbir zaman yardım ve desteğini esirgemeyen Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Fiziği Bölüm Sorumlusu Uzman Fizik Mühendisi Adil DEMİR'e, yine çalışma süresi boyunca destek verip yardım eden Uzman Fizik Mühendisi Murat AVŞAR'a, tezimin ölçümleri sırasında bana yardımcı olan arkadaşlarıma, Ayşegül BÜYÜKYAĞCI, Bülent BÜYÜKYAĞCI, Hatice BOZKURT'a ve aileme teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ABSTRACT		v
TEŞEKKÜR	,	vi
İÇİNDEKİLER	,	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	j	ix
SEKİLLERİN LİSTESİ	2	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	2	xii
SİMGELER	VE KISALTMALA	٩R
	2	xii
i		
1. GİRİŞ		1
2. RADYOAKTİVİTE		3
2.1. Radyoaktif Bozunma Kanunu	l	3
2.2 Radyoaktif Bozunma Türleri		5
2.2.1. α bozunumu		5
2.2.2. β bozunumu		5
2.2.3. γ bozunumu		6
3.RADYASYONUN MADDE İLE B	ETKİLEŞMESİ	7
3.1. Ağır Yüklü Parçacıklar		7
3.2. Elektronlar		8
3.3. Elektromanyetik Radyasyon		8
3.3.1 Fotoelektrik		9
3.3.2 Compton saçılması		11
3.3.3. Çift oluşumu		12
3.4. Nükleer Radyasyonların Ölçü	imü	13
4.1. Aktivite Birimi		16
4.2.Işınlama Birimi		16
4.3. Soğurulma Doz Birimi		17
4.4. Doz Eşdeğeri (Biyolojik Doz)) Birimi	17
5. RADYASYON TEDAVİSİ		19
5.1. Radyasyon Tedavisinin Tarih	sel Gelişimi	19
5.2. Kanser Tanımı ve Oluşumu		19
5.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)		20
5.4. Doğrusal Hızlandırıcı ve Çalı	şma Şekli	21
5.5.Doğrusal Hızlandırıcılarda Fo	ton Dozimetrisi	26
5.6. Ölçüm zinciri		28
5.7. Bir İyon Odasında Doz Tayin	i	29
6. YÖNTEM VE GEREÇLER		39
6.1. Yöntem		39
6.2. Gereçler		39
6.2.1. Satürne–43 doğrusal hızlanı	dırıcı	39
6.2.2. RW3 katı su fantomu		40
6.2.3. Tedavi düzeyli dozimetre		42
6.2.4. İyon odası		42

7. ARAŞTIRMA VE BULGULAR	44
8. SONUÇ	59
KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	63

viii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge Sayfa
Çizelge 4.1. Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri15
Çizelge 4.2. Kalite faktörleri
Çizelge 5.1. Soğurulan doz ölçme yöntemleri27
Çizelge 5.2. Farklı materyallere sahip iyon odaları için k _m değerleri
Çizelge 5.3. İyon odaları için k _m ve k _{att} değerleri
Çizelge 5.4. Voltaj oranlarına karşın a ₀ , a ₁ ve a ₂ değerleri
Çizelge 5.5. Referans derinlikte ışın kalitesine karşılık gelen $S_{su,hava}$ değerleri37
Çizelge 7.1. Ölçümlerde kullanılan iyon odaları44
Çizelge 7.2. Birinci iyon odası için TPR_{10}^{20} değerleri45
Çizelge 7.4. Üçüncü iyon odası için TPR_{10}^{20} değerleri46
Çizelge 7.5. İyon odası kılıf kalınlığı'na bağlı düzeltme faktörleri (f_k) 47
Çizelge 7.6. Merkezi elektrodun çapına bağlı olarak P _{cel} değerleri48
Çizelge 7.7. Farklı iyon odaları ve enerjileri için hesaplanan $S_{su,hava}$ değerleri 49
Çizelge 7.8. Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _{pol} değerleri
Çizelge 7.9. İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _{pol} değerleri
Çizelge 7.10. Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _{pol} değerleri
Çizelge 7.11. Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _s değerleri

Çizelge

Çizelge 7.12.	İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _s değerleri	2
Çizelge 7.13.	Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P _s değerleri	52
Çizelge 7.14.	Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri	53
Çizelge 7.15.	İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri	53
Çizelge 7.16.	Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri5	54
Çizelge 7.17.	6 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler	6
Çizelge 7.18.	15 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler	6
Çizelge 7.19.	25 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler	57
Çizelge 7.20.	D _{max} derinliğinde düzeltme faktörünün okunan ham değer ile çarpılması sonucu bulunan cGy cinsinden soğurulan doz değerleri5	58

Sayfa

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1 Fotoelektrik olay	10
Şekil 3.2 Compton olayı	12
Şekil 3.3 Çift oluşumu	13
Şekil 5.1. Doğrusal hızlandırıcı şeması	22
Şekil 5.2. Magnetron diagramı	23
Şekil 5.3. Klystron diagramı	24
Şekil 5.4. Xısını (A) ve elektron (B) modunda tedavi kafası	26
Şekil 5.5. Farklı duvar malzemeli iyon odalarının ışın kalitesi değerlerine	
karşılık gelen P _u değerleri	
Şekil 6.1 . Farmer 2571 tipi iyon odasının geometrisi	43
Şekil 7.1. Işın kalitesinin tespiti için deneysel iki farklı yöntem	45

RESIMLERIN LISTESI

Resim	Sayfa
Resim 6.1. Doğrusal hızlandırıcı cihazında ölçüm almaya hazır hale getirilm su fantomu ve fantomun suyunu taşıyan su tankı	iş 40
Resim 6.2. Katı fantom	41
Resim 6.3. NE 2570/1 tipi Farmer Dozimetre	42
Resim 6.4. Farmer 2571 tipi iyon odası	42

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama	
λ	Dalga Boyu	
γ	Gama Işıması	
С	Işık Hızı	
e	Elektron	
Ε	Enerji	
e ⁺	Pozitron	
f	Frekans	
h	Planck Sabiti	
m	Kütle	
Τ	Kinetik Enerji	
α	Alfa Parçacığı	
β	Beta Parçacığı	
cc	Santimetreküp	
Gy	Gray (Soğurulan Doz Birimi)	
kV	Kilo Volt	
MeV	Mega (Milyon) Elektron Volt	
MV	Mega (Milyon) Volt	
Sv	Sievert (Biyolojik Doz Birimi)	
Kısaltmalar	Açıklama	

\mathbf{D}_{W}	Soğurulan Doz
$\mathbf{f}_{\mathbf{k}}$	Kılıf Kalınlık Faktörü
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units
k _{att}	İyon Odası Saçılma Düzeltme Faktörü

k _h	Rutubet Düzeltmesi		
k _m	İyon Odası Build-Up Kep Malzemesi Faktörü		
kV	Kilo Volt		
Lt	Latince		
M_u	Düzeltme Faktörsüz Okuma		
MU	Monitor Unit		
ND	İyon Odası Kalibrasyon Faktörü		
N _K	Hava Kerma Kalibrasyon Faktörü		
Pcel	İyon Odası Merkezi Elektrod Düzeltme Faktörü		
P _S	Recombinasyon Faktörü		
P _{TP}	Basınç- Sıcaklık Düzeltmesi		
Pu	İyon Odası Hava Boşluğunun Su Eşdeğerliğini Düzelten		
SAD	Kaynak Tümör Mesafesi (Source Axis Distance)		
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)		
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)		
S _{su,hava}	Sudan Havaya Işınların Durdurma Gücü		
TPR	Tissue-Phantom Ratio (Doku-Fantom Oranı)		

Açıklama

Kısaltmalar

1. GİRİŞ

Röntgen'in X ışınlarını keşfettiği 1895 yılında bu ışınların cildin kızarma, ülser şeklindeki biyolojik hasarlara yol açtığı açıklandı. 1896 yılında İngiltere'de Lister ve Amerika Bileşik Devletlerinde Grubbe ve Ludlam X ışınlarının kanser tedavisinde faydalı olabileceğini öne sürdüler. İlk denemeler çok başarılı değildi. Daha sonra bu konudaki çalışmalar hızla ilerledi. Bugün artık radyasyon tedavisi birçok kanser tipinin tedavisinde çok önemli bir araç olarak kullanılmaktadır.

Rutin olarak kanser tedavisinde üç büyük tedavi yönteminin yalnızca biri ya da kombinasyonları kullanılır. Bunlar cerrahi yöntem, radyasyon terapisi ve kemoterapidir. Kanserli hastaların büyük bir çoğunluğu tedavilerinin tamamında veya bir kısmında radyasyon alırlar. Radyasyon tedavisinin başarısı kanserin tipine, yayılma durumuna, radyoterapistin ve radyasyon fizikçisinin becerisine bağlıdır. Tümör tedavisinde kullanılan radyasyonun türü ve dozunun doğruluğu kontrol edilir. Bu son faktör radyasyon fizikçisinin sorumluğundadır. 1950'den önce radyasyon tedavisi kanser yanında birçok hastalıkta kullanıldı. Halen diğer tedavilere yanıt vermeyen maling olmayan durumlarda bazen kullanılmaktadır.

1940'tan önce tedavide kullanılan radyasyon enerjisi teşhiste kullanılandan çok yüksek değildi. Bu nedenle özellikle Amerika Birleşik Devletlerinde çoğu radyasyon tedavisi radyologlar tarafından verilirdi. 1940'ın başlarında Kerst tarafından geliştirilen Betatron elektronları 45 MeV enerjisinde ve yüksek şiddette çok girici X ışınları oluşturdu. Betatron ilk olarak 1948'de kanser tedavisinde kullanıldı. O zamandan beri yüksek enerjili demetlerle radyasyon tedavisinde büyük ilerleme kaydedildi [1,2].

Radyoterapide amaç, belirlenen hedef (target) hacimde optimum dozu verirken, radyasyona hassas kritik organları ve civarındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü hedef hacmine verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için hastaya verilen dozun çok sağlıklı bir şekilde

bilinmesi gerekir. Bu nedenle radyoterapide klinik fiziğin iyi bilinmesi ve tedavi planlamasındaki kavramların anlaşılması zorunludur [3].

2. RADYOAKTİVİTE

Radyoaktivite, 1896 yılında Becquerel tarafından bulunmuştur. Bu buluşta, 1895 yılında keşfedilmiş olan X ışınlarının büyük rolü olmuştur. Becquerel, uranyumun kendiliğinden, girici radyasyonları yayınladığını görmüştür ve bu olaya radyoaktivite adı verilmiştir. Daha sonra Curie'ler doğal olarak bulunan radyum ve polonyum elementlerinin de radyoaktif olduğunu göstermişler ve 1934 de Curie ve Juliot önceleri kararlı olan elementleri radyoaktif hale getirmenin mümkün olduğunu keşfetmişler ve bu olaya da yapay radyoaktivite adı verilmiştir.

O zamandan beri ve özellikle fisyon olayının keşfinden sonra pek çok yapay radyoaktif madde üretilmiştir. Radyoaktif olarak bilinen atomların çekirdekleri kararsız olduklarından radyoaktivite özelliğine sahiptirler. Kararsız çekirdekler parçalanır ve parçalanma sonunda yeni bir çekirdek meydana gelir. Atom çekirdeklerindeki bu değişiklikler sonucu radyasyon yayınlanır. Atomun uğradığı bu değişikliğe bozunma olayı adı verilir [4].

2.1. Radyoaktif Bozunma Kanunu

Radyoaktifliğin keşfedildiği 1896 yılını izleyen üç yılda, saf bir radyoaktif numunenin zamanla bozunma hızının üstel kanuna uyduğu gösterilmiştir. Eğer bir t anında N radyoaktif çekirdek varsa ve numuneye yeni çekirdekler ilave edilmiyorsa dt süresi içinde bozunan dN çekirdek sayısı N ile orantılıdır:

$$\lambda = -\frac{(dN/dt)}{N} \tag{2.1}$$

Burada λ , bozunma veya parçalanma sabitidir. Eş. 2.1'in sağ tarafı bir atomun birim zamanda bozunma olasılığıdır, yani bu olasılık, atomun yaşı ne olursa olsun sabit olup radyoaktif bozunmanın istatiksel teorisinin temel varsayımıdır. Eş. 2.1'in integrali alınırsa,

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \tag{2.2}$$

üstel radyoaktif bozunma kanunu elde edilir. Burada N_0 integrasyon sabiti, t = 0'da henüz bozunmamış çekirdeklerin sayısıdır. Yarı-ömür $t_{1/2}$, çekirdeklerin yarısın bozunması için geçen süredir. Eş. 2.2'de $N = N_0 / 2$ konursa,

$$t_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda}$$
(2.3)

bulunur. τ ortalama ömür kavramı ise bir çekirdeğin bozununcaya kadar geçirdiği ortalama süre olarak tanımlanır. t süresi içinde bozunmadan kalan çekirdeklerin sayısı N(t)'dir ve t ile t + dt aralığında bozunmaların sayısı $\left| dN \right| dt \left| dt$ 'dir. Bu durumda ortalama ömür

$$\tau = \frac{\int_{0}^{\infty} t |dN / dt| dt}{\int_{0}^{\infty} |dN / dt| dt}$$
(2.4)

dır. Paydaki terim toplam bozunma sayısıdır. İntegral alınırsa,

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \tag{2.5}$$

bulunur. Ortalama ömür basit olarak bozunma sabitinin tersidir. Eş. 2.2 ile ancakt süre sonra bozunmamış belirli bir türdeki çekirdeklerin sayısı kestirilebilir. N niceliğini ölçmek çok zor olduğu için kanunun bu şekli ile yararı sınırlıdır. Bir numunenin bozunmamış çekirdeklerinin sayısını ölçmek yerine t_1 ve t_2 arasındaki bozunmaların sayısını ölçmek daha kolaydır.

Eğer t ve $t + \Delta t$ arasındaki çekirdeklerin sayısındaki değişiklik ΔN ile gösterilirse $|\Delta N| = N(t) - N(t + \Delta t) = N_0 e^{-\Delta t} (1 - e^{-\lambda t})$ (2.6)

dir. Sayımın yapıldığı Δt aralığı λ^{-1} 'den çok daha küçük ise (yani $\Delta t \langle \langle t_{1/2} \rangle$) ikinci üstel ifadenin açılımındaki yüksek mertebeli terimleri ihmal edebiliriz ve

$$\left|\Delta N\right| = \lambda N_0 e^{-\lambda t} \Delta t \tag{2.7}$$

sonsuz küçük limitinde

$$\left(\frac{dN}{dt}\right) = \lambda N_0 e^{-\lambda t} \tag{2.8}$$

elde ederiz. Aktiflik A, numunede birim zamanda bozunma sayısı, yani bozunma hızı olarak tanımlanır [4].

$$A(t) = \lambda N(t) = A_0 e^{-\lambda t}$$
(2.9)

2.2 Radyoaktif Bozunma Türleri

 α , β ve γ üç önemli bozunmadır. α - ve β - bozunma işlemlerinde, kararsız bir çekirdek bir α veya bir β parçacığı yayınlayarak daha kararlı bir çekirdek olmaya çalışır. γ bozunumunda uyarılmış bir durum çekirdeğin cinsi değişmeden taban durumuna bozunur [4].

2.2.1. α bozunumu

Bu işlemde çekirdek bir alfa parçacığı yayınlar (Rutherford ve arkadaşları bu parçacığın bir ${}_{2}^{4}He_{2}$ çekirdeği olduğunu göstermişlerdir). ${}_{2}^{4}He_{2}$ çekirdeğinin bu işlem için seçilmesi, oldukça sıkı bağlı bir sistem olması ve böylece bozunma sırasında açığa çıkan kinetik enerjinin maksimum olmasıdır. Bozunum Eş.;

$${}^{A}_{Z}X_{N} \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}X'_{N-2} + {}^{4}_{2}He_{2}$$
(2.10)

şeklindedir.

2.2.2. β bozunumu

Çekirdek fazla proton veya nötronundan bir protonu nötrona veya bir nötronu protona dönüştürerek kurtulabilir. Bu işlem üç farklı yolla gerçekleşebilir. Her üçünde de elektrik yükü korunabilmesi için başka bir yüklü parçacığın bulunması gerekir (başlangıçta β parçacığı olarak adlandırılan yüklü parçacığın bilinen elektrona özdeş olduğu gösterilmiştir).

$n \rightarrow p + e^{-}$ β	^{/-} bozunumu	(2.11)	1)
-----------------------------------	------------------------	--------	----

 $p \to n + e^+$ β^+ bozunumu (2.12)

$$p + e^- \to n$$
 elektron yakalama(ε) (2.13)

İlk işlem negatif β bozunumu veya negatron bozunumu olarak bilinir ve bir elektronun yaratılıp yayınlanmasını kapsar. İkinci işlem pozitif β bozunumu veya pozitron bozunumudur ve pozitif yüklü bir elektron yayınlanır. Üçüncü işlem de çekirdeğe çok yakın elektron çekirdek tarafından yakalanır ve bir proton bir nötrona dönüşür.

Bu üç olayın hepsi de nötrino adı verilen diğer bir parçacık yayınlanır. Nötrinonun elektrik yükü olmadığından, varlığı diğer parçacıkların kimliğini etkilemez.

Pozitif ve negatif β bozunumunda bir parçacık yaratıldığına dikkat ediniz. Elektron ve pozitron bozunmadan önce çekirdek içinde bulunmaz. α bozunumunda durum bunun tam tersidir; yayınlanan nükleonlar bozunmadan önce çekirdeğin içindedir.

2.2.3. y bozunumu

Radyoaktif gama yayınlanması, optik veya X ışını geçişleri gibi atomik radyasyon yayınlanmasına benzer. Uyarılmış bir durum daha düşük bir uyarılmış duruma veya taban duruma nükleer durumlar arasındaki farka eşit bir enerjiye bir γ ışını yayınlayarak geçer. Gama yayınlanması uyarılmış bağlı durumları olan (A > 5) tüm çekirdeklerde gözlenir ve genellikle α ve β bozunmalarını izler, çünkü bu bozunmalarla ana çekirdek ürün çekirdeğin uyarılmış durumunda kalır.

 γ yayınlanması ile yarışan bir olay iç dönüşümdür, bu olayda bir çekirdek enerjisini doğrudan doğruya bir atom elektronuna aktararak bozunur ve laboratuarda bir serbest elektron gözlenir. Bu β bozunumundan çok farlıdır, Z ve N sayıları değişmez, atom uyarılmış durumda kalır.

3.RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

3.1. Ağır Yüklü Parçacıklar

Yüklü parçacıkların çekirdek tarafından uğratıldıkları Coloumb saçılması (Rutherford saçılması da denir) nükleer fizikte önemli bir işlem olmasına rağmen yüklü parçacığın detektör materyali içinde uğradığı bu olayda enerji kaybı çok küçüktür. Detektör materyalinin çekirdekleri, atom hacimlerinin sadece yaklaşık 10¹⁵'ini işgal ettikleri için parçacığın çekirdeklerden çok elektronlarla çarpışma olasılığı 10¹⁵ kez daha fazladır. Böylece yüklü parçacığın enerjisini kaybetmesi için baskın olan mekanizma, detektörün atom elektronlarıyla yaptığı Coloumb saçılmasıdır.

M kütleli ağır parçacık ile durgun kabul edilen m kütleli elektron arasındaki merkezi çarpışmada enerji ve momentum korunumundan parçacığın kinetik enerjisindeki kayıp için,

$$\Delta T = T \left(\frac{4m}{M}\right) \tag{3.1}$$

bulunur. 5 MeV'lik α parçacıkları (radyoaktif bozunumlarda yayınlananlar) için bu değer 2,7 keV'dir. Dört sonuç çıkarılabilir:

(1) Parçacık, enerjisinin tümünü kaybetmeden önce binlerce benzer olay meydana gelir (kafa-kafaya çarpışmada elektrona maksimum enerji aktarılır; pek çok başka çarpışmada parçacığın enerji kaybı daha küçük olacaktır.). (2) Bir elektron bir ağır parçacık arasındaki çarpışmada, ağır parçacık ihmal edilebilir bir açıyla saptırılır. Böylece parçacık hemen hemen bir doğru yol boyunca ilerler. (3) Coloumb kuvveti sonsuz menzile sahip olduğu için parçacık aynı anda birçok elektronla etkileşebilir ve böylece enerjisini adım adım fakat sürekli olarak kaybeder. Belli bir mesafeyi katettikten sonra enerjisinin tümünü kaybeder; bu mesafeye parçacığın menzili denir. Menzil parçacığın türüne, materyalin yapısına ve parçacığın enerjisine bağlıdır.(4) Bir atomu iyonlaştırmak için (bir elektronunu atomdan ayırmak için) gerekli enerji 10 eV civarındadır; böylece, çarpışmalar, atomu iyonlaştırmak için elektrona yeterli

enerjiyi aktarabilir. (Eğer bir iyon üretmek için elektrona yeterli enerji verilmezse atom uyarılmış duruma geçer ve hemen taban durumuna geri döner). Aktarılan keV mertebesindeki enerjilerle (delta ışını olarak bilinirler) elektronların kendileri de çarpışmalarla iyon üretebilirler ve ikincil elektronları oluşturabilirler. Parçacık tarafından kaybedilen enerjiyi ölçmek için, atomik uyarılmalar kadar birincil ve ikincil elektronları da göz önüne almak gerekir [4].

3.2. Elektronlar

Elektronlar (pozitif ve negatif) tıpkı ağır yüklü parçacıklar gibi, atomik elektronlarla Coloumb saçılmasıyla etkileşirler. Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır. (1) Özellikle β bozunumlarında yayınlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler. (2) Elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalara uğrar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece menzil elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan çok farklı olacaktır. (3) Elektronun bir diğer elektronla kafa-kafaya çarpışmasında ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir. Gerçekte elektron-elektron çarpışmalarında iki parçacığın durumlarını göz önüne almamız gerekir; çağrışmadan sonra, hangisi gelen elektrondur, hangisi çarpışan elektrondur bilemeyiz. (4) Elektron hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişiklik olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmeli yüklü parçacık elektromanyetik enerji yayınlar. Bu radyasyona bremsstrahlung (frenleme ışınımı) denir [4].

3.3. Elektromanyetik Radyasyon

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ile ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. Elektrik yükleri olmadığından etkileştikleri madde içerisinde itilip çekilmezler, ancak yolları üzerindeki parçacıklarla çarpışma yaparlar.

Fotonlar başlıca üç etkileşmeyle enerjilerini kaybederler. Bunlar;

1- Atomun iç yörünge (sıkı bağlı) elektronları ile etkileşerek Fotoelektrik olayı,

2- Atomun dış yörünge (zayıf bağlı veya serbest) elektronları ile etkileşerek Compton saçılması,

3- Atomun çekirdeğine yakın bir yerde bir pozitron ve bir elektron meydana getirme yani, Çift Oluşumu'dur.

Bu üç olayın olma olasılığı fotonun enerjisine ve etkileştikleri maddenin atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur ya da enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır veya hiç enerji bırakmadan yön değiştirir [5,6].

3.3.1 Fotoelektrik

Düşük enerjili fotonlar için en önemli enerji kaybı fotoelektrik olayla olur. Foton etkileştigi maddenin sıkı bağlı elektronlarının birine enerjisinin tümünü vererek soğurulur ve elektron serbest hale geçer. Bu yolla atomdan ayrılan foto elektronun kinetik enerjisi soğurulan fotonun enerjisi ile bağlanma enerjisinin arasındaki farka eşittir.

$$T_{\gamma} = E_{\gamma} - B_e \tag{3.2}$$

Fotoelektrik olayın önemli özellikleri sunlardır:

1- Gelen fotonun enerjisi arttıkça bu olayın olma olasılığı azalır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisini biraz aşarsa bu olayın olma olasılığı maksimumdur. Enerjisi 0,5 MeV 'a kadar olan fotonlar için en yaygın görülen etkileşim budur.

2- Etkileştigi maddenin atom numarası büyüdükçe bu etkileşimin görülme olasılığı artar. Kurşun için fotoelektrik olay görülme olasılığı 1 MeV 'a kadar olan fotonlarla vardır.



Şekil 3.1. Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olay, fotonların elektronlara enerji aktarabildiğini gösterir. Tersi de mümkündür yani, hareketli bir elektronun kinetik enerjisinin tümünü veya bir kısmını fotona dönüştürebilir.

Serbest hale geçen fotoelektron ortamda ilerlerken ikincil iyonizasyona, uyarmaya ve frenleme ısınımına sebep olur. iyonlaşmıs atom iki olay ile enerjisini serbest bırakır. Bunlar karakteristik X ışını ve Auger elektronları yayınımıdır [6,7].

Bremstrahlung (frenleme) X ışını

Bu tip X ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten, molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, coloumb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır.

Bu etkileşme sonucu oluşan X ışınları spektrumu süreklidir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır.

Yani bremstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z'si ile değişir. Karakteristik radyasyonun dalga boyu her element için sabit olmasına karşın, kesintisiz radyasyon birçok dalga boyunu içerir.

Karakteristik X ışınları

Bir etkiyle atom yörüngelerinden birinde oluşan boşluklar daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulur. Bu esnada ortaya çıkan radyasyon sürekli spektrum çizgileri üzerinde keskin şiddet maksimumları ortaya çıkarır. Bunlara karakteristik X ışınları denir.

Değişik atomların elektron enerji seviyeleri de farklıdır. Bu yüzden her atomun karakteristik radyasyonu o elektron yörüngesi için özeldir. Bir X ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak bremstrahlung X ışınlarının oluşturduğu bir sürekli tayf, anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür.

3.3.2 Compton saçılması

Düşük atom numaralı maddelerde, enerjileri 30 keV-20 MeV arasında olan fotonlar için Compton saçılması çok önemli bir etkileşmedir. Gelen foton, etkileştigi maddenin zayıf bağlı veya serbest elektronlarıyla elastik çarpışma yapmak suretiyle etkileşir. Enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili yeni bir foton olarak başka bir doğrultuda yol alır. Böylece meydana gelen elektrona Compton elektronu, olaya da Compton olayı denir. Compton elektronu ikincil iyonizasyonlar meydana getirerek soğurulur. Enerjisi azalmış foton ise diğer Compton olayları ile enerji kaybeder veya fotoelektrik olayla soğurulur. Compton olayının olma olasılığı, etkileştigi maddenin atomlarının yörünge elektronlarının sayısı arttıkça yükselir. Radyasyonla tedavide yaygın olarak kullanılan enerji aralıgı için etkilesme olasılığı en yüksek olay Compton olayıdır [5].

Fotonun çarptığı elektronun serbest ve durgun olduğunu kabul edersek lineer

momentum ve toplam enerjinin korunumu bulunur ve Compton saçılma formülü için,

$$E'_{\gamma} = \frac{E\gamma}{1 + (E_{\gamma} / mc^2) / (1 - \cos\theta)}$$
(3.3)

elde edilir. Saçılan fotonların enerjisi 0° için E_{γ} 'dan foton enerjisi büyük olduğu zaman 180° için kabaca $mc^2/2 \approx 0.25$ MeV arasında değişir [4].



Şekil 3.2. Compton olayı

3.3.3. Çift oluşumu

Fotoelektrik ve Compton olayından daha nadir görülen bir foton etkileşmesidir. Enerjisi 1,02 MeV'den daha büyük olan bir foton, çekirdeğin elektrik alanına girdiğinde etkileşerek bir elektron ile bir pozitron çifti oluşturur ve kaybolur. Çift oluşumunda meydana gelen elektron, serbest elektronlar gibi atomlarla etkileşir, pozitron ise ortamdan bir serbest elektron yakalayarak 0,51 MeV 'lik birbirine zıt yönde foton yayınlayarak (yok olma olayı) yok olur. Teorik olarak çift oluşum olma olayının olma olasılığı 1,02 MeV 'dan düşük enerjili fotonlar için imkansızdır, fakatpratikte 2 MeV 'tan düşük enerjili fotonlar için bu olayın olma olasılığı çok düşüktür [5].



Şekil 3.3 Çift oluşumu

3.4. Nükleer Radyasyonların Ölçümü

Nükleer radyasyonları tesbit etmek için kullanılan tüm detektörlerin çalışma ilkeleri benzer özelliklere sahiptir: Radyasyon (ışıma) detektöre girer, detektör materyalin atomlarıyla etkileşir (enerjisinin bir kısmını veya tamamını kaybeder) ve atom yörüngelerinden nispeten düşük enerjili elektronların salınmasına neden olur. Bu elektronlar toplanır ve analiz edilmek üzere, elektronik devre tarafından ya akım pulsu ya da voltaj şekline dönüştürülür. Detektör materyalinin seçimi ölçülecek radyasyon tipine ve hakkında mevcut bilgiye bağlıdır.

Radyasyon detektörlerinin pek çoğu, detektöre gelen radyasyonun oluşturduğu iyonları (veya elektronları) ayırmak ve saymak için bir elektrik alan kullanır. En basit tipteki detektör bir iyon odasıdır. Bunlar, plakalarının arasına gaz (daha çok hava) doldurulmuş paralel düzlem kondansatörlerdir. Plakalar arasındaki elektrik alan, iyonların elektronlarla tekrar birleşmesini engeller. Elektron bulutu pozitif potansiyelde tutulan plakaya doğru sürüklenirken, pozitif yüklü iyonlar da diğer plakaya doğru sürüklenirler. Havada bir iyon üretmek için gerekli ortalama enerji yaklaşık olarak 34 eV'dir; böylece 1 MeV'lik radyasyon en çok 3x10⁴ civarında iyon ve elektron üretir.

Orta oda (örneğin plakalarının arası 1 cm olan $10x10 \text{ cm}^2$ boyutlarında) için sığa $8,9x10^{-12}$ F ve oluşan voltaj pulsları yaklaşık olarak,

$$\frac{(3x_{10}^{4} iyon)x(1,6x_{10}^{-19} C/iyon)}{8,9x_{10}^{-12} F} \cong 0,5mV$$

dir. Bu, nispeten küçük bir sinyaldır. Analizden önce, standart elektronik düzeneklerle yükseltilmelidir.

Sinyalin genliği, oluşan iyonların sayısı ile orantılıdır (dolayısıyla radyasyonun enerjisi ile) ve plakalar arasındaki voltajdan bağımsızdır. Uygulanan voltaj, elektrotlar arasında sürüklenen iyon ve elektron bulutunun hızlarını belirler.

Tipik bir voltaj değeri kabaca 100 V'dir, iyonlar yaklaşık 1 m/s hızlarla hareker ederler ve 1 cm'lik odayı 0,01 s'de geçerler (Elektronlar daha hareketlidirler ve yaklaşık 1000 kat daha hızlı hareket ederler). Nükleer sayma standartlarına göre bu süre son derece uzun bir zamandır. Bu nedenle iyon odaları her pulsu saymada kullanılmaz. Radyasyon monitörü olarak geniş bir kullanım alanı bulur ve pekçok ticari radyasyon monitörleri gerçekte iyon odalarıdır. Radyasyon şiddeti, sayacın cevap süresi esnasında pekçok radyasyonun etkileşmesini gösteren akım olarak kaydedilir. Çıkış akımı hem kaynağın aktifliği ile hem de radyasyonun enerjisi ile orantılıdır. Daha yüksek enerjili radyasyonlar daha çok iyonlaşmaya ve dolayısıyla daha büyük bir tepkiye neden olur [4].

4. RADYASYON DOZ BİRİMLERİ

İyonlaştırıcı radyasyonların tanısal ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda kullanılmaya başlanması radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Bu birimlerden ilk olarak 1928 yılında Röntgen (R) tanımlanmış, ardından diğerleri gelmiştir. Yakın bir geçmişe kadar kullanılan geleneksel radyasyon birimleri, 1986 yılından itibaren köklü bir değişikliğe uğramıştır. Bu tarihten geçerli olmak üzere Uluslar Birim Sistemi (System International d'Unites ya da kısaca SI) kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde yeni birimler geçerli olmakla birlikte, radyasyon keşif ve gelişim sürecine saygı duyularak, geleneksel ve SI birimleri Çizelge 4.1' de bir arada verilmiştir [8,9,10].

Fiziki Büyüklük	Eski Birimi/Sembolü	Yeni Birimi/Sembolü	Dönüşüm Değerleri
Radyoaktivite	Curie	Becquerel	1 Ci=3,7x10 ¹⁰ Bq
Şiddet Birimi	(Ci)	(Bq)	1 Bq=2,7x10 ⁻¹¹ Ci
Işınlama	Röntgen	Coloumb/kilogram	1 R=2,58x10 ⁻⁴ C/kg
Birimi	(R)	(C/kg)	1 C/kg=3876 R
Soğurulan Doz Birimi	Rad (R)	Gray (Gy)	1 Rad = 0,01 Gy 1 Gy = 100 Rad
Biyolojik	Rem	Sievert	1 Rem = 0,01 Sv
Doz	(rem)	(Sv)	1 Sv = 100 Rem
Birimi			
Radyasyon Şiddeti Birimi	Röntgen / saat (R/s)	Gray / Saniye (Gy/s)	1 R/s =2,425 Gy/ s 1 μGy/s=0,4124 R/s

Çizelge 4.1. Radyasyon ile ilgili eski ve yeni birimler ve birbirine dönüşümleri

4.1. Aktivite Birimi

Radyoaktivite birimi; birim zamanda bozunan radyoaktif madde miktarıdır.

Özel Birim

Curie (Ci): Radyoaktivite miktarını yani bir çekirdeğin bir başka çekirdeğe bozunmasını birim zaman başına ölçer. 1 saniyede $3,7x10^{10}$ bozunma (dizentegrasyon) gösteren radyoaktivite birimine Curie (Ci) denir. Sadece doğal radyoizotopların bilindiği dönemde, radyasyon kaynağı olarak kullanılan başlıca izotop olan Radyum'un 1gr' ının aktivitesine 1 Ci denmiş ve yapılan ölçümlerde bunun $3,7x10^{10}$ parçalanma değerine karşılık geldiği bulunmuştur.

SI Birim

Becquerel (Bq): 1 saniyede 1 bozunma gösteren aktivite birimine 1 Becquerel denir [8].

 $1 \text{ Ci} = 3,7 \text{ x } 10^{10} \text{ Bq}$

4.2.Işınlama Birimi

Işınlama birimi, enerjileri 3 MeV'a kadar olan X ışınları ya da γ - ışınları için tarif edilmiş bir birim olup bu radyasyonların havada meydana getirdikleri iyonlaşmanın ölçüsüdür.

Özel Birim

Röntgen (R): Normal şartlar altında (0°C, 760 mm Hg basınç altında) 1cm³ havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1 elektrostatik ünite=2,08x10⁹ iyon çiftidir) X ya da γ - ışını miktarı 1 Röntgen'dir.

SI Birim

1 C / Kg: Normal hava şartlarında (0 °C, 760 mm Hg basınç altında) havanın 1 kg da
1 Coloumbluk pozitif veya negatif elektrik yükü taşıyan iyonlar meydana getiren X veya gama radyasyon miktarıdır.

1 C/kg=3876 R

4.3. Soğurulma Doz Birimi

Özel Birim

Radyasyon Absorbsiyon Dozu veya Soğurulan Doz (RAD): Işınlanan maddenin 1 gramına 100 erglik (6,2x10⁷ MeV) enerji verebilen radyasyon miktarıdır. Soğurulan enerji parçacık veya foton olabilir.

SI Birim

Gray (Gy): 1 kg maddeye 1 joule 'luk enerji verebilen radyasyon miktarıdır.

1 Gy = 1 J/kg = 10 7 erg = 100 rad

4.4. Doz Eşdeğeri (Biyolojik Doz) Birimi

Farklı tip radyasyonlardan soğurulan enerjiler eşit olsa bile bunlardan kaynaklanan biyolojik etkiler farklı olabilir. Yani biyolojik etki sadece soğurulan doza bağlı değildir. İyonlaştırıcı radyasyonun geçtikleri ortamın birim uzaklıktaki yolu boyunca kaybettikleri enerji kaybına (LET) bağlı olmakta ve LET değeri attıkça biyolojik etkide artmaktadır. Bu yüzden doz eşdeğeri birimi absorblanan dozun bir takım faktörlerle (kalite faktörü) çarpılması ile elde edilebilir.

Özel Birim

Röntgen Equivalent of Man (REM): 1 röntgenlik X ve gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır.

<u>SI Birim</u>

Sievert (Sv): 100 Röntgenlik X ve gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon miktarıdır [11].

1 Rem = 0.01 Sv

Doz eşdeğeri (rem) = Soğurulan doz (rad) x Faktörler

Çizelge 4.2. Kalite faktörleri

Radyasyon	Faktör	Eşdeğeri
X.Beta	1	1
Nötronlar (Enerjisi bilinmeyen)	10	0,1
Alfa	20	0,05
Yüksek Enerjili Fotonlar	10	0,1

5. RADYASYON TEDAVİSİ

5.1. Radyasyon Tedavisinin Tarihsel Gelişimi

İyonlaştırıcı radyasyonun ilk klinik uygulamaları 1930'lu yılların başında radyumun kanserin tedavisinde kullanımı ile başladı. Başlangıçta, tedaviler radyum kaynağının doğrudan doğruya tümör içine veya vücut oyuklarına yerleştirilmesi şeklinde yapılıyor ve tedavi dozu özel formüllerden yararlanılarak hesaplanıyordu. Tedavi ekibini korumaya yönelik önlemler geliştikçe miligram veya gram olarak kullanılan radyum miktarı arttırıldı. Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip X ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen X ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde yetersiz kalıyordu. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel X ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili X ışını üretebilecek cihazların tasarımlarına başlanıldı. Bu amaçlı ilk doğrusal hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (microwave) ossilatörleri geliştirildi. Bu ossilatörler doğrusal hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal doğrusal hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmutur [5,12].

5.2. Kanser Tanımı ve Oluşumu

Normal şartlar altında, hücreler sistemli bir şekilde büyür, bölünür ve ölür. Yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan ve bölünmeyi kontrol eden bazı gen mekanizmaları, bölünmekte olan hücreye bölünmesini durdurmasını söyler. Hücre verilen emre uymayarak bölünme ve büyümeye devam ederse, birikerek kitleler oluşur. Kitle oluşumları bir süre sonra durabileceği gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Hücre bölünmeleri kontrolden çıktığı anda kanserleşme başlamış olur. Kanser hücrelerinin çevre dokuya göçü ve onu yıkarak ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarlarına geçerek kan dolaşımı ile tüm vücuda yayılması ve vücudun herhangi bir normal dokusuna girerek orada çoğalmasına da metastaz denir. Kontrolsüz bölünen hücreye kanser hücresi, kanserleşmeyle oluşan kitlelere tümör, sürekli çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör (Lt.:malignant), bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu veya selim tümör (Lt.:bening) denir. İyi huylu tümörler metastaz yapmaz ve çok seyrek görülen istisnalar dışında yaşamsal tehlike oluşturmazlar.

Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerine yayılmış olsa da ilk oluştuğu organın adı ile anılır. Örneğin kemiklere sıçramış olan prostat kanseri hala prostat kanseri, akciğere sıçramış olan meme kanseri hala meme kanseridir. Bu yüzden kanser sürekli çoğalıp büyüyen ve vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200 den fazla hastalığın ortak adıdır. Bulaşıcı olmayan hastalık grubudur [13,14].

5.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Radyasyon Onkolojisi iyonlaştırıcı radyasyonun tek başına veya diğer tedavi yöntemleri (cerrahi, kemoterapi) ile birlikte kanserli hastaların tedavisinde uygulandığı ve radyasyonun biyolojik ve fiziksel temellerinin araştırıldığı bir disiplindir. Radyoterapi, radyasyon Onkolojisinin kullandığı tedavi yöntemidir. Radyoterapinin amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin ileri hücre bölünmelerini veya çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve hasta sağkalımını uzatmaktır.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre iki gruba ayrılır;

- 1. Elektromanyetik radyasyonlar (X-ışınları, γ-ışınları)
- 2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)

Radyoterapi uygulama şekline göre üç gruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm'dir. X- ışınları, Co-60 kaynağından elde edilen γ ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.

2. Brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi): Radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku arasına ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle yapılır. γ -ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıkları kullanılır.

3. İnternal tedavi (sıvı ve koloidal radyoizotoplar vücuda uygulanır): β parçacıkları ve γ - ışınları veren açık kaynaklar kullanılır [15].

5.4. Doğrusal Hızlandırıcı ve Çalışma Şekli

Doğrusal hızlandırıcılar çok enerjili X-ışını ve elektron üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. Doğrusal hızlandırıcılarda parçacıklar sikletronda olduğu gibi, ac gerilimi yardımıyla birçok bireysel hızlanmaya mağruz kalırlar. Aralarındaki fark ise doğrusal hızlandırıcılarda parçacıkların bir doğru çizgide hareket etmeleridir.

Elektronlar bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalga (EMD) kullanılarak hızlandırılır. Elektronların hızlandırılması için kullanılan elektromanyetik dalganın frekansı yaklaşık 3000 MHz'dir.

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi hedefe çarptırılması sonucu elde edilen X-ışınları ile de derin tümör tedavilerinde uygulanır. Hızlandırıcı yapı iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan bir bakır tüpten meydana gelir.



Şekil 5.1. Doğrusal hızlandırıcı şeması

Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Hızlandırıcı yapıya gelen elektronların ilk enerjileri yaklaşık 50 keV'dir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşmeler olur. Bu etkileşme sonucunda elektronlar sinüsoidal hareket yapıp enerji kazanırlar [16,17].

Doğrusal hızlandırıcıyı oluşturan bölümler;

Güç kaynağı

Güç kaynağı ve modülatör diğer bölümlerde kullanılacak DC ve AC voltaj oluşturur.

Modülatörde bulunan yüksek voltaj yüksek frekans anahtarı görevini gören, içi gaz dolu

Thyratron tüpü sayesinde, mikrosaniyeler mertebesinde DC pulslar oluşturur. Bu pulslar, magnetron veya klystrona eş zamanlı olarak da elektron tabancasına gönderilirler.
Magnetron

Mikrodalga üreten cihazdır. Birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyali üretir. Saniyede birkaç yüz sinyali tekrar edebilme hızına sahiptir. Frekansı 3000 MHz civarındadır. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır, merkezinde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki filamanın ısıtılması ile elektronlar oluşur. Anot ve katot arasındaki elektrik alan durgun manyetik alan oluşturur. Elektrik alan ile anottan hızlandırılan elektronlar katottan dışarı verilir. Manyetik alan mikrodalgaları ve elektronları aynı anda etkisi altına alır. Elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral doğrultuda hareket ederler ve radyasyon oluştururlar. Genellikle magnetronlar düşük enerjili doğrusal hızlandırıcılarda 2 mW çıkış gücüyle çalışırlar [5,18].



Şekil 5.2. Magnetron diagramı.

Klaystron

Klystron mikrodalga üreteci degil, amplifikatörüdür. Klystron gücü düşük mikrodalga osilasyonuna ihtiyaç duyar. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle toplayıcı boşluğa girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür yanına geçerler. Bu geçişte elektronların hızları elektrik alan etkisiyle değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. İkinci tutucu boşlukta yüksek güçlü mikrodalgalar oluşur. Yüksek güçlü mikrodalgaların içerisinde enerjinin korunumundan dolayı elektronun kinetik enerjisi giderek artar [5,18].



Şekil 5.3. Klystron diagramı.

Dalga klavuzu (Waveguide)

Doğrusal hızlandırıcı kılavuzları elektriksel iletkenligi yüksek olan bakırdan yapılmaktadırlar. (Bu daha az güç kaybına neden olur.) Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkileşmesi sonucunda, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur.

Elektronları hızlandırmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizilimi ile meydana gelen dalga klavuzu, hızlandırıcının önemli parçalarından biridir.

Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca ilave edilen hareketli elektronlar elektrik alan boyunca odacıktan odacığa dalganın tepesine binmiş olarak ilerledikçe hızlanır. Silindir çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir. Doğrusal hızlandırıcıda X ışınları elde etmek için elektronlar tungsten gibi yüksek atom numaralı malzemeler üzerine düşürülmelidir. Hedefin soğutma sistemi su ile yapılır. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Doğrusal hızlandırıcılarda X ışınları demeti heterojen dağılma sahiptir.

Doğrusal hızlandırıcı elektron modunda çalışırken saçıcı foile (yaprağa) gelen demetler yayılırlar ve aynı enerjili elektronlar tedavi alanında elde edilir (Şekil 5.4). Saçıcı foil ince bir metaldir ve genellikle kurşundur. Saçıcı foil'in kalınlığı önem taşır. Çünkü saçıcı foile gelen elektronların bir kısmı bremsstrahlung etkisi ile X ışını oluşturabilirler. Bu nedenle saçıcı foil çok ince olmalıdır. Tedavi kafası, kurşun tungsten veya kursun tungsten alasımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu metaryel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. Tedavi kafası X ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve lokalize ışık sistemini kapsar. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarasına sahip tungstendir. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Bu nedenle hedef maddenin erime sıcaklığı yüksek olmalı ve cihazın soğutma sistemine sahip olması gerekir. Işın çapını tayin etmek amacıyla hedef, altındaki sabit kolimatör ile kolime edilir. Cihazın elektron modunda bu kolimatörler dışarı yönde çekilir ve düzgün bir elektron akısı oluşturmak için demet, saçıcı foile çarpar. Demeti homojen hale getiren düzleştirici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından oluşur. Düzeltilmiş X ışınları ya da elektron demeti doz monitör odalarına gelir.

Monitör sistemi birkaç ya da tek iyon odasından veya metal kaplı çok yönlü levhalardan oluşur. Bu iyon odaları genellikle iletme tipli, düz paralel levhalı odalardır. Bazı doğrusal hızlandırıcılarda ise silindirik iyon odaları kullanılır. Bunlar monitör doz oranını, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır. İyon odalarının dizaynı uçlarına 300 V-1000 V arasında voltaj uygulanacak şekilde yapılır. Işın iyon odasını geçtikten sonra hareketli X ışını kolimatörüne gelir. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmıs olup kaynaktan söz konusu hedefe 100 cm'de 40x40 cm²'ye kadar dik açılı olarak açılarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun yayılma alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için ışın ayarlayıcıları (aplikatörler) kullanılır [5,18,19].



Şekil 5.4. X ışını (A) ve elektron (B) modunda tedavi kafası

5.5.Doğrusal Hızlandırıcılarda Foton Dozimetrisi

Soğurulan doz için, değişik ölçme yöntemleri kullanılabilmektedir. Bu ölçme yöntemlerinden birini kullanarak soğurulan dozun hesaplanması işine "Dozimetri", dozimetri yapılırken kullanılan okuma cihazlarına da "Dozimetre" denilmektedir. Dozimetrelerin, tekrar edilebilirlik, lineerlik, doz hızından bağımsızlık özellikleri yanında, enerjiye ve ışınlama açısına bağımlılık özelliklerine sahip olmalıdır. Ayrıca dozimetrelerin, kullanımı kolay, küçük-büyük boyut seçenekleri ve direk ve endirekt okuma özellikleri olmalıdır.

C' 1 7 1	$\alpha \neq 1$	11	1 .
	Noourulan	doz oleme	vontemleri
CILCIEC J.I.	SUgururan	uoz oiçine	yonuchinen
5 0	0	5	2

GÖSTERGE	ÖLÇME YÖNTEMİ
Sıcaklık artışı	Kalorimetri
Kimyasal değişiklikler	Kimyasal dozimetri, Fe ⁺² iyonlarının Fe ⁺³ iyonlarına oksidasyonu
Filmlerde kararma	Film dozimetrisi
Lüminesans	TLD
İyonizasyon	İyon odalı dozimetri sistemleri

Radyasyonun tibbi amaçlı kullanılmaya başlanmasından 1985 yılına kadar, soğurulan doz hesabı için her ülkenin kendi protokolünü uygulaması, farklılıklara neden olmaktaydı. Protokoller arası farklılığı kaldırarak bir tek prokolün kullanılmasını sağlamak amacıyla IAEA/WHO 1985 yılında, konunun otoritelerinden oluşan bir danışma kurulu kurdu (Almeida, P.Andreo, J.R.Cunningam, A.Dutrex, K.Hohlfeld Kannan, Suntharalingam, H.Svenson ve Szyezyyk). Bu kurul "Absorbe Dose Determination in Photon and Electron Beams" adlı uluslar arası protokolü hazırladı. IAEA bu protokolü, Technical Reports Series No:277 adı altında 1987'de yayımladı. Bu protokol, 10 kV - 300 kV enerjili X ışınlarını, yüksek enerjili foton huzmelerini ve 5 MeV – 50 MeV enerjili elektron demetlerini kapsamaktadır. Ülkemizde, ICRU Rep:23-24, NCRP Rep:69, NACP, HPA protokolleri ayrı ayrı merkezlerde, 1990'lara kadar kullanılmış, sonraki zamanda sadece "Protokol 277 (TRS 277) kullanılmıştır. Bu protokol, hava kerma tabanlı olup, suda soğurulan doz hesabının metodolojisini sağlamaktadır. Soğrulan Doz Protokolleri, standart laboratuarda iyon odasının kalibrasyonu ile klinik demetin belirli koşullar altında sudaki soğrulan dozunu ilişkilendirmek için gerekli formülasyonu ve veriyi sağlar. Hava kerma tabanlı protokoller ve sudaki soğrulan doz tabanlı protokoller olmak üzere iki tip dozimetri protokolü vardır. Direk suda soğurulan doz tabanlı olmadığından TRS 277 no'lu protokoldeki belirsizlikler elektronlar için % 3,7, yüksek enerjili X ışınları için % 3,2, Co-60 için ise % 2,5'dir. Radyoterapi geliştikçe bu belirsizlikler minimuma indirilerek daha büyük bir kesinlikle soğrulan dozu bulmanın yolları araştırılmaya başlanmış, böylece 2000 yılında sudaki soğrulan doz tabanlı TRS 398 numaralı

protokol geliştirilmiştir. TRS 277 nolu protokolde iyon odaları ikincil standard laboratuarlarda hava kerma cinsinden kalibre edilmekte, belirli bir derinlikte sudaki soğrulan dozun hesaplanması aşamasında iyon odası ile ilgili, sayısal değerleri TRS 277'de verilen k_{att} ve k_m düzeltme faktörleri kullanılmaktadır. Bu faktörler aynı model bütün iyon odaları için eşit idi. Ancak aynı modelde olsa bütün iyon odalarının imalatı tamamen benzer olmadığından aynı faktörü kullanmak bir ölçüde belirsizlik getiriyordu. Suda soğrulan doz cinsinden kalibre edilen ve her elektrometre ve iyon odasına özgü faktör belirleyerek belirsizliği azaltan TRS 398 no'lu protokol geliştirilmiştir. Bütün dozimetre protokolleri sudaki soğrulan dozun belirlenmesini amaçlar. Bu yüzden, direk bu parametre cinsinden kalibre edilmiş iyon odası kullanmak daha büyük doğruluk sağlayacaktır [13].

5.6. Ölçüm zinciri

Ölçüm zincirinde ilk adım kalibrasyon faktörleridir.

1-Işınlama

2-Hava kerma (Kinetic Energy Releasedin Material): Yüksüz iyonize radyasyon tarafından özel bir materyalin birim kütlesi başına aktarılan yüklü iyonize parçacıkların başlangıştaki kinetik enerjilerinin toplamıdır [20].

3-Soğurulan doz: Işınlanan materyalin brim kütlesi başına soğurulan enerji miktarının bir ifadesidir.

4-PSDL (Primary Standart Dosimetry Laboratory): Mutlak radyasyon ölçümü yapılan PSDL'larında referans kalitesinde dozimetreler kalibre edilmektedir.

5-SSDL (Secondary Standart Dosimetry Laboratory): PSDL ile köprü görevi yapmak suretiyle rutin olarak kullanılan dozimetreler kalibre edilmektedir. Türkiye'deki İkinci Derece Standart (Sekonder) Dozimetri laboratuarı, Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (ÇNAEM)'dir. Kullanıcı iyon odasının hava kerma kalibrasyonuna dayandırılması, tavsiye edilir. PSDL'de, SSDL'nin kalibrasyon faktörleri, okuma veya yük başına hava kerma (N_K) ya da okuma veya yük başına ışınlama (N_X) olarak belirlenir. SSDL, kullanıcı kalibrasyon faktörünü N_K olarak belirler [21,22].

5.7. Bir İyon Odasında Doz Tayini

$$D_{hava} = \frac{Q}{m_{hava}} \frac{W}{e} = \frac{Q}{V\rho_{hava}} \frac{W}{e} D_{hava} = \frac{Q}{m_{hava}} \frac{W}{e} = \frac{Q}{V\rho_{hava}} \frac{W}{e}$$
$$D_{hava} = \frac{Q}{m_{hava}} \frac{W}{e} = \frac{Q}{V\rho_{hava}} \frac{W}{e} \quad (5.1)$$
$$D_{hava} = \frac{Q}{m_{hava}} \frac{W}{e} = \frac{Q}{V\rho_{hava}} \frac{W}{e}$$
Q: Oluşan yük

W: Havada bir iyon çifti oluşumu için gerekli ortalama enerji.

Eğer iyon odasının V hacmi doğru olarak bilinirse (primer standart iyon odasında olduğu gibi) kalibrasyon kalitesinde,

$$N_{D,c} = \frac{\overline{D_{hava,c}}}{M_c} = \frac{1}{V\rho_{hava,c}} \frac{W}{e} N_{D,c} = \frac{\overline{D_{hava,c}}}{M_c} = \frac{1}{V\rho_{hava,c}} \frac{W}{e}$$
(5.2)

D_{hava,c}: İyon odasının hava kavitesi içindeki soğurulan doz.

W/e foton ve elektronlar için sabit kabul edilir. Ve böylece $N_{D,c}$ faktörü, kavite içindeki hava kütlesine $(V_{hava}'ya)$ bağlıdır. Böylece belirli bir referans çevresel koşullar için iyon odasının bir sabitidir.

Tüm kullanıcı foton ve elektron demet kalitelerinde $N_{D,c}=N_{D,u}=N_D$ birbirlerine eşittir.

N_{D,c}: Soğurulan Doz Kalibrasyon Faktörü c: Kalibrasyon u: Kullanıcı

Bragg-Gray Eşitliği: Su fantomunda ilgilenilen noktadaki suda soğurulan dozu belirlemek için kullanılır.

İlk adımda hava kerma (serbest havada) K_{hava,c}, kullanıcı iyon odasının hava kavitesi içindeki soğurulan doz ile, $\overline{D}_{hava,c}\overline{D}_{hava,c}$ ilişkilendirilebilir [22,23].

$$\overline{D_{hava,c}} = K_{hava,c} (1-g) k_{att} k_m \overline{D_{hava,c}} = K_{hava,c} (1-g) k_{att} k_m$$
(5.3)
$$N_{D,c} = \frac{\overline{D_{hava,c}}}{M_c} N_{b,c} = \frac{\overline{D_{aur,c}}}{M_c} N_k = \frac{K_{hava,c}}{M_c} N_k =$$

 N_{K} . İyon odasının standart bir laboratuar (SSDL) tarafından belirlenen hava kerma kalibrasyon faktörüdür (Elektrometre ile birlikte).

g: İkincil yüklü parçacıkların havada fren ışınımında (bremsstrahlung) kaybolan enerji kesri (ışınları için g = 0,003)

 k_m : Standart ikincil dozimetri laboratuvarında kobalt-60 gama ışınlarıyla, iyon odasının hava kerma kalibrasyon faktörü ölçülürken, iyon odası duvarının ve biriktirme-çoğaltma (buildup) kep malzemesinin, hava eşdeğeri olmamasından kaynaklanan (havada ölçüm yapıldığından) düzeltme faktörüdür.

$$k_m = S_{hava,m} (\mu/\rho)_{m,hava} \tag{5.6}$$

Materyal	S _{hava,m}	$(\mu / \rho)_{m,hava}$	k _m
A-150(T.E. plastik)	0,876	1,101	0,965
C-552 (A.E palstik)	1,005	1,001	1,006
Delrin (CH ₂ O)	0,926	1,068	0,989
Grafit (p=1,7g/cm ³)	0,998	1,001	0,999
Grafit (ρ =2,265 /cm ³)	1,000	1,001	1,001
Nylon 66 (C ₆ H ₁₁ ON)	0,875	1,098	0,961
PMMA (C ₆ H ₈ O ₂)	0,908	1,081	0,982
Polyester	0,901	1,078	0,971
Tufnol	_	_	0,979

Çizelge 5.2. Farklı materyallere sahip iyon odaları için k_m değerleri

 k_{att} : Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarındaki azalmayı (soğurulma ve saçılma) hesaba katan faktördür. Teorik değerleri çeşitli araştırmacılar tarafından, Monte Carlo hesaplamalarıyla elde edilmiştir. k_{att} , k_m değerleri Çizelge 5.3'ten bulunabilir. Bu tabloda k_m değerleri, merkezi elektrotun duvar materyalinden farklı olması gibi ek düzeltmeleri içermez. İyon odası, su fantomu içinde buildupcap'siz ışınlanır [22].

Cizelge 5	3 İv	on oda	ları icin	k ve	k değer	rleri
Çizeige .).J. IJ	on oua	ian için	κ _m ve	Katt uege	

İyon Odası	k _m	k _{att}	k _m x k _{att}
Capintec 0,07 cm ³ PR-05P minichamber	1,002	0,988	0,990
Capintec0,14 cm ³ PR-05 minichamber	1,002	0,989	0,991
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C Farmer Type (AE cap)	1,006	0,984	0,990
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C (polyester			
cap)	0,987	0,984	0,977
Capintec 0,65 cm ³ PR-06C Farmer Type			
(PMMA cap)	0,993	0,990	0,983
Capintec 0,6 cm ³ (AAPM)	0,989	0,989	0,978
Exradin $0.5 \text{ cm}^3 \text{ Al} (2\text{mm cap})$	1,006	0,985	0,991
Exradin $0.5 \text{ cm}^3 \text{ Al} (4\text{mm cap})$	1,006	0,976	0,981
NE 0,60 cm ³ Guarded Farmer 2571	0,994	0,990	0,985

İkinci adımda Bragg-Gray eşitliği ilgilenilen noktada (etkin ölçüm noktası, P_{etkin}) suda soğurulan dozu belirlemede kullanılabilir.

$$D_{su,u}(P_{otkin}) = \overline{D_{hava,u}} \left(S_{su,hava} \right)_{u} P_{u}$$
(5.7)

 $(S_{su,hava})_u$: İlgilenilen noktada kullanıcı demet kalitesinde sudan havaya durdurma gücü oranıdır.

 $Ss_{u,hava}$ değerleri, Monte Carlo metoduyla hesaplanmış ve ICRU:37 raporunda verilmiştir. Foton demeti tarafından oluşturulan elektronlar için $S_{su,hava}$ değerleri referans derinlikte foton demetinin demet kalitesinin fonksiyonudur.

 P_u : Pertürbasyon faktörüdür, iyon odasının duvarının materyalinin ve hava kavitesinin su eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktördür.

$$D_{su,u}(P_{etkin}) = M_u N_D (S_{su,hava})_u P_u$$

$$M_u : \text{Out put (doz verimi)}$$

$$N_{D,c} = N_{D,u} = N_D$$
(5.8)

Homojen su fantomunda foton ve elektron akısı, hacim içinde iyon odası tarafından pertürbe edilir. Bu etki,

1- Pertürbasyon düzeltme faktörü kullanılarak;

a) Su hacmine göre iyon odası duvarında elektron oluşumu ve saçılmadaki farklı özellikler için,

b) Hava kavitesi ve sudaki elektron saçılma farkı için düzeltme yapılır.

2- Etkin ölçüm noktası kullanımı ile iyon odası kavitesi içindeki akım gradiyenti için düzeltme yapılır [21,22].



Şekil 5.5. Farklı duvar malzemeli iyon odalarının ışın kalitesi değerlerine karşılık gelen P_u değerleri

 P_{etkin} (yer değiştirme): P_{etkin} ölçüm noktası olarak bilinir. İyon odaları için su hacminin iyon odası hacmiyle yer değiştirmesini dikkate alan faktördür. Yer değiştirme miktarı, paralel plakalı odalarda ön camın arkasında, silindir tipli iyon odalarında radyasyon kalitesine bağlı olarak, yüksek enerjili X ışınları için 0,75 r, yüksek enerjili elektronlar için 0,50 r, Co-60 için de 0,5 r merkezi elektrodun üzerinde öngörülmektedir [22]. P_{pol} : Polarizasyon faktörü elektrometrenin besleme voltajı değiştirildiğinde, iyon odasının aynı enerjili fotonlarla verilen aynı miktar doza, akım olarak verdiği cevap olarak tanımlanmaktadır ve Eş.5.9'dan hesaplanır. Farkın % 0,5'ten küçük olması gerekir. İyon odasının dizaynına, ışın kalitesine, kablo pozisyonuna bağlıdır [5, 24].

$$P_{pol} = \frac{\left| M_{ham \ doger}^{+} + M_{ham \ doger}^{-} \right|}{2 \ x \ M_{ham \ doger}} \tag{5.9}$$

Sıcaklık ve Basınç: İyon odaları, ölçümler esnasında iyon odasını çevreleyen hava kütlesine açıktır. İyon odasının kalibrasyon koşullarındaki oda sıcaklığı T_0 , basınç P_0 , ölçümler esnasındaki sıcaklık T ve hava basıncı P ise,

(5.10)

Genellikle, $T_0=20^{\circ}C$, $P_0=1013$ mbar (760 mm-Hg)'dir. [5,24].

 P_s : İyon yeniden birleşme (recombination) faktörü olarak bilinmektedir. İyon toplama kaybı da denir. Radyasyon, iyon odası içindeki gaz moleküllerinden elektron kopartarak molekülleri iyonlaştırır. Kopartılan elektronlar, anot-katot arasına uygulanan gerilim nedeniyle anota doğru sürüklenir. Bu alan yeterince kuvvetli değilse, serbest dolaşan elektron pozitif yüklü iyonla birleşebilir. Kopartılan elektronların oluşturduğu akımın, radyasyon miktarıyla doğru orantılı olduğu düşünülür. Anota ulaşamayan ve bir iyonla birleşen bu tür elektronlardan kaynaklanan kaybın bir düzeltme faktörüyle telafi edilmesi gerekir. Radyasyonun oluşturduğu bütün yükleri ölçmemiz imkânsızdır. Hızlandırıcılarda göz önüne alınması gereken bir düzeltme faktörüdür. Bu faktörün tayininde V₁ ve V₂ besleme voltaj teknikleri kullanılmaktadır. V₁/V₂ oranları 3 veya 3'ten büyük olarak tayindilir. V₁ ve V₂ besleme voltajlarına karşılık Q₁ ve Q₂ out-put (doz verimi) değerleri dozimetreden okunur. Elde edilen değerler, Eş 5.11'de yerine konur [5].

$$P_s = a_0 + a_1 \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right) + a_2 \left(\frac{Q_1}{Q_2}\right)$$
(5.11)

Buradaki a₀, a₁ ve a₂ değerleri Çizelge 5.4'den alınır.

Voltaj Oram	a ₀	a ₁	a ₂
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,8753	0,6773
3,5	1,080	-0,5421	0,4627
4,0	1,022	-0,3632	0,3413
5,0	0,9745	-0,1875	0,2135
6,0	0,9584	-0,1075	0,1495
8,0	0,9502	-0,03732	0,08750
10,0	0,9516	-0,01041	0,05909

Çizelge 5.4. Voltaj oranlarına karşın a₀, a₁ ve a₂ değerleri

Suda soğurulan doz D_{su}, etkin ölçüm noktasında;

$$D_s(P_{etkin}) = M_u N_D \left(S_{su,hava} \right)_u P_u \tag{5.12}$$

ile verilir. Bu eşitlik yüksek enerjili elektronlar için olanlarla aynıdır.

 $(S_{su,hava})$: Spencer-Attix kavite teorisi kullanılır. Durdurma gücünü sınırlamak için seçilen kesim (cut-off) enerjisi, $\Delta = 10$ KeV'dir.

Referans derinlikler için durdurma gücü oranları, Çizelge 5.5' tedir. Giriş parametresi, demet kalitesidir. Demet kalitesi, TPR_{10}^{20} ve/ veya D_{20} / D_{10} 'dur.

20	D /D	S	Referans
Işın Kalitesi (TPR ₁₀)	D_{20}/D_{10}	Osu,hava	Derinlik(cm)
0,50	0,44	1,135	5
0,53	0,47	1,134	5
0,56	0,49	1,132	5
0,59	0,52	1,130	5
0,62	0,54	1,127	5
0,65	0,56	1,123	5
0,68	0,58	1,119	5
0,70	0,60	1,116	5
0,72	0,61	1,111	10
0,74	0,63	1,105	10
0,76	0,65	1,099	10
0,78	0,66	1,090	10
0,80	0,68	1,080	10
0,82	0,96	1,069	10
0,84	0,71	1,059	10
Cs-137	-	1,136	5
Co-60	-	1,133	5

Çizelge 5.5. Referans derinlikte ışın kalitesine karşılık gelen $S_{su,hava}$ değerleri

Su/RW3: Katı fantomda ölçülen değerin, suda ölçülen değere taşıma faktörüdür. Suda ve katı fantomda okunan değerler, su ile katı fantomun yoğunluk ve diğer özelliklerinin % 100 aynı olması beklenmediğinden, su eşdeğeri katı fantomlar kullanılmaya başlanmadan önce bu faktörün tespit edilmesi gerekir. Enerjiye bağlı olarak değişir [22].

Sudan farklı bir fantom ile soğurulan doz ölçümü yapılmışsa ve sıcaklık-basınç düzeltme faktörü elektrometreye girilmemişse;

$$D_{W}\left(P_{eff}\right) = M_{u} P_{TP} N_{D} \left(S_{W,air}\right)_{u} P_{u} \left(\frac{Su}{RW3}\right)$$
(5.13)

M_u: Elektrometreden okunan değer

P_{TP}: Sıcaklık-basınçdüzeltmesi

N_D: Elektrometre ve iyon odasının kalibrasyon faktörü

 $S_{su,hava}$: Durdurma gücü oranı

P_u: Pertürbasyon faktörü

Su/RW3: Fantom materyalini suya çevirme faktörü

6. YÖNTEM VE GEREÇLER

6.1. Yöntem

Bu çalışmada General Electric marka Saturne–43 model doğrusal hızlandırıcı cihazı ile bu cihazda elde edilen 6, 15 ve 25 MV foton enerjileri kullanıldı. Kalite kontrol işlemlerinde kullanılan iyon odası, dozimetre, barometre gibi hassas cihazların kalibrasyonları ilgili kurumlara, ölçümlere başlamadan önce yaptırıldı. Elektrik, mekanik kontroller yapıldıktan sonra, dozimetrik kalite kontroller, kalibrasyonu yapılmış ölçüm araç gereçleri ve cihazları ile yapıldı. İnsan vücudunun yaklaşık %70'i su olduğundan su, doku eşdeğeri kabul edildi. Dozimetri çalışmaları, suda veya su eşdeğeri katı fantomda yapıldı. Radyasyonla tedavi edilen hastaların üzerinde doz dağılımlarını ölçmek mümkün değildir. İnsan üzerindeki doz dağılım bilgileri, dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümler ile elde edilir.

6.2. Gereçler

6.2.1. Satürne-43 doğrusal hızlandırıcı

Çalışmaları yürüttüğümüz Satürne-43 doğrusal hızlandırıcı cihazında, 6, 15 ve 25 MV foton ışınları mevcuttur. Cihazda SSD=100 cm'de alan 2x2 cm²'den 40x40 cm²'ye kadar açılmaktadır. Simetrik tedavi alanları, cihazdaki sekonder kolimatörlerde bulunan X_1 , X_2 ve Y_1 , Y_2 hareketli çeneleri (jaw) ile sağlanmaktadır. Cihazda bir adet 60°' lik motorize doz telafi kaması (wedge) bulunmaktadır. Doz telafi kaması kullanıldığında alanlar 2x2 cm²'den 20x40 cm²'ye kadar açılmaktadır. Işınlama başlığı (gentri), kolimatör, tedavi masası tabanı ile bu masanın üst kısmı eksenleri etrafında dönebilmektedir. Masa, yukarı-aşağı, sağa-sola hareket edebilmektedir. Cihaz, uzaktan kullanıcı klavye-ekran sisteminden kontrol edilebildiği gibi, cihazın üzerindeki kontrol çubuğundan da kontrol edilebilmektedir. Standart olarak 100 cm kaynak cilt (Source Skin Distance =SSD) mesafesi olup, atlayarak ışınlama (skip) ve dönerek ışınlama (arc) yapma özellikleri mevcuttur.

Değişik foton enerjilerinin olması bu cihazı RT açısından değerli kılmakta, böylece uygulamada enerji seçme ve uygulama imkânı doğmaktadır.



Resim 6.1. Doğrusal Hızlandırıcı cihazında ölçüm almaya hazır hale getirilmiş su fantomu ve fantomun suyunu taşıyan su tankı

6.2.2. RW3 katı su fantomu

Fiziksel yoğunluğu 1,045 g/cm³, elektron yoğunluğu 3,43x10²³ e/cm³ olan RW3 katı su fantomu, %2 TiO2 içeren beyaz polystrenden 40x40 cm² boyutlarında ve 1mm kalınlığında 1 adet, 2mm kalınlığında 2 adet, 5mm kalınlığında 1 adet ve 10 mm kalınlığında 25 adet olmak üzere toplam 29 plakadan oluşur. Suyun yoğunluğu, kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunluktadır. Bu yüzden, temel doz

dağılımları suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından, su eşdeğeri katı fantomlar dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olabilmesi için,

- i) Efektif atom numarası,
- ii) Gram başına elektron sayısı,
- iii) Kütle yoğunluğu,

su ile eşit olmalıdır. Ancak megavoltaj foton ışınlarında en baskın etkileşme şekli compton etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom metaryelinin, sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.



Resim 6.2. Katı fantom

6.2.3. Tedavi düzeyli dozimetre

Çalışmalarda kullanılan Farmer Dozimetre cihazı NE Technology marka 2570/1 modeldir. Cihazda batarya voltajı, test için 10 V ve polarizasyon voltajı $250V \pm \%1$ V görülebilmektedir.

İyon odası olarak 0,03 cc, 0,6 cc, 0,06 cc kullanabilme seçenekleri vardır. Düşük ve yüksek okuma hassasiyeti seçebilme düğmesi bulunmakta olup, sıfır ayarı yapılabilmektedir. Ölçümler, doz (Gy) ve yük birimi (nC) olarak yapılabilmektedir. Basınç, sıcaklık ve düzeltme faktörü girilebilmekte olup, dozimetrenin arkasında voltaj bölücü (V, V/2, V/4, V/8) anahtarı ile artı (+) eksi (-) polarizasyon anahtarı bulunmaktadır.



Resim 6.3. NE 2570/1 tipi farmer dozimetre Resim 6.4. Farmer 2571 tipi iyon odası

6.2.4. İyon odası

2571 tipi 0,6 cc farmer iyon odası (Şekil 6.4), 0,15 MV-35 MV foton, 5 MeV- 35 MeV elektron enerji aralıklarının doz ölçümünde kullanılabilmektedir. Farmer tipi iyon odasının saf alüminyumdan yapılmış merkezi elektrodu, yüksük şeklinde saf grafitten ince bir duvardan oluşan dış elektrodu vardır. 10 metre uzunluğunda düşük

gürültülü triaksiyal TNC konnektörlü kablosu vardır. Dış elektrot iç yarıçapı 6,3 mm, iç elektrot dış çapı 1,00 mm iç elektrot uzunluğu 20,5 mm'dir.



Şekil 6.1 . Farmer 2571 tipi iyon odasının geometrisi.

7. ARAŞTIRMA VE BULGULAR

Petkin (yer değiştirme) : P_{etkin} ölçüm noktası olarak bilinir. 6, 15 ve 25 MV enerjili fotonlar için P_{etkin} =0,75xr'dir. İyon odalarının iç yarı çapı 3,15 mm olduğundan Pektin = 0,75 xr = 0,75 x 3,15 mm, buradan, P_{etkin}

= 2,36 mm bulundu.

Ölçümlerde kullandığımız iyon odaları Çizelge 7.1'de verilmiştir. İyon odaları seri numaralarına göre adlandırılmıştır.

Çizelge 7.1. Ölçümlerde kullanılan iyon odaları

İyon Odası	Marka	Model	Seri No
I. İyon Odası	Farmer	2571	2268
II. İyon Odası	Farmer	2571	1540
III İyon Odası	Farmer	2571	2267

20

TPR 10:Yüksek enerjili fotonların demet kalitesi, demet eksenine dik bir düzlemde 10 cm x 10 cm'lik bir radyasyon alanında izomerkeze yerleştirilmiş iyon odası ile 20 cm ve 10 cm derinliklerde ölçülen soğurulan dozların oranı olan TPR (Tissue phantom ratio-Doku fantom oranı) ölçüldü.



Şekil 7.1. Işın kalitesinin tespiti için deneysel iki farklı yöntem

Kullandığımız iyon odaları ile yapılan ölçümlerde elde edilen TPR_{10} değerleri Çizelge 7.2, 7.3, 7.4'de verilmiştir.

			20	
Çizelge 7.2.	Birinci iyon o	dası için 7	ΓPR ₁₀ değerler	i

	6 MV			15 MV			25 MV		
I.İYON ODASI		П.			П.			П.	
	I.0KUMA	OKUMA	ORT.	I.OKUMA	OKUMA	ORT.	I.OKUMA	OKUMA	ORT.
TPR ₁₀	0,692	0,692	0,692	0,802	0,802	0,802	0,832	0,832	0,832
TPR ²⁰	0,472	0,472	0,472	0,615	0,615	0,615	0,652	0,652	0,652
20 TPR , 10	0,682	0,682	0,682	0,767	0,767	0,767	0,784	0,784	0,784

II. İYON	6 MV			15 MV			25 MV		
ODASI	I.0KUMA	II. OKUMA	ORT.	I.OKUMA	II. OKUMA	ORT.	LOKUMA	II. OKUMA	ORT.
TPR ₁₀	0,695	0,695	0,695	0,795	0,795	0,795	0,827	0,827	0,827
TPR ²⁰	0,472	0,472	0,472	0,615	0,615	0,615	0,652	0,652	0,652
20 TPR 10	0,679	0,679	0,679	0,774	0,774	0,774	0,788	0,788	0,788

Çizelge 7.3. İkinci iyon odası için TPR $_{10}^{20}$ değerleri

Çizelge 7.4. Üçüncü iyon odası için TPR $_{10}^{20}$ değerleri

6 MV				15 MV			25 MV		
III. İYON ODASI		п			п.			п.	
	I.0KUMA	II. OKUMA	ORT.	I.OKUMA	OKUMA	ORT.	I.OKUMA	OKUMA	ORT.
TPR ₁₀	0,697	0,697	0,697	0,800	0,800	0,800	0,830	0,830	0,830
TPR ²⁰	0,472	0,472	0,472	0,615	0,615	0,615	0,652	0,652	0,652
20 TPR , 10	0,677	0,677	0,677	0,769	0,769	0,769	0,786	0,786	0,786

 K_{att} , k_m : Kullandığımız iyon odası NE marka 0,6 cc ve Farmer 2571 tipi olduğundan, Çizelge 5.3'den $k_{att} = 0,990$ ve $k_m = 0.994$ olarak bulundu.

 f_k : Kılıf kalınlık faktörüdür. Kılıf kafi miktarda ince olmalı, iyon odası içinde termal ve basınç dengesini için hava kılıf içine girmelidir. Denge için 5 dk beklenmelidir. Işın kalitesi ve kılıf kalınlığına bağlı düzeltme faktörleri Çizelge 7.5'de verilmiştir. [22].

	İy	yon odası kılıf kalınlığ	р
lşın kalıtesi	5mm	3mm	1mm
Kobalt-60	1,001	1,001	1,000
0,600	1,001	1,001	1,000
0,700	1,001	1,001	1,000
0,720	1,001	1,001	1,000
0,740	1,002	1,001	1,000
0,760	1,003	1,002	1,000
0,780	1,004	1,003	1,001
0,800	1,005	1,004	1,001
0,820	1,008	1,005	1,002

Çizelge 7.5. İyon odası kılıf kalınlığı'na bağlı düzeltme faktörleri (f_k).

Kullanılan iyon odasının kılıf kalınlığı 0.38 mm'dir, 6,15 ve 25 MV enerjili, ışın ²⁰ kalitesi (TPR₁₀ oran) değerine karşılık gelen tablo değeri $f_k = 1,000$ bulunmuştur.

 P_{cel} : Merkezi elektrodun çapı referans alınarak, enerjiye karşılık gelen düzeltme faktörü Çizelge 7.6'dan tespit edilir.

Merkezi Elektrot	Flaktronlan	Fotonlar	Co ve Fotonlar	
Çapı (mm)	Elektiomai	(hv) _{max} > 25MV	$(hv)_{max} \le 25MV$	
0,5	1,008	1,004	1,000	
1	1,015	1,008	1,000	
1,5	1,020	1,010	1,000	
2,5	1,032	1,016	1,000	

Çizelge 7.6. Merkezi elektrodun çapına bağlı olarak P_{cel} değerleri

X ışınlarının (hv)_{max} enerjileri 6,15 ve 25 MV olduğundan, 1 mm çaplı merkezi elektroda $P_{cel} = 1,000$ karşılık gelmektedir [22].

 $S_{su,hava}$: Havadan suya giren ışınları durdurma gücüdür. Kütle durdurma gücü olarak da bilinir. Işının enerjisine göre değişir. Durdurma gücü oranlarına karşılık gelen $S_{su,hava}$ değerleri Çizelge 7.7 'de verilmiştir.

	~· 1		7 1 11	•	1 1		••• •••	• 1	1	a	1 - 1	•
	170		/ HOT//1	11100	odolom	VA ANA	11 OT1 1	oin had	onlonon	N .	dagarl	OTI
L		195 /.	7. Faikii	1 V () []	QUALATE				апланан	Dou hovo	UESELL	CII
				-,				• · · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		\sim su nava		
		0		~				2	1		<u> </u>	

İyon Odası		TPR ²⁰ ₁₀		$S_{su,hava}$			
ijon o dubi	6 MV	15 MV	25 MV	6 MV	15 MV	25 MV	
I. İyon Odası	0,682	0,767	0,784	1,119	1,096	1,087	
II. İyon Odası	0,679	0,774	0,788	1,119	1,093	1,090	
III. İyon Odası	0,677	0,769	0,786	1,119	1,095	1,086	

 N_D : İyon odasının içindeki birim hava (veya hangi gaz varsa) iyonizasyon başına, iyon odasının içinde soğurulan doz kalibrasyon faktörü olup Eş. 5.5'den bulunur [22].

Hava kalibrasyon faktörü N_k 'dan hesaplanır. Burada N_k , TAEK Standart İkincil Dozimetri laboratuvarında yapılan dozimetre ve iyon odası hava kerma kalibrasyonundan sonra, referans iyon odasıyla karşılaştırılarak verilen "iyon odasının hava kerma kalibrasyon faktörü" dür [22]. Kullandığımız iyon odaları için hesaplanan N_D değeri 0,9811'dir.

 P_u Tespiti: Foton demeti, hava kavitesinde, iyon odası duvarında ve suda farklı sayıda elektron oluşturduğundan ve oluşturulan elektronların durdurulması da farklı olduğundan, bu farklılığın düzeltilmesi gerekir.

Kullanılan silindirik iyon odasının iç çapı r =3,15 mm olup, şekil 5,5'den ışın kalitesine bağlı olarak 6 MV için P_u =0,994, 15 MV için P_u =0,996 ve 25 MV için Pu = 1,022 olarak bulundu.

k_h: Rutubet etkisi, Duvar materyali A–150 plastik veya naylon (Higroskopik materyal) olan iyon odaları dışındaki iyon odalarında nem, oda kavitesinde oluşan yük üzerinde küçük bir etkiye sahiptir. Eğer kalibrasyon faktörü %50 nemde ise, %20-%70 nem aralığında 15°C-25°C sıcaklık aralığında düzeltme gerekmez. Kalibrasyon faktörü kuru havada ise, ölçümler %20-%70 nem aralığında ve sıcaklık 15°C-25°C sıcaklık aralığında ise düzeltme faktörü ⁶⁰Co-demeti için k_h= 0,997'dir.

6, 15 ve 25 MV enerjili fotonun dozimetrisi yapılırken T=27 °C ve kh = % 55 olarak tespit edilmiştir. Buna göre düzeltme faktörümüz k_h = 1,000 olarak kullanıldı [22].

 P_{pol} : Okumalar, SSD=100 cm, 10 cm x 10 cm alan, derinlik 6 MV için d=5 cm 15 ve 25 MV için d=10 cm de yapılmıştır. Gantry ve kolimatör açıları 0°'ye ayarlanmış ve MU=100 verilmiştir. Eş. 5.9'dan P_{pol} değerleri hesaplanmıştır. Buradaki *M* değeri Eş. 7.1'den hesaplanmıştır.

$$M = \frac{M^+ + M^-}{2}$$
(7.1)

6 MV 15 MV 25 MV I.İYON п. II. I. ODASI II. OKUMA I.OKUMA OKUMA ORT. OKUMA OKUMA ORT. I.OKUMA ORT. \mathbf{M}^{+} 0,745 0,745 0,745 0,662 0,662 0,662 0,687 0,687 0,687 M 0,750 0,750 0,750 0,665 0,665 0,665 0,690 0,692 0,691 М 0,7475 0,7475 0,7475 0,6635 0,6635 0,6635 0,6885 0,6895 0,689

Çizelge 7.8. Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P_{pol} değerleri

Çizelge 7.9. İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P_{pol} değerleri

1,002

1,002

1,002

1,002

1,003

 \mathbf{P}_{pol}

1,003

1,003

н		6 MV			15 MV		25 MV		
II. İYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
\mathbf{M}^{+}	0,740	0,740	0,740	0,662	0,662	0,662	0,687	0,687	0,687
M	0,745	0,745	0,745	0,665	0,665	0,655	0,687	0,687	0,687
М	0,7425	0,7425	0,7425	0,6635	0,6635	0,6635	0,687	0,687	0,687
P _{pol}	1,003	1,003	1,003	1,002	1,002	1,002	1,000	1,000	1,000

1,003

1,002

III.		6 MV		1	15 MV		25 MV			
İYON		П.			II.					
ODASI	I.OKUMA	OKUMA	ORT.	I. OKUMA	OKUMA	ORT.	I.OKUMA	II. OKUMA	ORT.	
\mathbf{M}^{+}	0,747	0,747	0,747	0,662	0,662	0,662	0,687	0,687	0,687	
M.	0,755	0,755	0,755	0,665	0,665	0,655	0,692	0,690	0,691	
М	0,751	0,751	0,751	0,6635	0,6635	0,6635	0,6895	0,6885	0,689	
P _{pol}	1,005	1,005	1,005	1,002	1,002	1,002	1,003	1,002	1,003	

Çizelge 7.10. Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan P_{pol} değerleri

 P_s : Gentri ve kolimatör açısı sıfır konumuna, katı fantom sistemi de tedavi masasında ölçüm konumuna getirildi. Bunun için okuma yapılacak her enerji için 6 MV için d=5 cm, 15 ve 25 MV için d=10 cm de yapılmıştır. SSD (cilt-kaynak mesafesi) 100 cm ve 10 cm x 10 cm alan ayarı yapıldı. Dozimetrenin V₁=V ve V₂=V/4 besleme voltajına karşılık gelen Q₁ ve Q₂ out-put (doz verimi) değerleri aşağıdaki eşitlikde yerine konularak P_s değeri Eş. 5.11'den hesaplandı. Buradaki a₀, a₁ ve a₂ değerleri Çizelge 5.4'ten alındı.

Çizelge 7.11. Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Ps değerleri

I.		6 MV			15 MV		25 MV		
İYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
Q ₁	0,745	0,745	0,745	0,662	0,662	0,662	0,687	0,687	0,687
Q ₂	0,737	0,737	0,737	0,665	0,655	0,655	0,677	0,677	0,677
Ps	1,0036	1,0036	1,0036	1,0035	1,0035	1,0035	1,0050	1,0050	1,0050

н		6 MV		15 MV			25 MV		
II. İYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
Q ₁	0,740	0,740	0,740	0,662	0,662	0,662	0,687	0,687	0,687
Q2	0,735	0,735	0,735	0,652	0,652	0,652	0,677	0,677	0,677
Ps	1,0023	1,0023	1,0023	1,0050	1,0050	1,0050	1,0049	1,0049	1,0049

Çizelge 7.12. İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Ps değerleri

Çizelge 7.13. Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan $P_S\,$ değerleri

		6 MV			15 MV			25 MV		
III. İYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	
Q ₁	0,747	0,747	0,747	0,662	0,662	0,662	0,687	0,687	0,687	
Q ₂	0,745	0,742	0,7435	0,655	0,653	0,6545	0,680	0,680	0,680	
Ps	1,0009	1,0023	1,0016	1,0035	1,0045	1,0038	1,0035	1,0035	1,0035	

Su/RW3: Gentri ve kolimatör açısı sıfır konumuna getirildi. 6 MV fotonlar için d=5 cm, 15 ve 25 MV için d=10 cm de yapılmıştır. SSD (cilt-kaynak mesafesi) 100 cm ve 10 cm x 10 cm alan ayarı katı fantom ve su fantomu için ayrı ayrı yapıldı. Su fantomunda alınan değer ile aynı şartlarda katı fantomda alınan değerlerin oranı Su/RW3 değerini verir. Çizelge 7.14, 7.15, 7.16 değerleri Su/RW3 verilmektedir.

I.İYON ODASI		6 MV		15 MV			25 MV		
	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
Su Fantomu	0,7520	0,7510	0,7515	0,6700	0,6700	0,6700	0,7000	0,7000	0,7000
RW3	0,7400	0,7400	0,7400	0,6670	0,6670	0,6670	0,695	0,697	0,6960
Su/RW3	1,0162	1,0029	1,0155	1,0045	1,0045	1,0045	1,0072	1,0043	1,0057

Çizelge 7.14. Birinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri

Çizelge 7.15. İkinci iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri

n inon		6 MV			15 MV		25 MV		
II. IYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
Su Fantomu	0,7475	0,7472	0,7474	0,7047	0,7095	0,7071	0,7000	0,7000	0,7000
RW3	0,7450	0,7450	0,7450	0,6585	0,6617	0,6601	0,6950	0,6950	0,6950
Su/RW3	1,0035	1,0030	1,0032	1,0702	1,0722	1,0712	1,0072	1,0072	1,0072

III.		6 MV		15 MV			25 MV		
İYON ODASI	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.	I. OKUMA	II. OKUMA	ORT.
Su Fantomu	0,7512	0,7505	0,7509	0,6950	0,6950	0,6950	0,7020	0,7020	0,7020
RW3	0,7470	0,7470	0,7470	0,6720	0,6720	0,6720	0,6950	0,6950	0,6950
Su/RW3	1,0056	1,0047	1,0052	1,0340	1,0342	1,0342	1,0101	1,0101	1,0101

Çizelge 7.16. Üçüncü iyon odası ve farklı enerjiler için hesaplanan Su/RW3 değerleri

 P_{TP} : Basınç sıcaklık düzeltme faktörü. Atmosfer koşulları iyon odasındaki moleküllerin sayısını değiştirir. Basınç ve sıcaklığı düzeltmek için kullanıcının kullanması gereken basınç sıcaklık düzeltme faktörü, pek çok standart laboratuarda normal koşullar altında kalibrasyon yapılırken T₀ = 20 ^oC sıcaklık, P₀ = 1013 mbar basınç ve relatif nem % 50 mertebesindedir. Ölçüm yaptığımız koşullar bu değerlerin dışında ise, P_{TP} kullanılmalıdır. Kalibrasyonu yapılmış bir barometre ve termometreden ölçüm anında okunan değer dozimetreye girilmiştir. P₀ ve T₀ referans değerler olup P₀ = 101.3 kPa ve T₀ = 20 ^oC alınmaktadır. 101,3 kPa, 760 mm Hg veya 1013,25 mBar da alınabilir.

Dozimetrisi işlemi yapılırken P=915 mBar, T=27 0 C olarak ölçülmüştür. Eş. 5.10'dan hesaplanan PTP = 1,133'dür

Hesaplanan tüm değerler Eş. 7.2'de yerleştirilerek farklı iyon odaları için dozimetri sonuçları elde edilebilir.

$$D_{s}(P_{etkin}) = k_{h} P_{s} f_{k} N_{K} (1-g) k_{att} k_{m} S_{sulfDava} P_{u} P_{cell} P_{pol} (Su/_{RW3}) P_{TP} M_{u}$$

$$D_{s}(P_{otkin}) = k_{h} P_{s} f_{k} N_{K} (1-g) k_{att} k_{m} S_{sulfDava} P_{u} P_{coll} P_{pol} (Su/_{RW3}) P_{TP} M_{u}$$

$$D_{s}(P_{etkin}) = k_{h} P_{s} f_{k} N_{k} (1-g) k_{att} k_{m} S_{su,hava} P_{u} P_{cell} P_{pol} (Su/_{RW3}) P_{TP} M_{u}$$
(7.2)

$$D \ddot{u} z eltme \ fakt \ddot{o} r \ddot{u} = k_h P_s f_k N_K (1-g) k_{att} k_m S_{su,hava} P_u P_{cell} P_{pol} \left(\frac{Su}{RW3} \right) P_{TP}$$
(7.3)

 M_u : Her enerji için düzeltme faktörleri kullanılmadan okunan ham değerdir.

Doğrusal hızlandırıcılarda zaman birimi MU olarak düzenlenmiştir. Cihazın 1 Monitör Unit zaman süresinde 1 cGy doz vermesi istenir.

Çizelge 7.17.
6 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler

III. İyon Odası	II. İyon Odası	Lİyon Odası	6 MV
1 0000	1,0000	1,0000	k _h
1 0016	1,0023	1,0036	\mathbf{P}_{s}
1 0000	1,0000	1,0000	$\mathbf{f}_{\mathbf{k}}$
0 9560	0,9560	0,9560	N _k
0 9970	0,9970	0,9970	(1-g)
0 9940	0,9940	0,9940	km
0066 0	0,9900	0,9900	k _{att}
1 1190	1,1190	1,1190	S _{su,hava}
1 02 19	0,9960	0,9940	Pu
1 0000	1,0000	1,0000	\mathbf{P}_{cd}
1 0052	1,035	1,0155	Su/RW3
1 0050	1,0030	1,0030	$\mathbf{P}_{\mathrm{pol}}$
1 1330	1,1330	1,1330	P _{TP}
1 2295	1,1948	1,2086	Düzeltme Faktörü

Çizelge 7.18. 15 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler

III İvan Odası	II. İyon Odası	I.İyon Odası	15 MV
1,0000	1,0000	1,0000	k _h
1,0038	1,0050	1,0035	P,
1,0000	1,0000	1,0000	$\mathbf{f}_{\mathbf{k}}$
0,9560	0,9560	0,9560	$\mathbf{N}_{\mathbf{k}}$
0,9970	0,9970	0,9970	(1-g)
0,9940	0,9940	0,9940	km
0,9900	0,9900	0,9900	k _{att}
1,095	1,093	1,096	${f S}_{su,hava}$
1,0219	0,9960	0,9940	P _u
1,0000	1,0000	1,0000	\mathbf{P}_{cel}
1,0342	1,0712	1,0045	Su/RW3
1,0020	1,0020	1,0020	\mathbf{P}_{pol}
1,133	$1,133 \\ 0$	$1,133 \\ 0$	\mathbf{P}_{TP}
1,2369	1,2479	1,1693	Düzeltme Faktörü

III. İyon Odası	II. İyon Odası	I.İyon Odası	25 MV	
1,0000	1,0000	1,0000	k _h	
1,0035	1,0049	1,0050	\mathbf{P}_{s}	
1,0000	1,0000	1,0000	\mathbf{f}_k	
0,9560	0,9560	0,9560	N _k	
0,9970	0,9970	0,9970	(1-g)	
0,9940	0,9940	0,9940	km	
0,9900	0,9900	0,9900	k _{att}	
1,0860	1,0900	1,0870	Ssu,hava	
1,0219	0,9960	0,9940	P _u	
1,0000	1,0000	1,0000	\mathbf{P}_{cd}	
1,0101	1,0072	1,0057	Su/RW3	
1,0030	1,0000	1,0020	$\mathbf{P}_{\mathrm{pol}}$	
1,13 30	1,13 30	1,13 30	P _{TP}	
1,1990	1,1676	1,1628	Düzeltm e Faktörü	

Çizelge 7.19. 25 MV Enerjide farklı iyon odaları için hesaplanan dozimetriler.
ENERJİ	İyon Odası	Düzeltme Faktörü	MU	1.Okuma (MU)	2.Okuma (MU)	Ortalama (MU)
6 MV	I.İyon Odası	1,2086	100	99,8500	99,8500	99,8500
	II. İyon Odası	1,1948	100	100,0200	99,9500	99,9850
	III. İyon Odası	1,2295	100	100,0050	100,0000	100,0025
15 MV	I.İyon Odası	1,1693	100	100,0500	100,050	100,0500
	II. İyon Odası	1,2479	100	99,5050	99,8500	99,6775
	III. İyon Odası	1,2369	100	99,9500	99.9000	99,9250
25 MV	I.İyon Odası	1,1628	100	100,1000	100,10000	100,1000
	II. İyon Odası	1,1676	100	100,0000	100,0000	100,0000
	III. İyon Odası	1,1990	100	100,0500	100,0000	100,1250

Çizelge 7.20. D_{max} derinliğinde düzeltme faktörünün okunan ham değer ile çarpılması sonucu bulunan Gy cinsinden soğurulan doz değerleri

8. SONUÇ

 $S_{su,hava}$ su hava oranının enerjiye ve iyon odasına bağlı olarak değiştiği tespit edildi. Bu değişimin düzeltme faktörüne etkisinin binler mertebesinde olduğu görüldü. Saçılan, ısıya dönüşen foton miktarının da kabaca $S_{su,hava}$ değeri kadar olduğu düşünüldü.

TPR₁₀ değerleri rölatif okuma sonucu elde edilen değerler olduğundan aynı olması bekleniyordu. Okuma sonuçları arasında %1'den daha küçük fark olduğundan anlamlı bulunmamıştır. Bu farklılığın; okuma-düzenek şartlarının, okumalar arasındaki zaman diliminde rutubet ve sıcaklık gibi çevresel şartların değişmesinden kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

P_{pol} etkisinin iki iyon odasında aynı bir iyon odasında %0,1 farklı çıktığı görüldü. Sonucun ideale yakın olduğundan polarizasyon etkisinin soğurulan doz değerine, rutin ölçümde kullanılan iyon odasının kırılması veya başka bir sebeple devre dışı kalması halinde, klinikte bulunan diğer iyon odalarının ölçümde kullanılması durumunda, polarizasyon etkisinin çok küçük olması, dolayısıyla sonuca ciddi etkisinin olması beklenmemesi sebebiyle aynı polarizasyon etkisinin kullanılabileceği düşünülmüştür.

 P_S değerinin, 6 MV ve 25 MV enerjili fotonlar için yapılan ölçümlerde sırasıyla 1., 2., 3. iyon odaları ölçüm sonuçlarının azaldığı görülmüş; 15MV enerjili foton ölçümlerinde ise düzen olmadığı, bu düzensizliğin de anlamlı farklılık arz etmediği görülmüştür. Ayrıca P_S değerinin; her ne kadar iyon odasına bağlı olduğu görülse de, farklı iyon odaları için %0,1'lik değişim söz konusudur. Bu sonucun da anlamlı bir bağımlılık arz etmediği düşünülmüştür.

Su/RW3 oranı ölçümler için en önemli faktörlerden birisidir. İyon odasına bağlı faktörlerin farklılığı, yüzler mertebesinde olup mutlaka ölçülmesi gerektiği görülmüştür. Bu ölçümün yılda en az bir defa yapılması gerektiği düşünülmüştür.

Katı fantomun en ince 1mm olması sebebiyle SAD mesafesinin suya eşdeğer ayarlanamaması, iyon odası etkin noktasının ayarlanma zorluğu gibi sebeplerle katı fantomda yapılan ölçümlerin mutlaka düzeltilmesi gerektiği gösterilmiştir.

 P_{TP} basınç-sıcaklık düzeltme faktörünün yüzler mertebesinde etkisi olduğu görüldüğünden mutlaka dikkate alınmalıdır. Basınç-sıcaklık değeri direk foton enerji düzeyini veya sayısını etkilemektedir. Bu yüzden yapılan bütün dozimetrik ölçümlerde unutulmaması gereken bir parametredir. Ancak, tez ölçümleri sırasında basınç-sıcaklık değerleri değişmediğinden, P_{TP} faktörü aynı alınmıştır.

Referans derinliklerde yapılan soğurulan doz ölçümlerinde, soğurulan doz formülüne giren düzeltme faktörleri iyon odalarına göre farklılık gösterse de, soğurulan doz değerlerinin beklenen düzeyde olduğu görülmüştür. Soğurulan doz ölçümlerinin yukarıdaki tespitleri dikkate almak suretiyle yapılması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Özellikle su fantomu katı fantom faktörünün diğer faktörlere göre daha önemli olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

- 1. Cameron, J.C., James, G. Skofronick J.G., "Medical Physics", *John Wiley & Sons*, Newyork, 1-10, (1978).
- 2. Dirican, B., ''LİF' ün dozimetrik özellikleri ve sağlık fiziği uygulamalarında kullanılması'', Doktora Tezi, *Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Konya, 1-5 (1988).
- 3. Chao, C.K.S. Perez, C.A., Brady, L.W., "Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları", Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., *Nobel Tıp Kitabevleri*, İstanbul, 4-7 (2004).
- 4. Krane, K.S., "Nükleer Fizik 1", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 161-175, 192-201 (2001).
- Khan, F.M., "The Physics of Radiation Therapy 3nd", Department of Therapeutic of Minnesota Baltimore, *Williams and Wilkins*, USA, Chapter 4,38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309 (2003).
- 6. Yülek, G.G., "Radyasyon Fizigi ve Radyasyondan Korunma", *SEK*, Ankara, 91- 106 (1992).
- 7. Beiser, A., "Modern Fiziğin Kavramları", Önengüt G., *Akademi Yayıncılık*, Ankara, 69-80, (2006).
- 8. Gülsoy, U.K., Oyar, O., Yeşildağ, A., Baykal, B., Köroğlu, M., "Tıbbi Görüntüleme Fiziği", *Nobel Tıp Kitabevi*, İstanbul, 7-25 (2003).
- 9. Hall, E.J., "Radiobiology for the Radiologist", *Lippincott Williams & Willkins*, London, 45, 81 (1972).
- Johns, H.E., "The Physics of Radiology", *Blackwell Scientific*, Oxford, 112-356 (1971).
- 11. Elkind, M.N., Sutton, G.H., Moses, W.B., Alescio, T., Swain, R.W., *"Radiation Res"*, USA, 25-27 (1965).
- 12. Johns, H.E., Cunningham, J.R., "The Physics of Radiology", *Springfield Illions*, USA, 176-180 (1969).
- 13. Demir, A., "Lineer Hızlandırıcılarda Elde Edilen X-ışınlarıyla Kanser Tedavisi", Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 5, 49, 90 (2005).

- 14. Uzal C., "Kanserde Işınlama Teknikleri", *Öncü ltd.*, Ankara, 1-13, 40-42 (1995).
- 15. Dirican, B., "Radyoterapi Teknikleri", *1.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi TAEK*, Ankara, 3 (2001).
- 16. Krane, K.S., "Nükleer Fizik 2", Şarer B., *Palme Yayıncılık*, Ankara, 588-593 (2001).
- Metcalfe P., Kron T., Hoban P., "Medical Linear Accelerators, The Phyics of Radiotherapy X-rays From Linear Accelerators", *Medical Physics Publishing*, Madison Wisconsin, 1- 34, (2002).
- Greene D., Williams P.C., "Linear Accelerators for Radiation Therapy", *Institu of Physics Publishing Bristol and Philadelphia*, Manchester, 27-35 (1997).
- 19. Van Dyk, J., "The Modern Tecnology of Radiation Onkology", *Medical Physics Publishing*, USA, 349-431, (1999).
- "Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students" International Atomic Energy Agency, Vienna, 44–49, 61–63 (2005).
- 21. Dirican, B., "Medikal Lineer Hızlandırıcılarda Foton Dozimetrisi", *II. Parçacık hızlandırıcı ve Detektörleri Yaz Okulu*, Bodrum, 10-15 (2006).
- 22. "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams", *IAEA Technical reports Series No. 277*, Vienna, 44 (1987).
- Kuter S., "Absorbe Dozun Tayininde Kullanlan Eski ve Yeni Doz Protokolleri", *Radyasyon Onkolojisinde Dozimetri ve Tedavi Planlaması Yaz Okulu*, Bodrum, 9-13 (1990).
- Minniti, R., Shobe J., Seltzer, J., Chen-Maye, H., Domen, S.K., "Absorbe Dose to Water Calibration of Ionization Chambers in a ⁶⁰Co Gamma-Ray Beams" *Supersedes NIST Special Publication*, USA, 13-26. (1990).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

: MANDAL, Sümeyra
: T.C.
: 27.03.1979 Ankara
: <u>sumeyramandal@gmail.com</u>

Eğitim

ce Eğitim Birimi	
Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü	2009
Ankara Üniversitesi / Fizik Bölümü	2006
Gazi Üniversitesi/Tıbbi Laboratuar	2002
Tevfik İleri İ.H.L	1997
	Eğitim Birimi Gazi Üniversitesi / Fizik Bölümü Ankara Üniversitesi / Fizik Bölümü Gazi Üniversitesi/Tıbbi Laboratuar Tevfik İleri İ.H.L

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Tracking, seyahat