



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

IAEA’NIN TRS 277 VE TRS 398
PROTOKOLLERİNE GÖRE FARKLI
ENERJİLER İÇİN SOĞRULAN DOZ
DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Hale AKKOR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

Mayıs-2012
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

IAEA'NIN TRS 277 VE TRS 398 PROTOKOLLERİNE GÖRE FARKLI ENERJİLER İÇİN SOĞRULAN DOZ DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Hale AKKOR

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2011, 79 Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Rıza OĞUL

Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

Yrd. Doç. Dr. Ercan TÜRKKAN

Bu çalışmada Meram Tıp Fakültesi radyasyon onkolojisi bölümüne ait Siemens Primus lineer hızlandırıcı, PTW marka iki adet silindirik iyon odası ve TRS 381 protokolü ile elektron ölçümlerinde kullanılmaya başlanan bir adet düzlem iyon odası kullanılarak, Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu'na (IAEA) ait iki farklı teknik raporlar serisi (TRS) soğrulan doz hesaplamaları karşılaştırılmıştır. İki farklı foton enerjisi ve 3 farklı elektron enerjisi için SSD (Yüzey kaynak mesafesi)= 100, ışın alanı açıklığı 10x10 ve derinlik olarak da protokolün tavsiye ettiği değerler kullanılarak soğrulan dozu etkileyen yeniden birleşme faktörleri, polarite faktörü her bir iyon odası için tek tek ölçülmüş ve soğrulan doz hesabına ilave edilmiştir. Ölçümlere başlamadan önce ışın demet kalitesi ölçümleri yapılmıştır. Sonuçta TRS 398 protokolü ile hesaplanan soğrulan doz değerleri TRS 277 protokolü ile hesaplanan soğrulan doz değerlerine göre daha düşük çıkmıştır. TRS 398 protokolü kullanıcının kendi elde edeceği verileri daha sınırlı tuttuğu için kullanıcıya kolaylık sağladığı ve kullanıcı kaynaklı hataları azalttığı bu yüzden soğrulan doz hesaplamada daha doğru sonuçlar verdiği ve belirsizlikleri azalttığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: IAEA, radyasyon onkolojisi, radyoterapi, TRS 277, TRS 398.

ABSTRACT

MS THESIS

**COMPARISON OF IAEA ABSORBED DOSE PROTOCOLS TRS 277 AND TRS
398**

Hale AKKOR

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
IN PHYSICS**

Advisor: Prof. Dr. Rıza OĞUL

2011, 79 Pages

Jury

Prof. Dr. Rıza OĞUL

Doç. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

Yrd. Doç. Dr. Ercan TÜRKKAN

In this study, calculation of absorbed doses according to two different IAEA protocols for different photon energies and different electron energies are compared. Absorbed dose measurements are made at SSD=100 distance, 10x10 cm field size and reference depth with Siemens Primus linear accelerator that used in Meram faculty of medicine. Photon energies and electron energies are measured with two cylindrical chambers and paralel plane chamber. Polarity and recombination factors are measured for all ionization chamber and energies. Calculations are made according to two protocols and it seen that absorbed dose figury of TRS 398 protocol are lower than absorbed dose figury of TRS 277. In result TRS 398 protocol is easier than TRS 277 protocol in absorbed dose calculations. So TRS 398 protocol enables us to calculate much more accurate absorbe dose.

Keywords: IAEA, Radiotherapy, radiation oncology, TRS 277, TRS 398

ÖNSÖZ

Radyasyon evrenin başlangıcından beri var olmasına rağmen tedavi edici olarak kullanılması daha çok yenidir. Bilindiği üzere radyasyonun vücuda çeşitli yan etkileri bulunmaktadır. Tedavide bu yan etkilerin en aza indirilmesi ve tedavinin olabildiğince yüksek derecede faydalı olabilmesi gerekmektedir. Bu amaçla uluslararası atom enerjisi kurumu (IAEA) çeşitli çalışmalar yapmakta ve bu çalışmaları protokoller aracılığıyla kullanıcının hizmetine sunmaktadır. Bu amaçla 1987 yılında ilk protokol olan TRS277 protokolü yayınlanmış ve ışın tedavisi esnasında soğrulan dozun hesaplanması için gerekli olan veriler oluşturulmuştur. Daha sonrasında 1997 yılında dozimetrelerin kalibrasyonu ve düzlem iyon odaları ile ilgili düzeltmeler ilave edilmiştir. En köklü değişim 2000 yılında gerçekleştirilmiş ve soğrulan doz hesaplamaları tamamen yenilenmiştir.

Hazırladığım bu çalışmada hazırlanan bu protokollerin soğrulan doz hesaplamaları bakımından farklılıkları belirlenerek protokollerin olumlu ve olumsuz yönleri tespit edilmeye çalışılmaktadır.

Hale AKKOR
KONYA-2012

İÇİNDEKİLER

<u>ÖZET</u>	iv
<u>ABSTRACT</u>	v
<u>ÖNSÖZ</u>	vi
<u>İÇİNDEKİLER</u>	vii
<u>SİMGELER VE KISALTMALAR</u>	ix
<u>ÇİZELGELERİN LİSTESİ</u>	xi
<u>SEKİLLERİN LİSTESİ</u>	xiii
<u>TEŞEKKÜR</u>	xv
<u>1. GİRİŞ</u>	1
<u>2. KAYNAK ARAŞTIRMASI</u>	2
<u>2.1. Radyoterapi</u>	2
<u>2.2. Radyoaktivite</u>	3
<u>2.3. Radyasyon</u>	3
<u>2.3.1. Partiküler Radyasyon</u>	3
<u>2.3.2. Elektromanyetik Radyasyon</u>	4
<u>2.4. Radyasyonun Madde İle Etkileşimi</u>	8
<u>2.4.1. Yüklü Partiküllerin Madde ile Etkileşimi</u>	9
<u>2.4.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde İle Etkileşimi</u>	11
<u>2.4.2.5. Fotodisintegrasyon</u>	14
<u>2.5. Lineer Hızlandırıcılar</u>	15
<u>2.5.1. Linac Cihazının Elemanları</u>	17
<u>2.6. Radyoterapide Kullanılan Doz Birimleri</u>	21
<u>2.6.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi</u>	21
<u>2.6.2. Radyasyon Enerjisi Birimi</u>	22
<u>2.6.3. Radyasyon Şiddeti Birimi</u>	23
<u>2.6.4. Radyasyon Alan Şiddeti Birimi</u>	23
<u>2.6.5. Işınlama Birimi</u>	23
<u>2.6.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi</u>	24
<u>2.6.7. Biyolojik Doz Birimi</u>	25
<u>2.7. İyonizan Radyasyonun Ölçülmesi</u>	26
<u>2.7.1. Gaz Doldurulmuş Detektörler</u>	27
<u>3. MATERYAL VE YÖNTEM</u>	43
<u>3.1. Materyal</u>	43

<u>3.2. Yöntem</u>	46
<u>4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA</u>	55
<u>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</u>	61
<u>KAYNAKLAR</u>	62

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

$D_{w,Q}$	Soğrulan doz miktarı
$N_{D,C}$	İyon odasının soğrulan doz kalibrasyon faktörü.
N_k	İyon odasının standart bir laboratuvar(SSDL) tarafından belirlenen hava kerma kalibrasyon faktörü(Elektrometre ile birlikte).
g	İkincil yüklü parçacıkların havada fren ışınımına (bremsstrahlung) kaybolan enerji kesri (ışınları için $g = 0.003$)
km	İyon odası duvarı ve build up cap materyalinin hava eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktör
katt	Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarındaki azalmayı(soğurulma ve saçılma) hesaba katan faktör
Sw,air	İlgilenilen noktada kullanıcı demet kalitesinde sudan havaya durdurma gücü oranıdır.
P_u	Pertürbasyon faktörüdür. İyon odasının duvarının materyalinin ve hava kavitesinin su eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktördür.
TPR_{10}^{20}	Işın kalitesi
SSD	Kaynak - Yüzey mesafesi
SAD	Kaynak – Eksen mesafesi

Kısaltmalar

Cm	Santimetre
Mm	Milimetre
MeV	Milyon(Mega) elektron volt
MV	Mega volt
Å	Angstrom
R	Röntgen

Rem	Röntgen equivalent of man
Sv	Sievert
Gy	Gray
Rad	Soğrulan doz birimi
Bq	Becquirel
Ci	Curie
I.A.E.A	International Atomic Energy Agency
TRS	Technical Reports Series
kV	Kilo volt
PSDL	Primer standart dosimetry laboratory
SSDL	Sekonder standart dosimetry laboratory
GM	Geiger Müller

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge		Sayfa
Çizelge 2.1.	Radyasyon doz birimleri ve birbirlerine dönüşümleri	26
Çizelge 3.1.	Yeniden birleşme değerinin hesaplanabilmesi için gerekli olan katsayılar	47
Çizelge 3.2.	Ölçüm derinliğine ve foton enerjisine bağlı olarak elde edilen düzeltme faktörü	48
Çizelge 3.3.	Elektronun enerjisine bağlı olarak elde edilen düzeltme faktörü	48
Çizelge 3.4.	Foton ve elektronların sahip oldukları enerjiye göre P_{cell} değeri	49
Çizelge 3.5.	Elektronun E_0 enerjisi ve ölçüm derinliği kullanılarak $s_{w,air}$ değeri	49
Çizelge 3.6.	Fotonlar için $s_{w,air}$ değeri	50
Çizelge 3.7.	Elektronlar için E_z değerine ve iyon odasının iç yarıçapına göre P_U değeri	50
Çizelge 3.8.	Fotonlar için TPR_{10}^{20} değerine ve iyon odasının malzemesine göre P_U değeri	51
Çizelge 3.9.	İyon odasına göre k_{att} , k_m ve $k_{att.k_m}$ değerleri	52
Çizelge3.10.	Fotonlar için TPR_{10}^{20} değerine ve iyon odasının türüne göre k_{Q,Q_0} değeri	53
Çizelge3.11.	Elektronlar için R_{50} değerine ve iyon odasının türüne göre k_{Q,Q_0} değeri	53
Çizelge 4.1.	6MV fotonlar için %DD, TPR_{10}^{20} , $h_{w,m}$, $k_{T,P}$, $s_{w,air}$ değerleri	55
Çizelge 4.2.	18MV fotonlar için %DD, TPR_{10}^{20} , $h_{w,m}$, $k_{T,P}$, $s_{w,air}$ değerleri	55
Çizelge 4.3.	6 MeV elektronlar için %DD, R_p , R_{50} , E_0 , E_z ve d_{max} değerleri	56

Çizelge 4.4.	10 MeV elektronlar için %DD,R _p ,R ₅₀ ,E _o ,E _z ve d _{max} değerleri	56
Çizelge 4.5.	15MeV elektronlar için %DD,R _p ,R ₅₀ ,E _o ,E _z ve d _{max} değerleri	57
Çizelge 4.6.	İyon odalarına göre k _{att} .k _m , N _k , N _D , N _{D,w} değerleri	57
Çizelge 4.7.	6 MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri	57
Çizelge 4.8.	10 MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri	58
Çizelge 4.9.	15MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri	58
Çizelge4.10.	6 MV enerjili fotonların yeniden birleşme faktörleri	58
Çizelge4.11.	18 MV enerjili fotonların yeniden birleşme faktörleri	59
Çizelge4.12.	6 MeV enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması	59
Çizelge4.13.	10 MeV enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması	59
Çizelge4.14.	15 MeV enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması	59
Çizelge4.15.	6 MV enerjili fotonlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması	60
Çizelge4.16.	18 MV enerjili fotonlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması	60

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil		Sayfa
Şekil 2.1	Alfa, β ve γ ışınlarının madde içinde erişim gücü	5
Şekil 2.2	Sürekli X ışını spektrumu ve bremsstrahlung ışınımı	6
Şekil 2.3	Karakteristik X ışınları	7
Şekil 2.4	X ışınları kaynağı	7
Şekil 2.5	Fotoelektrik olayın şematik gösterimi	12
Şekil 2.6	Compton saçılması olayının şematik gösterimi	13
Şekil 2.7	Çift oluşum olayının şematik gösterimi	13
Şekil 2.8	Koherent saçılması olayının şematik gösterimi	14
Şekil 2.9	Fotodisintegrasyon olayının şematik gösterimi	14
Şekil2.10	Linac cihazının şematik gösterimi	16
Şekil2.11	Magnetron diyagramı	17
Şekil2.12	Klystron diyagramı	18
Şekil2.13	Tedavi kafası şematik gösterimi	19
Şekil2.14	Gantrynin hareketinin gösterimi	21
Şekil2.15	Gaz doldurulmuş detektörlerin şematik gösterimi	28
Şekil2.16	Bir sayacın voltaja bağlı olarak çalışma bölgeleri	29
Şekil2.17	Elektroskopun şematik gösterimi	30
Şekil2.18	İki farklı Geiger Müller sayacı	32
Şekil2.19	Bir Geiger Müller sayacı tüpünün diyagramı	33
Şekil2.20	Geiger Müller sayacının ölü zamanı	34
Şekil2.21	Bir GM sayaç sisteminin elektronik devre blok diyagramı	36
Şekil2.22	Çeşitli yarıiletken detektörler	38
Şekil2.23	Sintilasyon detektörleri	39

Şekil2.24	NaI(Tl) kristali ve PMT'nin şematik gösterimi	40
Şekil2.25	Sintilasyon sayacının blok diyagramı	41
Şekil 3.1	Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazı	43
Şekil 3.2	Suya eşdeğer katı fantom	44
Şekil 3.3	PTW Unidos E marka dozimetre	44
Şekil 3.4	PTW marka 30010-30013 model iyon odaları	45
Şekil 3.5	PTW marka 31010 model 3099-3100 seri numaralı iyon odaları	45
Şekil 3.6	PTW marka 34001 model 1114 seri numaralı düzlem iyon odası	46

TEŐEKKÖR

Çalıőmam için gerekli olan ۆlümlerde bana yardımcı olan Konya Radyasyon Onkoloji Merkezi Fizik mühendisi Özgür GÜREL hocam ve CT teknikeri Sami ÖZGÜR'e, yine ۆlümlerde linac cihazlarını kullanmamıza izin veren Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi fizikçileri Hikmettin DEMİR, Serhat ARAS ve Vefa GÜL'e, ayrıca danışman hocam Rıza OĞUL'a yardımlarından dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca bu süreçte bana maddi ve manevi yönden destek olan aileme sonsuz teşekkürler ederim.

1. GİRİŞ

Radyoterapide hasta X ve gama ışınlarıyla ışınlanırken soğrulan dozun belirlenmesi ile ilgili yapılan çalışmalarda tümörün kesin tipini belirlemek ve onu yok etmek için dokuya verilmesi gereken dozun $\pm\%5$ 'lik bir kesinliğe sahip olması gerektiği görölmektedir. Ki birçok klinik bu kesinliğin $\pm\%2$ 'lere çekilmesini istemektedir. Fakat bu standartları 1976'larda yakalamak pek de mümkün değildi. Bu durumun $\%95$ 'lik bir güvenilirlik sağladığı tahmin edilmekteydi. Diğer bir deyişle $\%5$ 'lik bir kesinlik beraberinde $\%2.5$ 'luk bir sapma getirmekteydi. Fakat bugün hastaya verilen dozun çok kesin ve katı değerlere sahip olması gerekmektedir. Çünkü bugün, dozun belirlenmesi için geliştirilen modern tanılayıcı aletler, 3 boyutlu tedavi planlama sistemleri, ve ışınlama için geliştirilen hızlandırıcıların kullanılabilmesi için doz belirleme ve aktarmada yüksek kesinliğe ihtiyaç duyulmaktadır. Bunun için sapma miktarının $\%1$ 'lerde olması gerekmektedir. $\%1$ 'lik bu fark hastaya verilmesi planlanan dozla hastaya aktarılan doz arasındaki fark olarak yorumlanmaktadır. Geliştirilen protokollerle bu kesinlik sağlanmaya ve böylece kanserli bölgedeki etkililik arttırılmaya çalışılmakta ve tedaviden kaynaklanan zararlar en aza indirilmeye çalışılmaktadır.

(Anonymous,2000)

Bu çalışmada radyoterapi alanında kullanılan 1987'den itibaren uygulanmakta olan TRS 277 protokolü ile 2000 yılında oluşturulan ve halen uygulamaya aktarılmakta olan TRS 398 protokolü Konya Meram Tıp Fakültesi Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazı, PTW Unidos E marka dozimetre, PTW markasına 1 adet 0.6 cc ve 1 adet 0.125 cc'lik iyon odası, ayrıca elektron ölçümleri için düzlem iyon odası kullanılarak 6 MV ve 18 MV enerjili fotonlar ve 6 MeV, 10 MeV ve 15MeV enerjili elektronlara ait soğrulan doz miktarları karşılaştırıldı. Elde edilen sonuçlar çizelgelere dönüştürüldü. TRS 398 protokolünün formülasyonunun daha basit olduğu ve kullanıcının elde etmesi gereken verilerin daha az olduğu görüldü. Sonuçta TRS 398 protokolü ile elde edilen sonuçların TRS 277 protokolünden elde edilen sonuçlardan farklı olduğu, bunun da sonuçlardaki kullanıcıdan kaynaklanan belirsizliğin daha az olmasını sağladığı sonucuna varılmıştır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Radyoterapi

Radyasyon hayatın başladığı ilk andan beri mevcuttur fakat tanı ve tedavi amaçlı kullanılması için teknolojinin uzun yollar katetmesi gerekti.

X ışınları ilk olarak Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından fotoğraf filminde renk değişmesine neden olan ‘ yeni bir ışın’ olarak adlandırıldı. aynı tarihte Roentgen’in arkadaşı olan Herr Kolliker, X ışını makinesine elini koyup ışınlayarak elin kemik yapısının radyografisini çekmeyi başardı. X ışınlarının tedavi amaçlı ilk kullanımı ise 1897 yılında prof. Freund tarafından Viyana Tıp topluluğunda hairy mol tedavisinde gerçekleştirildi. 1898’de Madam Curie ve eşi ilk radyoaktif madde olan radyumu buldular. 1900’lü yılların başında biyolojik sistemlerdeki gelişmeye paralel olarak radyobiyolojik deneyler de artmaya başladı. Bunlardan en önemlisi Bergonie ve Tribondeu’nun ulaştığı, kanserli dokuların normal dokulardan daha çok radyasyona duyarlı olduğunu göstermeleridir.

1910’lu yıllarda radyasyon fiziği ortaya çıkana kadar radyasyon, dermatologlar, jinekologlar ve cerrahlar tarafından kullanılmaktaydı. Yapılan çalışmalarda radyasyon kanser tedavisinde mucizevi bir yöntem olarak bahsediliyordu. Fakat zaman içerisinde kanserli dokularda istenilen sonuca ulaşılamazken sağlam dokularda da hasarlar meydana geldiği gözlemlendi. Bu uygulamalarda bazı eksilikler vardı: Sağlam dokuların alabileceği tolerans doz bilinmiyordu ve verilen radyasyonun dozu hesaplanmıyordu. Kullanılan X ışını tüpleri düşük enerjili X ışınları ürettiyordu. Yüksek enerjili uygulamalarda ise cerrahiye eşdeğer sonuçlar elde ediliyordu fakat hastalar kısa dönemde kaybediliyordu.

1922’de Paris’te Uluslararası Onkoloji Kongre’sinde klinik radyoterapinin ayrı bir medikal bilim olarak ele alınması kararlaştırıldı.

II. Dünya Savaş’ında Hiroşima ve Nagasaki’de atom bombalarının kullanılması radyobiyolojinin hızla gelişmesini sağladı.

Radyasyon fiziği, radyobiyoloji, klinikte tedavi planlaması ve bilgisayarların kullanıma girmesi ile radyoterapide hızlı bir ilerleme sağlandı. Son 25 yılda kanser tedavisinde büyük yol alındı. Bu gelişmede büyük bir paya sahip olan faktörler ; tanının erken evrede konulabilmesi, tedavide multidisipliner yaklaşımın önem kazanması, daha

etkin tedavi yöntemlerinin bulunması ve bu yöntemlerin en iyi şekilde kullanılabilmesidir.(Acar ve ark. ,2006)

2.2. Radyoaktivite

Radyoaktif denilen bazı cisimlerin kendiliğinden parçalanmaları sonucu çevrelerine ışınlar yayması olayı radyoaktiflik olarak adlandırılmıştır.

Radyoaktiflik 1896'da Henri Becquerel tarafından keşfedilmiştir. Atomun yapısı, izotopluk kavramı, bazı atom çekirdeklerinin birer büyük enerji kaynağı olduğu ve bu alandaki daha birçok yenilik bu keşiften sonra gerçekleştirilmiştir. M. S. Curie yaptığı deneyler ile radyoaktif ışınların varlığını kanıtlamıştır. 1903'te Piere Curie kalorimetrik ölçümlerle radyumun bir gramının saatte 140 kalori verdiğini bulmuştur.

Günümüzde 274 kararlı nüklide karşılık, 1000 kadar yapay yoldan üretilmiş radyonüklid vardır.

2.3. Radyasyon

Radyasyon veya Işınım, nükleer tıpta elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı ya da aktarımı olarak adlandırılırlar. Bir maddenin atom çekirdeğindeki nötronların sayısı, proton sayısına göre oldukça fazla ise; bu tür maddeler kararsız bir yapı göstermekte ve çekirdeğindeki nötronlar alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar yaymak suretiyle parçalanmaktadırlar. Temel olarak radyasyon 2 farklı gruba ayrılabilir: 1. Partiküler radyasyon, 2. Elektromanyetik radyasyon.

2.3.1. Partiküler Radyasyon

Partiküler radyasyon, taneciklerin yüksek hızla kazandıkları kinetik enerjidir. Alfa ve beta radyasyonları tanecik tipinde radyasyonlardır.

Her iki ışın da belirli bir kütleyle sahiptir. Alfa ve beta ışınları kütleleri ve elektriksel yüklerinden dolayı, X ve gama ışınlarına göre, maddelere daha az nüfuz ederler. Ancak, bu ışınların iyonlaştırıcı etkileri daha fazladır. Nötron ve proton ise kütleleri alfa ışınlarının dörtte biri kadar olan nükleer taneciklerdir. Çeşitli nükleer reaksiyonlar sırasında çekirdekte kopan nötron ve protonlar insan sağlığı için en tehlikeli radyasyonlardır. Özellikle nötron, elektrik yükü olmadığından çok büyük nüfuz

etme özelliğine sahiptir. Radyoaktif ışınların insan vücuduna etkisi bu ışınların hareketleriyle ilgilidir.

2.3.1.1. Alfa Işınları

Bir atom çekirdeğinin parçalanmasından meydana çıkan helyum çekirdeklerine (2 proton, 2 nötron) alfa parçacıkları denir. Alfa ışınları bu parçacıkların yayılmasından oluşur. Girciliği düşük ışınlardır, bir kağıt parçası ya da cildimiz tarafından durdurulabilirler.

2.3.1.2. Beta Işınları

Beta ışınları da alfa ışınları gibi bir atom çekirdeğinin parçalanmasından oluşur. Bu parçalanmada çekirdekten 2 proton değil, bir elektron veya bir pozitron ayrılır. Bu elektron, çekirdeğin içindeki bir nötronun bir protona dönüşmesinden oluşur ve asla atomun kendi elektronu değildir. Çekirdeğin içindeki bir protonun bir nötrona dönüşmesinde bir pozitron oluşur. Bu çekirdekte oluşan elektronlara beta- parçacıkları denir, pozitronlara ise beta+ parçacıkları. Bu parçacıklardan beta- veya beta+ ışınları oluşur. İnce bir su, metal levha ya da cam tabakasıyla durdurulabilirler.(Urok,2002)(Oğul ve ark. , 2005)

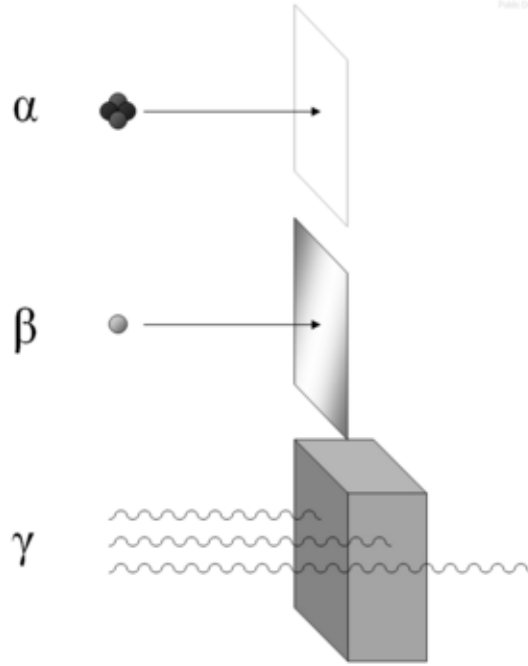
2.3.2. Elektromanyetik Radyasyon

Gama (γ) ve X ışınları elektromanyetik radyasyon sınıfındadırlar. Bu radyasyon, enerjinin uzayda ışık hızıyla titreşerek taşınması anlamına gelmektedir. Elektromanyetik radyasyonlar dalga tabiatındadırlar. Bu radyasyonların dalga boyları çok düşük, frekansları ise çok fazladır. Elektromanyetik radyasyonların yük ve kütlesi olmadığından partiküler özellikteki radyasyonlardan farklıdırlar.(Khan,2003)

2.3.2.1. Gama Işınları

Gama ışınlarının dalga boyu ışığın dalga boyundan daha kısa olmasına rağmen ışık gibi fotonlardan oluşur ve ışık hızıyla yayılır. Atom çekirdeğinden bir alfa veya bir beta parçacığı ayrıldıktan sonra çekirdekte fazladan enerji oluşur. Gama ışınları, atomun

fazladan sahip olduğu enerjii çekirdeğinden ayırmasından oluşur. Yüksek enerji seviyesine sahip olan atom çekirdeğinin yapısı kararsız olur. Kararlı bir yapıya sahip olmak için çekirdekten enerji ayrılır. Gama ışınları çekirdekten ayrılan elektromanyetik enerjidir.



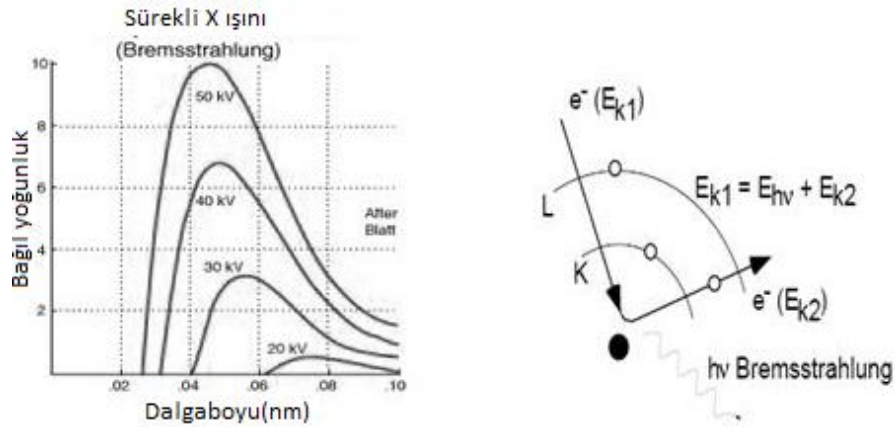
Şekil 2.1.: α , β ve γ ışınlarının madde içinde erişim gücü

2.3.2.2. X Işınları

X ışınları 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Bu ışınlar kısa dalga boylu elektromanyetik dalgalardır. X ışınları, ivmeli yüksek enerjili elektronların metal hedefteki atomlarla çarpışarak yavaşlamasıyla veya bu çarpışmalarla atomların iç yörüngelerindeki elektronların elektronik geçişleriyle oluşan kısa dalga boylu elektromanyetik ışınlardır. X ışınlarının dalga boyu $0,1\text{\AA} < \lambda < 100\text{\AA}$ aralığındadır. Ve gama ışınları ile ultraviyole (mor ötesi) bölge arasında kalırlar. X ışınları, az girici yani yumuşak (dalga boyu büyük) ve çok girici yani sert (dalga boyu küçük) olmak üzere iki gruba ayrılır. Ancak klasik X ışınları spektroskopisi yaklaşık $0,1\text{\AA}$ ile 25\AA arasındaki bölgeyi kapsar. Hedef metale çarpan elektronlar ilk çarpışmada durdurulamaz, metal hedef içinde ardışık birçok çarpışma yapabilirler. Bu çarpışma sonucunda beyaz ışınım (White radiation) denilen sürekli spektrum ortaya

çıkar. X ışını, hızlandırılmış elektronların, ağır atom çekirdekleri yanından geçerken yavaşlayarak enerjisinin önemli bir kısmını X ışınına dönüştürmesi ile oluşur. Etkileşme türüne göre iki tip X ışını elde edilir.

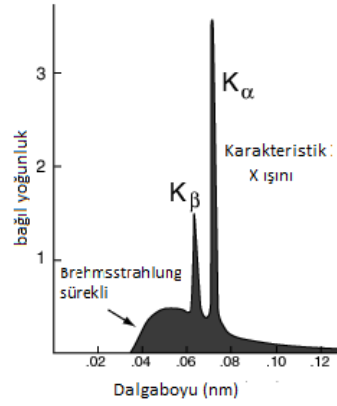
- Sürekli (frenleme) X ışınları; Bu tip x ışınları hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı (Tungsten , molibden vb.) hedefe çarpıp birdenbire durdurulmaları sonucunda meydana gelir. Yüksek hızlı elektron hedef çekirdeğinin yanından geçerken, coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan sapabilir ve enerji kaybeder. Kaybedilen bu enerji boşluğa elektromanyetik dalga olarak yayılır. De Broglie dalga modeline göre elektron kendine karşılık gelen elektromanyetik dalga ile çekirdeğin çevresinden geçer ve aniden saçılarak farklı bir yönde ivmelenir. Bu olaylar sonucunda enerjisinin bir kısmını ya da tamamını kaybeder ve bu enerji elektromanyetik radyasyon olarak yayılır. Elektron tungsten hedef içinde bir veya birden fazla bremsstrahlung etkileşmesine uğrayıp, enerjisini kısmen ya da tamamen yitirir. Fotonun yayılma yönü hedefe düşen elektronların yönüne bağlıdır. Bu etkileşme sonucu oluşan x ışınları spektrumu sürekli dir. Elektron tarafından atom başına enerji kaybetme oranı, atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani bremsstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z 'si ile ilişkilidir.



Şekil 2.2. sürekli X ışını spektrumu ve bremsstrahlung ışınımı

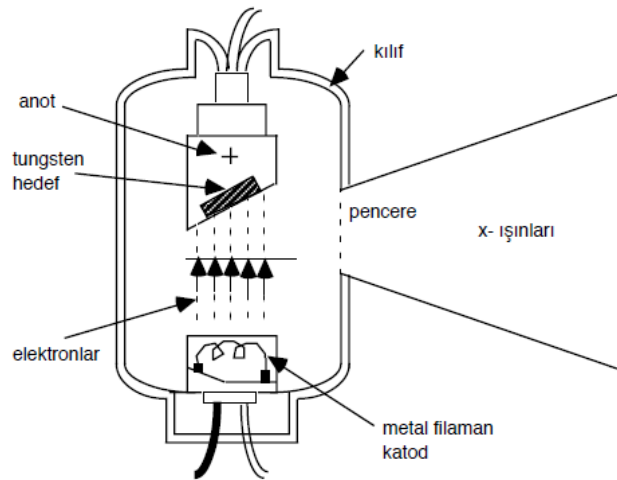
- Karakteristik X ışınları ; Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri

bozduğunda dışarıya foton yayınlanır. Enerjileri, seviyeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik x-ışınları adı verilir.



Şekil 2.3. Karakteristik X ışınları

X ışınları ya da diğer bir adıyla Röntgen ışınları kristal yapı çözümlemesi, sağlık alanında kanser hastalığının tanı, teşhis ve tedavisinde ve daha birçok bilim ve teknoloji alanında kullanılmaktadır. X ışını tüpleri, içinde bir tungsten tel katot ve kalın bir anodun bulunduğu havası boşaltılmış bir tüptür. Anot, genellikle ağır bir bakır blok üzerine hedef metalin kaplanmasıyla veya bakır yüzeyine yerleştirilmesiyle oluşturulur. Amaca göre hedef olarak tungsten, krom, bakır, molibden, radyum, skandiyum, gümüş, demir, kobalt gibi metaller kullanılır. Teli yani anodu ısıtmak ve ısınan telden serbest kalan elektronları hedefe doğru hızlandırmak için ayrı elektronik devreler kullanılır. Hızlandırıcı potansiyel, ışınların enerjilerini veya dalga boylarını belirlerken, ısıtıcı devre yayınlanan X ışınlarının şiddetini kontrol eder. (Kabak,2004)



Şekil 2.4. X ışınları kaynağı

2.3.2.3. X ışınlarının Genel Özellikleri

- Dalga boyları 0.1- 100 Å⁰ arasındadır.
- Işık hızı ile hareket ederler.
- Yüksüz oldukları için manyetik ve elektrik alandan etkilenmezler.
- Kırınım , girişim ve kutuplaşma yapabilirler.
- Floresans ve fotografik filmlere etki ederler.
- Maddeye nüfuz etme (penetrasyon) özelliği 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, kurşun gibi.) soğurulabilirler.
- Maddeyi iyonize ederek , biyolojik ve kimyasal hasarlar meydana getirirler. Rölative biyolojik etkinlik değeri (RBE=1) birdir. Madde içinden geçerken enerjilerini fotoelektrik, compton ve çift oluşumu olayları şeklinde kaybederler.
- Şiddeti mesafanın karesi ile ters orantılı olarak değişir.
- Düşük enerjili Xışınları (50-500 kV) değişik gerilim ve akımlı 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. X ışınları ayrıca ; maddenin yapısının incelenmesinde (örneğin; kristal düzeni, karmaşık organik maddelerin molekül yapıları), teknik malzeme kontrolünde, kimya ve fizik araştırmalarında kullanılmaktadır.

2.4. Radyasyonun Madde İle Etkileşimi

Radyasyonu iki şekilde sınıflamak mümkündür; bunlardan birincisi yüklü partiküller, ikincisi ise yüksek enerjili fotonlardır. Yüklü partiküller direk madde ile etkileşirlerken fotonlar daha çok ikincil radyasyona sebep olurlar.

2.4.1. Yüklü Partiküllerin Madde ile Etkileşimi

Madde; proton, nötron ve elektronlardan oluşmuştur. Farklı parçacıklar maddeyle farklı biçimlerde etkileşirler. Protonlar, döteronlar ve alfa parçacıkları gibi yüklü ağır parçacıklar madde içinden geçerken enerji kaybederler. Bunun en basit yolu atomların elektronlarıyla yaptıkları elektriksel etkileşmelerdir. Elektronlar ya uyarılmış durumlara çıkarılırlar ya da atomdan tamamen koparılırlar. Gelen parçacığın kütlesi elektronunkinden çok büyük olduğundan etkileşmelerden dolayı yolundan hemen hemen hiç sapmaz ve hızı gittikçe azalarak durur veya yolu üzerindeki bir çekirdekle çekirdek tepkimesi yapar.

Elektronun kütlesinin küçük olması , madde içinden geçerken gerçekleşen bazı olayların ağır parçacıklar için önemsiz olmasına rağmen, elektronlar için önemli olmasını sağlar. Örneğin; ağır bir parçacık elektron ile etkileşmesinde enerjisinin küçük bir kesrini kaybederken elektronda bunun tam tersidir. Başlangıç enerjileri aynı olan elektronların gittikleri yolların uzunlukları farklı olabilir. Buna “savrulma” denir. Aynı zamanda elektronlar ağır parçacıklara oranla çok daha kolay yollarından saparlar.

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 10^8 kez daha büyük olduğundan parçacıklar elektronlarla etkileşerek enerji kaybederler.

- Atom elektronlarıyla inelastik çarpışma(iyonlaşma ve uyarılma)
- Çekirdek ile inelastik çarpışma(bremstrahlung)
- Atom elektronlarıyla veya çekirdekle elastik çarpışma

İnelastik çarpışmada kinetik enerji kaybı olur. Bu kayıp enerji; iyonlaşma için veya foton enerjisi, uyarılma enerjisi gibi farklı bir formda kendini gösterir. Elastik çarpışmada kinetik enerji kaybı olmaz ama belki çarpışma sonrası paylaşım olabilir. Elektromanyetik kurama göre; ivmeli bir elektrik yükü ışımaya yapar. Aniden durdurulan hızlı bir elektron ivmelidir. Bu şartlarla oluşan ışınım bremstrahlung ışınımıdır. Bu yolla olan enerji

yitirimi elektronlar için önemlidir çünkü yolları üzerindeki çekirdeklerin yakınından geçerken daha fazla ivmelenirler. Bir elektronun enerjisi ve rastladığı çekirdeğin atom sayısı ne kadar büyükse bu kaynaktan enerji kaybı o kadar hızlı olur.

Bir ortamda hareket eden elektron demeti çevredeki atomlar tarafından yakalanana kadar ve elektronlar thermal enerjiye ulaşana kadar enerjisinde azalma görülür. Atom numarası düşük olan ortamlarda (su, doku) atomun elektronlarıyla etkileşimde iyonlaşma sebebiyle enerji kaybı daha baskınken ; atom numarası yüksek olan ortamlarda veya metallerde (kurşun) bremstrahlung yoluyla enerji kaybı baskındır.

Enerji kaybı oranı ($\text{Mev}/\text{g}/\text{cm}^2$), atom numarası Z düşük olan materyallerde, yüksek atom numaralılara oranla daha yüksektir. Bunun sebepleri yüksek Z 'li materyallerde gram başına düşen elektron sayısı düşük Z 'lilere oranla daha azdır ve yüksek Z 'li materyallerde sıkıca bağlı elektron sayısı fazladır. Bu oran ; parçacık külesinden bağımsızdır, parçacık yükünün karesi ile orantılıdır, parçacık hızına bağlıdır, malzemenin yoğunluğuna bağlıdır. Örneğin x ışını tüpünü göz önüne alırsak elektronlar hedefa ulaştığında şu olaylar olabilir.

- Dış kabukta elektronu olan bir atomla etkileşerek onun elektronunu bir üst enerjiye geçirebilir yani uyarabilir. Birkaç eV'luk bir enerjiye geri dönerken enerjisi ısı olarak kendini gösterir.
- Atomun dış kabuğundaki elektronu tamamen kopararak iyonlaşma oluşturabilir. Uyarılma veya iyonizasyon sonucu oluşan elektronlar secondary elektronlar olur ve enerji az olduğundan yine ısı olarak kendini gösterir.
- İçerdeki elektronların koparılmasında daha yüksek enerjiler kullanılır. Bu enerji bağlanma enerjisine eşit veya daha yüksek olmalıdır. Bir elektron boşluk doldurmak için daha içerdeki bir enerji seviyesine geçerken ışımaya yapar. Bu karakteristik x ışını fotonudur.
- Elektronlar çekirdeğin yakınından geçerken elektron pozitif yüklü çekirdek ile etkileşip elektromanyetik radyasyon oluşur ve elektron kayıp enerjisi x ışını fotonu formundadır. Çekirdeğin çok yakınından elektron geçerse hızdaki azalma çok büyük olur hatta elektron durgun hale geçebilir. Böylece sürekli spektrum oluşur.

2.4.2. Yüksek Enerjili Fotonların Madde İle Etkileşimi

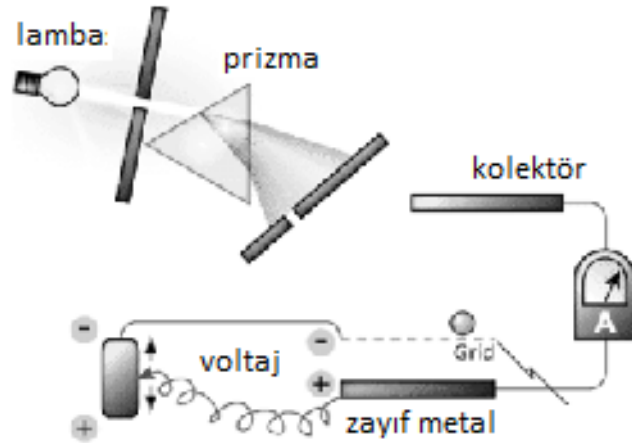
Yüksek enerjili fotonlar madde içinden geçerken karmaşık etkileşimler yaparlar. Bu etkileşimler yüklü partiküllerde olduğu gibi direkt iyonizasyona neden olmazlar. Bununla birlikte nadiren de olsa fotonlar etkileşim ortamındaki bir atomun bir elektronuna çarparak onu atomdan koparmak suretiyle direkt yoldan iyonizasyona da neden olabilirler.. Atomdan kopan elektronda sahip olduğu kinetik enerjiyle ikincil iyonizasyonlar oluşturabilir. Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar sekonder iyonizan radyasyonlar olarak bilinirler.

Foton ile madde arasında dokuz ayrı etkileşme olduğu bilinmektedir. Nükleer tıp açısından bu olaylardan beş tanesinden bahsedeceğiz. Bunlar ;

1. Fotoelektrik olay
2. Compton saçılması
3. Çift oluşum olayı
4. Koherent saçılma
5. Fotodisintegrasyon olayıdır.

2.4.2.1. Fotoelektrik Olay

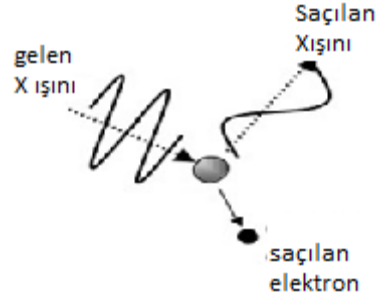
Bu olay ilk defa 1887 yılında H. Hertz tarafından gözlemlendi. 1905'te Einstein tarafından formüle edildi. Einstein bu çalışmalarıyla 1921 yılında Nobel Fizik Ödülünü aldı. Olayın bugünkü halini ilk deneyselleştiren ise Milikan oldu. Fotoelektrik olay, ışığa duyarlı yüzeye fotonlar gönderilerek yüzeyden elektron sökmek ve bu elektronları bir akıma dönüştürerek belirli maksatlar için kullanmaktır. Detaylandırılacak olursak fotonlar fotoduyar katoda çarpınca katotun yüzeyinden elektron sökebilmektedir. Yüzey için tercih edilen maddeler genellikle alkali atomlardır. Çünkü onların en dış yörüngelerinde bir tane elektron vardır ve bu elektronlar çekirdeğe zayıf bağlanmışlardır. Yüzeyden koparılan elektronlar zıt yükle yüklenen plakaya yönlendirilirler. Plakaya ulaşan elektronlar akımölçerde bir akım oluşturur ve buna fotoakım adı verilir. Plaka akımını sıfırlamak için plakaya negatif bir potansiyel uygulanır. Bu voltaja V_0 adı verilir. Ve bu voltaj en yüksek kinetik enerjiye sahip fotonun bile plakaya ulaşmasına engel olacak şekilde ayarlanır. Bu yüzden bu potansiyele durdurma potansiyeli adı verilir. Olayın şematik gösterimi Şekil 2.5'de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Fotoelektrik olayın şematik gösterimi

2.4.2.2. Compton Olayı

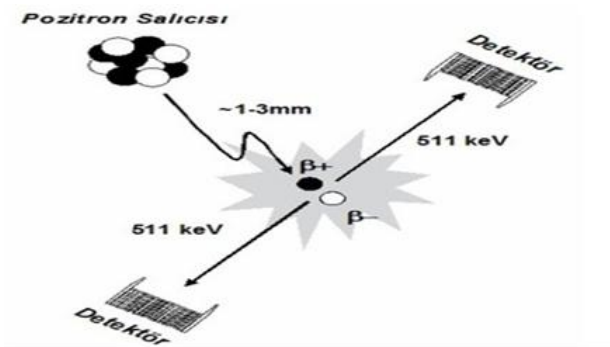
Klasik elektromagnetik (em) teoriye göre, ışık salınan elektrik ve magnetik alanlardan oluşan bir em dalgadır. ışığın em dalga yapısı, 19. yüzyılın sonlarında fizikçiler tarafından genel kabul görmekteydi. Ancak 20. yüzyılın baslarında Max Planck ve Albert Einstein tarafından açıklama getirilen siyah cisim ışıması ve fotoelektrik olay deneyleri ile birlikte, ışığın parçacık yapısına sahip olduğunu ileri süren tezler destek kazandı. Buna göre ışık, hf enerjili paketçiklerden oluşur ve bu paketçikler hf/c kadar momentum taşırlar. Biz bu enerji paketçiklerine foton diyoruz. Fotonların, kütleli parçacıklar gibi momentum taşıdıklarının en doğrudan kanıtı, 1922 yılında A. H. Compton tarafından gerçekleştirilen yüksek frekanslı em dalgaların (ışık) elektronlardan esnek saçılma deneyleridir. Bu saçılma atomun dış tabaka elektronlarından biri ile bir fotonun çarpışması esnasında gözlemlenir. Gelen fotonun enerjisi çarptığı elektronun enerjisinden oldukça büyüktür. Gelen foton enerjisinin bir kısmını elektronu yörüngesinden koparmak için harcar. Geri kalan enerjisi, geliş doğrultusu ile bir açı yaparak yoluna devam etmesini sağlar. Bu olaya günümüzde A. H. Compton' un adına atıfla Compton saçılması denir.



Şekil 2.6. Compton saçılmasının şematik gösterimi

2.4.2.3. Çift Oluşum Olayı

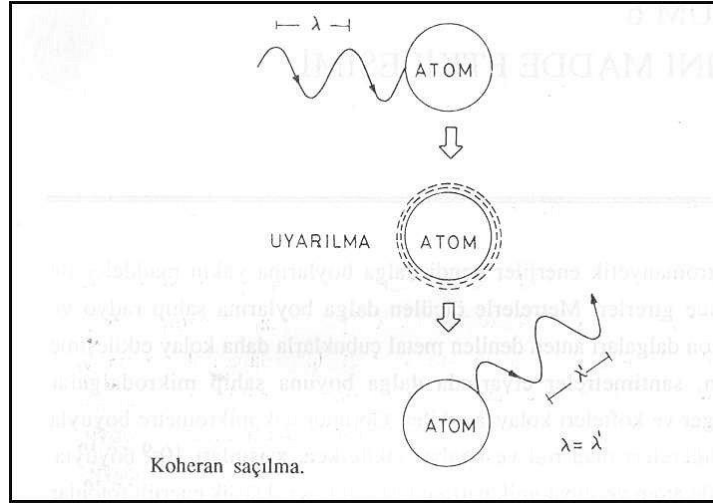
Enerji yüklü bir foton yüklü partiküllerin elektrik alanına girdiği zaman çift oluşum olayı meydana gelir. Bu olay genellikle bir fotonun atom çekirdeğinin yakınından geçerken meydana gelmekle birlikte, bazen de fotonun bir elektronun yakınından geçerken meydana gelebilmektedir. Çift oluşum olayında foton enerjisini tamamen kaybederek yok olur. Bu esnada biri negatif diğeri pozitif iki adet elektron meydana gelir. Negatif yüklü elektron enerjisini kaybedene kadar çeşitli çarpışmalar yapar. Pozitif yüklü elektron ise ilk karşılaştığı atomun bir orbital elektronuna çarparak yok olur. Bu olayda enerjileri 511 KeV olan ve birbirleriyle 180^0 açı yapan, zıt doğrultuda iki tane anihilasyon fotonu (yok olma) meydana gelir. Çift oluşum olayının meydana gelebilmesi için gelen fotonun enerjisinin en az 1.022 MeV olmalıdır. Çift oluşum olayı pozitron emisyon tomografisinin (PET) temelini oluşturur. (Aygün ve ark, 2003)



Şekil 2.7. Çift oluşum olayının şematik gösterimi

2.4.2.4. Koherent Saçılma

Klasik saçılma ya da rayleigh saçılma olarak da bilinir. Düşük enerjili bir foton yüksek atom numaralı bir maddenin yakınından geçerken maddenin elektronu ile etkileşir ve elektron foton ile aynı frekansta enerji yayar. Böylece enerji değişmez ve enerji soğrulması olayı gerçekleşmez. Yalnızca foton küçük bir açıyla saçılır.



Şekil 2.8. : Koherent saçılmanın şematik gösterimi

2.4.2.5. Fotodisintegrasyon

Bu etkileşme fotonla atom çekirdeği arasında meydana gelebilmektedir. Bu yüzden yalnızca yüksek enerjili fotonlarda gözlemlenir. Bu etkileşme nükleer reaksiyona ve bir veya birden fazla nükleonun yayımlanmasına yol açabilir. Bu olay çoğu zaman çekirdekten nötronların yayımlanmasına neden olur. (Urok,2002

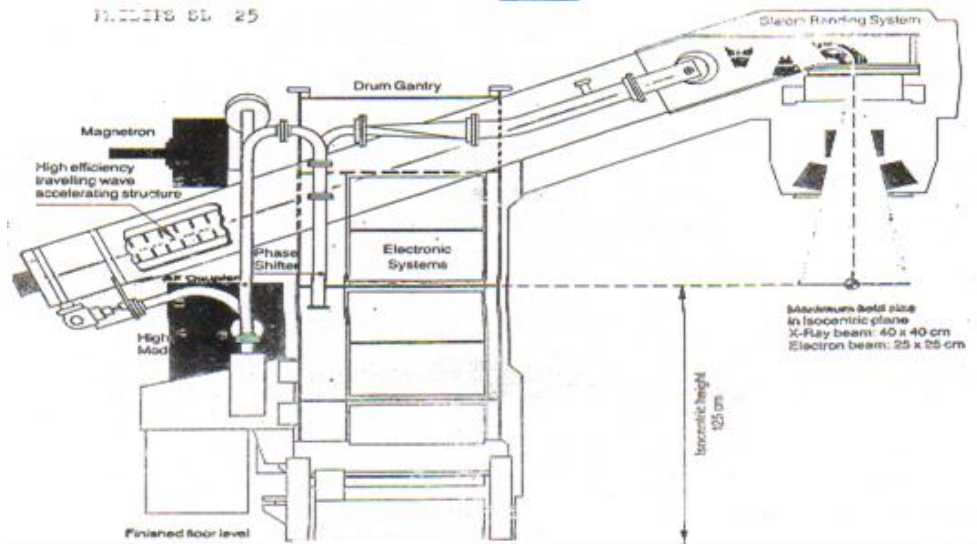


Şekil 2.9. : Fotodisintegrasyon olayının şematik gösterimi

2.5. Lineer Hızlandırıcılar

4 – 25 MeV arasında x-ışını ve 3 – 18 MeV arasında elektron üreten tedavi üniteleridir. Radyoterapinin esasını x-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Bu enerji seviyesinde elde edilen x-ışınlarının penetrasyon kabiliyeti düşük olduğundan derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel x-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmiştir. Bu sebepten, doku içinde etkilerini azaltacak kemik ve diğer dokularda aynı soğurulmayı sağlayacak x-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Bunun neticesinde yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu ossilatörler geliştirilerek, bunlar lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece değişik enerjilerde hem x-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı.

Elektron lineer hızlandırıcıları (lineer acelerator = linac) yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektronları doğrusal tüp boyunca yüksek enerjilere kadar hızlandıran bir cihazdır. Bu yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Bu cihazın çalışma prensibi basit olarak şu şekilde özetlenebilir: Bir DC güç kaynağı tarafından güçlenen ve ismine modülatör denilen birimin oluşturduğu yüksek gerilim atmaları bir kontrol sistem aracılığı ile elektromanyetik dalgayı oluşturan ve ismine magnetron veya klistron denilen dalga üreticisi ile elektron tabancasına aynı anlı olarak uygulanır. Hızlandırıcı yapı iç hacmi bakır disklerle veya diyaframlarla bölünmüş olan bir bakır tüpten meydana gelir. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Hızlandırıcı yapıya gelen elektronların ilk enerjileri yaklaşık 50KeV'dir. Bu elektronlarla magnetron veya klystrondan gelen mikrodalgalar arasında elektromanyetik etkileşme olur. Bu etkileşme sonucunda elektronlar sinüsoidal hareket yapıp enerji kazanırlar. Hızlandırılarak yüksek enerjiye erişen bu yüksek enerjili elektronlar genellikle yüzeysel tümör tedavilerinde kullanıldığı gibi hedefe çarptırılması sonucu elde edilen x ışınları ile de derin tümör tedavilerinde kullanılırlar.



Şekil 2.10. : Linac şematik gösterimi

Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı yapının penceresinden çıkarken çapı yaklaşık 3 mm olan ışın demeti şeklindedir. Düşük enerjili elektronlar da (6MeV'den düşük) hızlandırıcı tüp boyunca düz olarak ilerlemeye bırakılıp, hedefe çarparak x ışını oluştururlar. Hedefe çarpmaları için saptırıcıda uygun açılarla gönderilirler. Oluşan x ışınları yine tedavi kafasındaki pencereden çıkarlar.

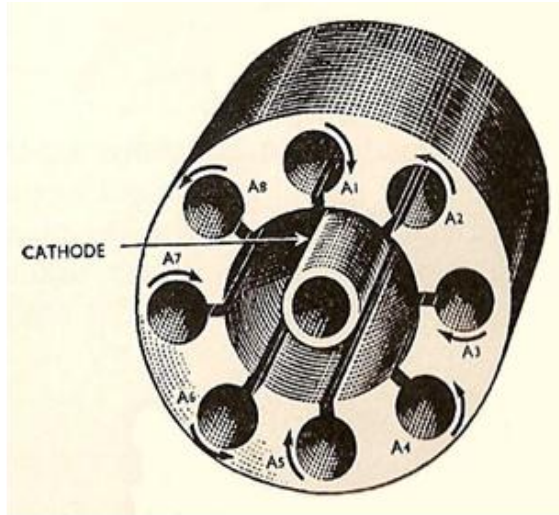
İlerleyen ve duran dalga hızlandırıcıları gibi birçok lineer hızlandırıcı çeşidi vardır. Fakat radyoterapide kullanılanlar spektrumun mikrodalga bölgesindeki frekans aralığına düşer. İlerleyen dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga klavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. İlerleyen dalga esasına göre çalışan hızlandırıcılarda dalga klavuzunun sonuna dalganın geri dönmesini engellemek için soğurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların birlikte varılması ile duran dalga oluşturulur. Duran dalga modelinde, mikrodalga gücü yapıya eklenir ve yandan ekleme kavukları ışın geçirir. Kavuklar deliklere göre daha çok tercih edilir. Böyle bir model ilerleyen dalga modeline göre daha verimli olmasına rağmen güç kaynağından gelen yansımaları engellemek daha pahalıdır. Ayrıca yapı ile güç kaynağı arasında izolasyon tesisatı gerektirir. Her iki tip hızlandırıcıda da aşağıdaki bileşenler mevcuttur: Elektron tabancası, mikrodalga üretici ile beslenen ve birkaç bölümden oluşan dalga klavuzu mikrodalga üreticisi, modülatör ve X-Işınlarını üretebilmek için

hedef. Ayrıca pek çok hızlandırıcı eş merkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet bükme sistemine sahiptir.

2.5.1. Linac Cihazının Elemanları

2.5.1.1. Magnetron

Mikrodalga üreten cihazdır. Birkaç mikrosaniyede sinyal üretir. Birkaç yüz sinyali tekrar edebilme oranına sahiptir. Frekansı 3000 mHz civarındadır. Magnetronun silindirik bir yapısı vardır, merkezde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki flamanın ısıtılması ile elektronlar oluşur. Anot ve katot arasındaki elektrik alan durgun magnetik alan oluşturur. Elektrik alan ile anottan hızlandırılan elektronlar katottan dışarı verilir.

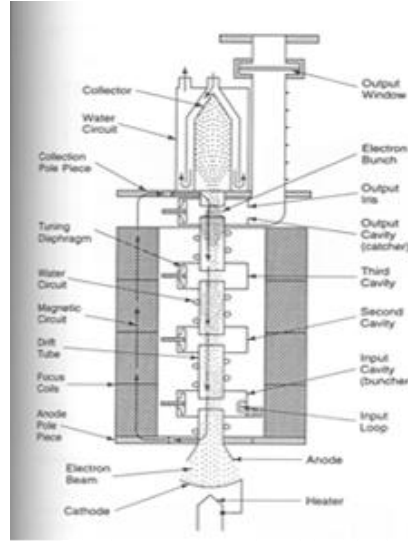


Şekil 2.11. : Magnetron diyagramı

Manyetik alan mikrodalgaları ve elektronları aynı anda etkisi altına alır. Elektronlar rezonans boşluğuna doğru spiral doğrultuda hareket ederler ve radyasyon oluştururlar. Mikrodalgalar ise hızlandırıcı dalga kanalından geçerek oluşturulurlar. Genellikle magnetronlar düşük enerjili linaclarda 2mW çıkış gücüyle çalışırlar.

2.5.1.2. Klystron

Mikrodalga amplifikatörüdür. Klystronda gücü düşük mikrodalga osilasyonu olur. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle ilk boşluğa, 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.



Şekil 2.12. : Klystron diyagramı

2.5.1.3. Dalga Klavuzu (waveguide)

Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde eksi yüklü elektronların manyetik alandan etkilenmesi sonucu, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizilimi ile meydana gelen dalga klavuzu, hızlandırıcının önemli parçalarından biridir. Genellikle bakırdan yapılan ve yüksek vakum altında bulunan dalga klavuzu, içerisinde yaklaşık 3000 MHz frekansta titreşim oluşan silindir şeklinde, çapı yaklaşık 10cm olan, $\frac{1}{4}$ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyagramdan oluşan seri odacıklardan ibarettir.

Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca enjekte edilen hareketli elektronlar elektrik alan boyunca odacıktan odacığa dalganın tepesine binmiş olarak ilerledikçe hızlanır. Silindir çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir.

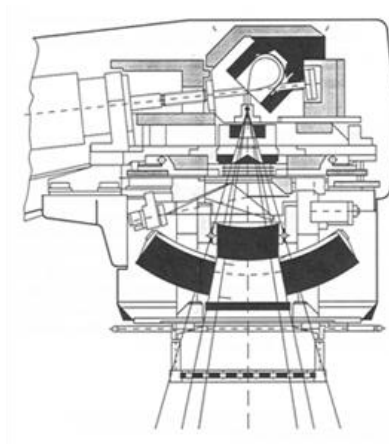
2.5.1.4. Linac'ta X Işını Demeti

Bremstrahlung X-Işınlarında elektronlar hedef üzerine düştüğünde hedef madde tungsten gibi yüksek atom numaralı olmalıdır. Hedef soğutması su ile yapılır. Gelen elektronun absorpsiyonu için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Linac'larda X-Işınları demeti heterojen dağılma sahiptir.

2.5.1.5. Elektron Demeti

Linac elektron modunda çalışırken saçıcı foile (yaprağa) gelen demetler yayılırlar ve aynı enerjili elektronlar tedavi alanında elde edilir. Saçıcı foil ince bir metaldir ve genellikle kurşundur. Foil kalınlığı önem taşır. Çünkü foile gelen elektronların bir kısmı bremsstrahlung etkisi ile x ışını oluşturabilirler. Bu nedenle foil çok ince olmalıdır.

2.5.1.6. Tedavi kafası



Şekil 2.13. :tedavi kafası şematik gösterimi

Tedavi kafası; kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyal içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede

kalkan görevi görür. X-Işınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalize sistemini kapsar. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarasına sahip tungstendir. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X-Işıma 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. Düzeltmiş X-Işınları 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 linaclarda 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-Işını kolimatörüne gelir. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100 cm'de 40x40'a 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 aplikatörler kullanılır.

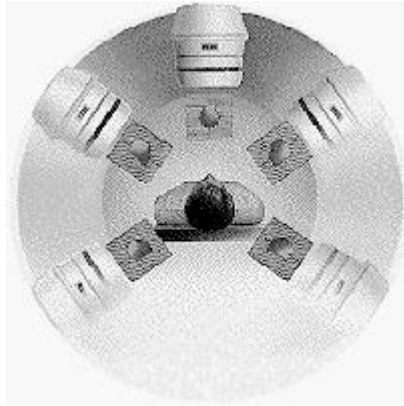
2.5.1.7. Gantry

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya isocenter denir.

Lineer hızlandırıcılar toraks, batın, pelvis içindeki derin organ tümörlerinin tedavilerinde kullanıldığı gibi, targeti çıkarıldığında elektron tedavisi uygularlar.

Elektron tedavileri cilt-dudak kanserlerinde, opere edilmiş meme kanserli hastalarda göğüs cidarının ışınlanmasında, baş-boyun kanserli hastaların boyun lenf zincirlerinin ışınlanmasında, cilt altı doku ve yüzeysel lenf bezlerinden orijin alan tümörlerin tedavilerinde başarılı bir şekilde kullanılırlar. Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Anot ile katot arasındaki mesafe daha

uzundur. Megavoltaj x-ışınları katottan fırlatılan elektronların megavoltaj elektrik potansiyel farkı ve radar dalgaları sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anota çarptırılması sonucu elde edilirler. Fokus-cilt uzaklıkları genellikle 100 cm kadardır. Modern lineer hızlandırıcılar gantry aksında 360° dönerler ve izosentrik-rotasyon ışınlama tekniklerine uygun yapılmışlardır. (Demir, 2008)



Şekil 2.14. : gantry'nin hareketinin gösterimi: gantry bölgesi hasta etrafında 360 derecelik dönüş yapabilecek şekilde dizayn edilmiştir.

2.6. Radyoterapide Kullanılan Doz Birimleri

İyonlaştırıcı radyasyonların tanısal ve tedavi edici tıbbi yaklaşımlarda kullanılmaya başlanmasıyla radyasyon ölçüm değerlerine ihtiyaç duyulmuş, radyasyon ile ilgili sınırlayıcı birimler geliştirilmiştir. Bu birimlerden ilki 1928 yılında Röntgen (R) olarak 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 başlanmıştır.

2.6.1. Radyoaktivite Şiddet Birimi

Radyoaktivite şiddet birimleri Becquerel (Bq) veya Curie (Ci)'dir. Curie, radyoaktivite şiddetinin geleneksel birimidir. Saniyede $3,7 \times 10^{10}$ çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1Ci'dir. Sadece doğal radyoizotopların bilindiği dönemde, radyasyon kaynağı olarak kullanılan başlıca izotop

olan Radium'un 1gr'nın 1 sn'lik radyoaktivitesinin ölçümüne 1Ci denmiş ve yapılan ölçümlerde bunun $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma/sn değerine karşılık geldiği bulunmuştur.

Becquerel, radyoaktivite şiddetinin SI'ya göre yeni birimidir. Saniyede 1 çekirdeğin parçalandığı bir maddede radyoaktivitenin şiddeti 1 Bq'dir. Bu iki birimin birbirine dönüşümü $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$ (Giga Becquerel) olarak gerçekleşmektedir. Görüldüğü gibi Bq, Ci'ye göre çok daha küçük değerlerde bir birim olup, düşük şiddetlerdeki radyoaktiviteleri tanımlamakta daha fazla tercih edilmektedir. Ancak yüksek şiddetteki radyoaktivitenin Bq ile ifadesi bol sıfırlı sayıların kullanılması gerektirdiğinden zahmetlidir.

2.6.2. Radyasyon Enerjisi Birimi

Radyasyon enerjisi, bir elektronun vakum içerisinde ve 1 volt (V)'luk potansiyel farkına sahip bir elektriksel alanın etkisi ile hızlandırıldığında kazandığı kinetik enerji olup elektron volt (eV)'tur. Elektron volt çok düşük değerde bir enerji birimidir. Bu yüzden pratikte ifade edilen değerler genellikle kilo elektron volt ($\text{keV} = 10^3 \text{ eV}$) veya mega elektron volt ($\text{MeV} = 10^6 \text{ eV}$) şeklinde kullanılmaktadır. Radyasyon enerjisinin dönüşümü $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ joule (J)}$ olarak ifade edilmektedir. Radyasyon kaynağı olarak sık kullanılan radyoizotoplardan Co-60'ın enerjisi 1,17 veya 1,33 MeV (iki farklı enerjiden oluşmaktadır), Sezyum (Cs)-137'nin 0,66 MeV ve Iridyum (Ir)-192'nin 0,2-0,6 MeV olup radyoizotopların radyasyon şiddetleri, izotopun yarılanma ömrü ile zayıflarken radyasyon enerjileri değişmeden kalmaktadır.

Radyoizotoplar için ifade edilen bu özellik X-ışınları açısından tamamen farklı olup elektronik tüplerde üretilen X-ışınları için kesin ve değişmeyen enerji değerleri verilemez. X-ışınlarının enerjilerini ölçmek, cihazları kullananlar kadar bu cihazları üreten firmalar açısından bile oldukça güçtür. Sadece vakumlu tüp içindeki elektronları hızlandıran elektriksel alanın potansiyel farkı, röntgen cihazının kontrol tablosundaki göstergedeki kilovolt (kV) cinsinden okunabilir. Fakat kV, X-ışınlarının gerçek enerjisini temsil etmeyip yalnızca onun hakkında pratik olarak yaklaşık bir değer vermektedir.

2.6.3. Radyasyon Şiddeti Birimi

X ya da γ -ışını kaynaklarının, kaynağın 1 m uzağında yarattıkları radyasyon şiddetine verilen isimdir. Kaynağın radyasyon anma şiddeti olarak da adlandırılan bu değer kaynaktan 1 m uzaklıkta ölçülmektedir. Birimi, geleneksel sisteme göre 1 metrede Röntgen/saat (R/s), yeni SI'e göre ise; 1 metrede Gray/saniye (gy/sn)'dir. Bu birimlerin birbirine dönüşümü ise şu şekildedir:

$$1 \mu\text{Gy (mikrogray/sn)}=0,4124\text{R/s veya } 1 \text{ R/s}=2,425\text{Gy/sn}$$

Radyoizotop kaynaklarının anma şiddetleri, radyoaktif yarılanmaya paralel olarak zamanla zayıflarken, radyasyonun anma şiddetinin, kaynağın radyoaktivite şiddetine oranı hiç değişmemektedir. Ancak bu durum X-ışını kaynağı cihazlar için farklılık arz etmektedir. X-ışını kaynağının, 1 m uzağında radyasyon şiddeti, cihazların yapısına ve o andaki miliamper (mA) ve kV değerlerine bağlıdır. Buradan hareketle, genelde X-ışını cihazlarının, radyoizotoplara oranla çok daha yüksek radyasyon çıkışına sahip oldukları söylenebilir.

2.6.4. Radyasyon Alan Şiddeti Birimi

Radyasyon alan şiddeti, birim alanda maruz kalınan radyasyon miktarıdır. Geleneksel birimi Röntgen/saat (R/s), SI'ya göre yeni birimi ise Coloumb/kilogram/saniye (C/kg/sn)'dir. Buna göre şiddeti 1 R/s olan radyasyon alanında 1 saat bulunan kişi 1R, 2 saat bulunan kişi ise 2R'lik radyasyona maruz kalmış demektir.

2.6.5. 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. İlk kez 1928 yılında tanımlanmış ve geleneksel olarak Röntgen (R) ifadesi ile günümüze kadar gelmiştir. Normal şartlar altında (0 °C, 760 mm Hg basınç altında) 1cm havada (0,001293 gr), 1 elektrostatik yük birimi oluşturan (1 elektrostatik ünite= $2,08 \times 10^9$ iyon çiftidir) X ya da γ -ışını miktarı 1 Röntgen'dir.

Röntgen birimi, tanımı itibariyle SI'ye uymadığı için sonradan Coloumb/kilogram (C/kg) olarak yeni bir birim tarif olunmuştur. Buna göre ışınlama birimi, normal şartlar altında, 1 kg hava içinde, 1 Coloumb'luk elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan X veya γ -ışını miktarıdır. Bu iki birimin birbirine dönüşümü mümkün olup $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$ veya $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ hava'dır.

2.6.6 Fiziki (Soğurulan) Doz Birimi

Radyasyon dozu konusunda yalnızca Röntgen ve Coloumb birimleri ile yetinilmemiş, soğurulan radyasyonun belirlenmesi için de bir birimin tanımlanması gerekmiştir. Bu ihtiyaçtan hareketle radyasyon absorpsiyon dozu veya soğurulan doz olarak bilinen geleneksel rad birimi tanımlanmıştır. Rad, bir ışınlama sırasında, ışınlanan maddenin 1 gramının absorbe ettiği enerji 100 erg ($6,2 \times 10^7 \text{ MeV}$) olduğunda alınan dozdur. Rad'ın SI'ye göre yeni birimi Gray, bir ışınlama esnasında, ortama 1 joule/kilogram (J/kg) enerji aktaran radyasyon dozuna verilen isimdir. Birimlerin birbirine dönüşümü, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 10 \text{ erg} = 100 \text{ rad}$ şeklinde gerçekleşmektedir.

Bir R'lik X ya da γ -ışınına maruz kalan havanın soğurduğu radyasyon dozu 0,88 rad, canlı dokunun soğurduğu radyasyon dozu ise 0,98 rad'dır. Burada şunu özellikle belirtmek gerekir ki; Röntgen'in tanımında radyasyon cinsi olarak X ya da γ -ışınları, ortam olarak da hava ifade edilmektedir. Bu nedenle R birimi sadece yukarıda ifade edilen türdeki ışınlar ve bu ışınların yalnızca havadaki iyonlaştırıcı etkileri için geçerlidir. α ve β -ışınları için R birimi kullanılmayacağı gibi, hava dışındaki başka ortamlarda da radyasyon dozu olarak R biriminin ifadesi geçerli olmayacaktır. Oysa Gy ve rad birimlerinin tanımlarında, radyasyon cinsi ve belirli bir ortamdan söz edilmediğinden bu iki birim de her ortamda ve her türlü radyasyonun soğurulma dozu hesaplanmasında kullanılabilir.

2.6.7. Biyolojik Doz Birimi

Soğurulan doz birimi, canlı dokularda, soğurulan radyasyon dozunun biyolojik etkilerinin radyasyonun cinsine göre farklılık göstermesinden dolayı kullanılmaktadır. Radyasyonun canlı dokularda soğurulan miktarını ifade etmek için farklı bir birim olan biyolojik doz birimi kullanılmaktadır. Biyolojik doz biriminde, radyasyonun biyolojik etkisi sadece radyasyonun canlı dokulara aktardığı enerji miktarına değil, aynı zamanda radyasyonun cinsine ve diğer bazı faktörlere bağlıdır. Bu nedenle radyasyonun canlı dokular üzerindeki etkilerini belirlemede kullanılacak doz biriminin tüm bu faktörleri içermesi gerekmektedir. Bu faktörler, kalite faktörü (KF) veya rölatif biyolojik etkinlik (RBE) adı altında toplanmıştır.

Biyolojik dozun geleneksel birimi Röntgen equivalent of man sözcüklerinin baş harflerinden oluşturulmuş rem'dir. Rem, rad ile KF faktörü'nün çarpımından oluşmaktadır. Rem'in SI sistemdeki yeni birimi sievert (Sv) olup gray (Gy)'in KF veya RBE ile çarpımından elde edilmektedir.

Değişik radyasyon çeşitlerine, KF olarak değişik sayısal değerler biçilmiştir. Bu amaçla X-ışınlarının kalite faktörü 1 olarak belirlenmiş, diğer radyasyonların RBE değerleri ise meydana getirecekleri zararlı etkilerin en kötülerinin, X-ışınlarıyla mukayesesine göre tayin edilmiştir. Buna göre γ ve β -ışınlarının KF'si, bu ışınların biyolojik etkileri X-ışını ile aynı kabul edilerek 1 katsayısı verilmiştir. Buradan hareketle yavaş nötronların katsayısı 4-5, enerjisi 2 MeV hızlı olan nötronların ve protonların katsayısı 10, α -ışınlarının katsayısı ise 20 ile gösterilmiştir. Bu durumda X-ışınları için biyolojik doz birimi, KF değeri 1 olarak kabul edildiğinden fiziksel doz birimi ile eşitlik göstermektedir.

Yani:

$$Sv=1 \times Gy \text{ (Sv= Gy) ya da rem}=1 \times rad \text{ (rem=rad)}$$

Bu birimlerin birbirine dönüşümü ise:

$$1 Sv= 100 rem \text{ veya } 10 \mu Sv= 1m rem \text{ şeklindedir.}$$

Yukarıda özel ve SI olarak ayrı ayrı detaylı olarak aktarılan doz birimleri ve bunların birbirlerine dönüşümleri çizelge 2.1. de tablolatırılmıtır. (Urok,2002)

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

Çizelge 2.1. : radyasyon doz birimleri ve birbirlerine dönüşümleri

2.7. İyonizan Radyasyonun Ölçülmesi

Radyasyon onkolojisinde foton şeklindeki radyasyonları veren yüksek doz verimli cihazlar ve kaynaklar ile yine tanecik şeklinde elektron ve nötron ışını veren cihazlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu cihaz ve kaynakların radyasyon tedavisinde kullanılması sırasında yerine getirilmesi gereken en önemli işlerden birisi radyasyonun ölçülmesi yani dozimetresidir.

Hasta ve personel güvenliği için, radyasyon güvenliği ve radyasyon ölçümlerine ait bilgilere sahip olmak kaçınılmazdır. Radyoterapi tedavi makinalarından elde edilen elektron ve foton ışınları genellikle iyonizan dedektörler kullanılarak ölçülür. Bunlardan bazıları cihazlar çalışırken aktifken, bazıları da radyasyondan korunmada veya cihazın maksimum doz derinliğinde out-put tespitinde kullanılır.

Bütün radyasyon deteksiyon metodları radyasyonun içinden geçtikleri ortamlarda iyonizasyon meydana getirme özelliklerine dayanır. Radyasyon bir maddenin içinden geçerken maddenin atom ya da molekülleri ile etkileşerek enerjisinin bir kısmını veya tamamını etkileştiği ortamda kaybeder. Eğer gelen foton çarptığı atomun bir elektronunu söküp atarsa o atom iyonize olur. Negatif yüklü elektron atomdan ayrıldığı için atom pozitif yüklü iyon haline geçer. Bu durumda fırlayan elektron yüksek bir hıza sahiptir. Yolu üzerindeki başka atomlarla ikincil etkileşmeler yaparak yeni iyonizasyonlara neden olur. Böylece her etkileşmeyle enerji biraz daha azalır. Şayet etkileşim ortamı yeterli yoğunlukta ise ,ilk atomdan fırlayan elektron ortam içinde soğrulur. Yeterli kalınlıkta değil ise enerjisi azalmış olarak ortamdan dışarı çıkar.

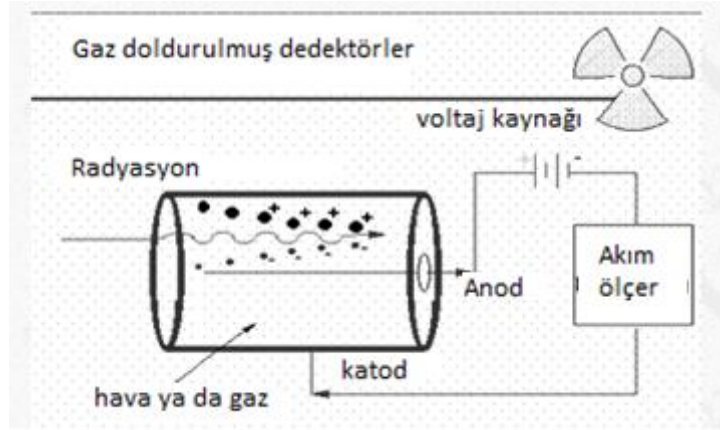
Herhangi bir nedenle çekirdek içerisindeki nükleonların denge durumu bozulmuş, fakat çekirdek parçalanmamış ise, o zaman çekirdek uyarılmış hale dönüşür. Bu durumda uyarılma ile üst enerji katmanlarına çıkan nükleonlar denge durumuna dönme eğilimindedirler. Bu sırada monoenerjitik ve multienerjitik radyasyonlar salınır.

Yukarıda bahsedilen enerji transferi neticesinde radyasyonun iyonizasyon ve uyarılma etkileri meydana gelmektedir. Her iki olayın fiziksel prensiplerinden yararlanılarak radyasyonun deteksiyonu yapılmaktadır.

Nükleer tıpta kullanılan deteksiyon sistemleri iki ayrı prensipten yararlanarak açıklanmaktadır. Bunlar iyonizasyon prensibine göre işleyen detektörler ve uyarılma prensibine dayalı detektörlerdir.

2.7.1. Gaz Doldurulmuş Detektörler

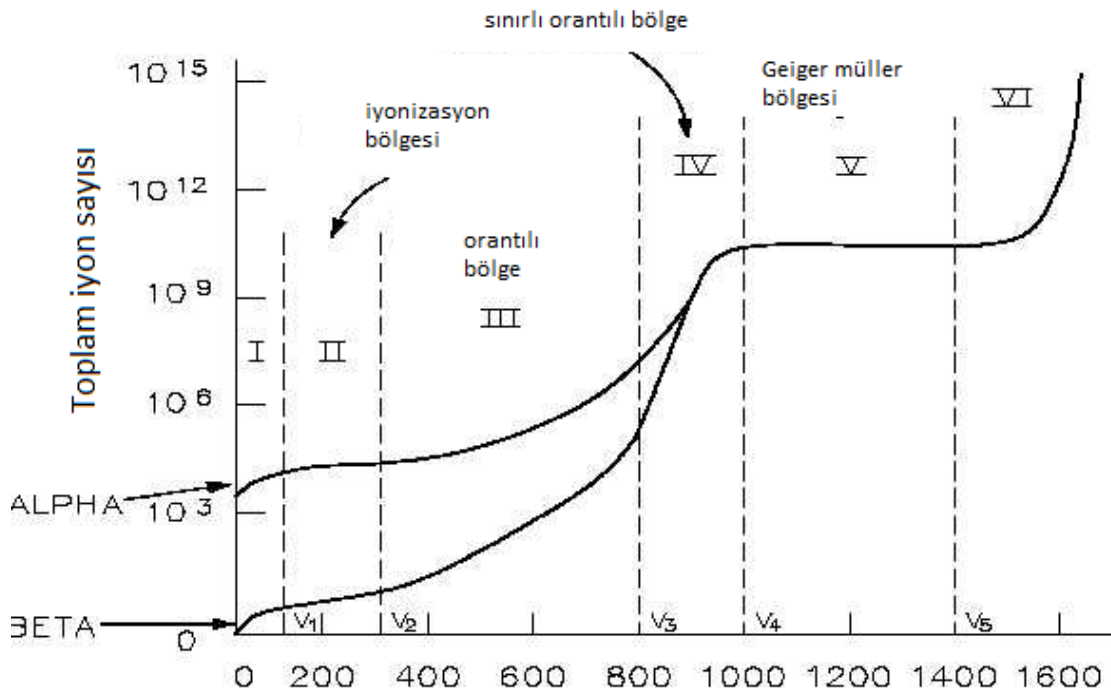
Gaz doldurulmuş detektörler iyonizasyon detektörleri olarak da adlandırılırlar. Radyasyonun oluşturduğu iyonizasyon akımını ölçerler. Silindirik bir kap içerisinde yüksek basınçta bir gaz (genelde hava, helyum, argon gazı) doldurulmuştur. Bu gaz anod (pozitif) ve katod (negatif) olarak bilinen iki elektrod arasına sıkıştırılmıştır. Zıt yüklü olan bu elektrodlar arasında bir manyetik alan oluşturulur. İyonlayıcı radyasyon gaz molekülleriyle etkileşerek gazı iyonlarına ayırır. Pozitif iyonlar katoda, negatif iyonlar anoda göç eder. Böylece iki zıt kutup arasında bir iyon akımı meydana gelir. Oluşan bu akımın şiddeti gelen radyasyonun şiddetiyle değişir.



Şekil 2.15. Gaz doldurulmuş dedektörlerin şematik gösterimi

Başlıca iyonizasyon detektörleri; iyonizasyon odaları, orantılı sayıcılar ve Geiger Müller (GM) sayıcılarıdır.

İyonizasyon odalarının çoğunda elektrodlar arasındaki gaz, atmosfer ile karışması önlenmiş, muhafazalı havadır. Çok farklı tipleri olmakla birlikte en sık kullanılan silindirik şekilde olup silindirin merkezi ekseninde asılı olan metalik bir telden ibaret olan tiplerdir. Odaya giren radyasyon içerideki gazı iyonlaştırır. Pozitif iyonlar odanın çeperine, negatif yüklü olan elektronlar da orta tele doğru göç ederler. Başlangıçta iyonlar küçük bir voltaj etkisi altında olduklarından elektrodalarda toplanma yerine tekrar birleşirler ve iyonların ancak pek az bir kısmı elektrodalara erişebildiklerinden geçen akım zayıftır. Voltaj arttırıldığında iyonlar daha hızlı hareket etmeye başlarlar ve tekrar birleşmeye vakit bulamadan gittikçe daha çok sayıda elektrodalarda toplanmış olur. Voltajın bundan sonra daha da arttırılması birincil iyon sayısını değiştirmedikinden devreden geçen akım sabit kalır. İyon akımının sabit kaldığı voltaja, doymuşluk voltajı, akıma da doymuşluk akımı adı verilir. Doymuşluk voltajına kadar olan bölgeye (0- V_0) tekrar birleşme bölgesi denir. İyonizasyon akımının sabit kaldığı voltaja (V_0 - V_1) doymuşluk bölgesi ya da iyonizasyon odası bölgesi denir ki, gaz iyonizasyon cihazları için kullanılan üç çalışma bölgesinden birincisini oluşturur. Ve bir iyonizasyon odası ancak bu bölgede çalışabilir.



Şekil 2.16. Bir sayacın voltaja bağlı olarak çalışma bölgeleri

Voltaj daha da arttırılacak olursa, belli bir değerden sonra iyonizasyon akımının tekrar artmaya başladığı görülür. Bunun nedeni iyonlaştırıcı radyasyonun meydana getirdiği ilk iyonların elektrik alanda daha fazla hızlanmaları sonucunda gazda ikincil iyonlar meydana getirmeleridir. Oluşan ikincil iyonlar birincil iyonlarla orantılıdır. Buna gaz amplifikasyonu denir. Bu orantının sürdüğü voltaj aralığına (V_1 - V_2) orantılı bölge denir. Ve bu olaydan yararlanan sayaca da orantılı sayaç adı verilir. Voltajın daha büyük olduğu bölgeye (V_2 - V_3) sınırlı orantılı bölge denir. İkincil iyonların birincil iyonlarla orantısı bozulmuş olduğundan bu bölgede orantılı sayaçlar kullanılamaz.

Daha yüksek bir voltaj (V_3 - V_4) elektrotta toplanan yükün radyasyonun tipine veya başlangıçta meydana gelen birincil iyon sayısına bağlı olmadığı bulunur. Bu voltajda merkezi tel çevresinde alan şiddeti o kadar yüksektir ki ister birincil, ister ikincil olsun, iyon çiftleri gaz içerisinde ilave iyonizasyonlar oluşturacak hıza ulaşabilirler. Bunun sonucunda bir zincir reaksiyonu meydana gelir. Ve bu da tüp içinde bir iyon çığı meydana getirir. Bu bölgede çalışan dedektörler 10^{10} şiddetine kadar varabilen bir gaz amplifikasyonu etkisi sağlarlar. Bu bölge bir tek iyon çifti meydana getiren herhangi bir radyasyona karşı çok hassas olduğundan tek tek iyonlaşma olayları meydana gelebilir. V_3 - V_4 voltaj bölgesi ilk olarak Geiger tarafından incelendiği için bu bölgeye 'Geiger bölgesi' ve bu bölgede çalışan sayaca da 'Geiger Müller sayacı' adı verilir.

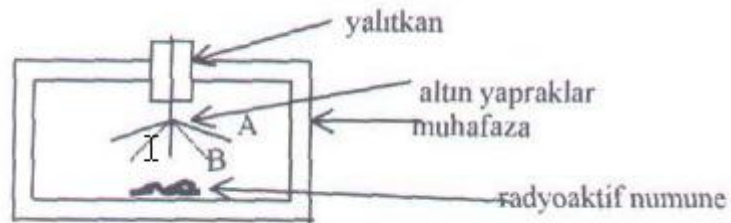
Voltaj Geiger bölgesinden sonra daha da arttırılacak olursa, gaz içinde ark meydana gelir ve sürekli deşarj olur ki, bu bölgede Geiger sayacı çalışmaz.

Gaz iyonizasyon cihazları için yukarıda incelenen voltaj bölgesinden ancak iyonizasyon odası bölgesi, orantılı bölge ve Geiger bölgesinde çalışan iyonizasyon odası, orantılı sayaç ve Geiger Mülller sayaçları radyasyon dedeksiyonunda özel amaçlar için kullanılabilir. Zira aynı dedektörün voltajını yukarıda bahsedilen biçimde ayarlamak suretiyle iyonizasyon odası, orantılı sayaç ya da GM sayacı olarak kullanılmaz her bir dedektörün ayrı yapım biçimi ve özellikleri vardır.

- Elektroskop

Radyoaktifliğe ait çalışmalarda kullanılan aletlerin ilk ve en basitlerinden biri elektroskoptur. Elektroskop aslında bir iyonizasyon odası olup elemanlarından biri dış muhafaza, diğeri de bir çift yapraktır. İki eleman bir bataryanın uçları arasına bağlandıklarında zıt işaretli hale gelirler ve yapraklar aynı cins elektrik ile yüklendiklerinden birbirlerini iterek açılırlar. Eğer batarya kaldırılır ve elektroskopun yakınına bir radyoaktif yaklaştırılırsa radyasyonların meydana getirdiği iyonlar elektroskopun zıt işaretli elemanlarına doğru göç ederler. Böylece elektroskopun yükünü nötrleyip yaprakların birbirine yaklaşmasını sağlarlar.

Elektroskopun yapraklarını kapama hızı, oda içindeki gazın iyonlaşma hızının dolayısıyla iyonlaştırıcı radyasyonun şiddetinin bir ölçüsüdür. Yani 2 farklı radyoaktif maddenin aktiviteleri oranı, yaprakların kapanma sürelerinin oranına eşittir. Eğer radyoaktif maddelerden birinin aktivitesi biliniyorsa bu eşitlik yardımıyla diğeri radyoaktif maddenin aktivitesi de bulunabilir.



Şekil 2.17. : Elektroskopun şematik gösterimi

Eğer radyoaktif madde alfa, beta ve gama ışınları yayıyorsa, bu ışınların hepsi iyonlaşmaya katkı sağlarlar. Ancak alfa ışınlarının spesifik iyonizasyon gücü diğer ışınlara göre daha fazla olduğundan elektroskop gerçekte bir alfa ışını elektroskopudur. Alfa ışınlarını durdurmak için radyoaktif madde 0,1 cm kalınlığında alüminyum levha ile kaplanarak alfa ışınları durdurulur ve beta ışınları gamadan daha çok iyonlaştırıcı olduğu için böylece beta ışınların ölçümü yapılmış olur. Eğer gama ışınlarının ölçümü yapılacaksa radyoaktif maddenin üzeri 2-3 mm kalınlığında kurşun levha ile örtülür.

Kişisel radyasyon ölçme cihazları arasında kullanılan cep dozimetreleri bu tipten aletlerdir.

2.7.1.1. iyonizasyon Odaları

İçlerinde radyasyonun meydana getirdiği iyonizasyonu ölçen en basit cihazlardır. Bu iyonizasyon odası sistemi başlıca üç kısımdan meydana gelir. Bunlar iyon odası, elektronik devre ve göstergedir. İyon odaları bir gaz içeren 500- 1000 cm³ hacminde bir metalik oda ile odadan ve birbirinden yalıtılmış iki plakadan yapılmış olup, bunların arasına birkaç yüz voltluk potansiyel uygulanır. Denenecek radyoaktif numune odanın yakınına ya da içerisine yerleştirilir. Eğer numune odanın yakınına yerleştirilirse numuneden gelecek olan fotonların deteksiyonu için odanın fotonları geçirebilecek incelikte alüminyumdan ya da uygun bir maddeden yapılmış bir penceresi olması gerekmektedir.

Odaya giren iyonlaştırıcı bir radyasyon gazı iyonlaştırır. Bu iyonlar aralarına bir gerilim uygulanmış elektrodlar yardımıyla toplanır ve bunların meydana getirdiği iyonlaşma akımı hassas bir elektrometre ile ya da elektronik bir düzenele şiddetlendirilerek bir mikro ampermetrede ölçülür. Odanın elektrodları arasına uygulanan gerilimin odayı doymuşluk haline getirecek kadar yüksek olması gerekir. Bu takdirde doymuşluk iyonizasyon akımı, gönderilen radyasyon miktarını ve dolayısıyla denenen numunede mevcut radyoaktif madde miktarının değerini verir.

2.7.1.2. orantılı sayıcılar

Alfa ve beta ışınlarını tek tek saymak ve enerjilerini ölçmek ya da çeşitli ışınlar içinden belli enerjide olanları seçip saymak için bu sayıcılar en uygun detektörlerdendir. Adlarını aynı enerjili olanlarını seçmesinden almaktadır. Orantılı sayıcıların çeşitli

tipleri olmakla birlikte en sık kullanılanları dipten pencereli ve penceresiz gaz akımlı orantılı sayıcılardır.

Çalışma voltajları oldukça yüksek olup 1500-4000 volt arasında değişmektedir. Alfa taneciklerinin spesifik iyonizasyonu yüksek olduğundan beta ve gama ışınlarına göre daha büyük pulslar meydana getirirler bu nedenle bu cihazlar daha çok alfa ölçümlerinde kullanılmaktadır.

2.7.1.3. Geiger Müller(GM) sayıcıları

Radyasyonun belirlenmesinde en çok kullanılan sistemlerden birisidir. Nükleer tıpta genellikle radyasyonun varlığını tespitite veya şiddetinin ölçülmesinde kullanılır. Herhangi bir radyoaktif bulaşma tespiti ve bulaşmanın temizlenmesinden sonraki güvenlik değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılır.

Bir Geiger Müller sayacının işleyişi iyonizasyon odalarının çalışmasına benzer. Ancak iyonizasyon odasında gaz amplifikasyonu olmadan radyasyonun meydana getirdiği birincil iyonizasyon ölçülür. GM sayacında ise birincil iyonların meydana getirdiği ikincil iyonlar, dolayısıyla gaz amplifikasyonu ile ölçüm yapılır. Oluşturulan iyon çiftleri sayısının birincil iyon çiftleri sayısına oranı yani gaz amplifikasyonu faktörü 10^9 gibi çok büyük bir değer alabilir dolayısıyla oluşan pulslar çok büyük olur.



Şekil 2.18. İki farklı Geiger Müller sayacı

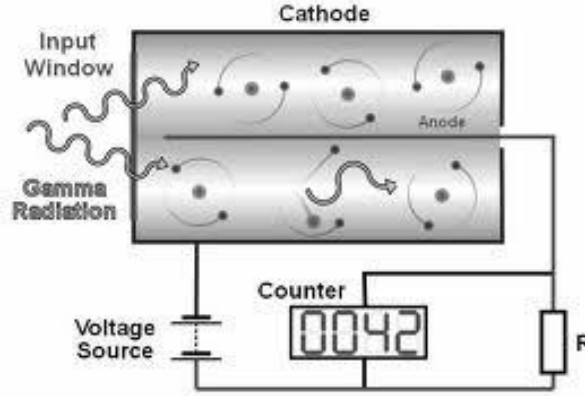
Bir GM sayacı üç ana üniteden oluşmaktadır.

1. Geiger Müller tüpü
2. Elektronik devreler
3. Sayıcı ve kaydedici devreler

- **Geiger Müller tüpü**

Bakır ya da uygun maddeden yapılmış bir silindirik katod ile silindirin ekseninden geçen tungstenden yapılmış bir anoddan ibarettir. Tüpün tabanı ince bir mika zar ile kapalı olan sayıcılara dipten pencereleli denir. Penceresiz gaz akımlı tüpler de mevcuttur. T p ya saf bir gaz ya da bir gaz karışımıyla doldurulur. Diğer türlerde katod sayıcının dış kılıfını oluşturur. Silindirin ortasından geçen anod teli, katodun uçlarındaki yalıtkan ayaklar üzerinde durur.

Tüpteki gazın cinsine göre GM sayıcıları iki tipe ayrılır. Birinci tip sayıcılarda hava, hidrojen, asal gazlar(genellikle argon) ya da bunların karışımları kullanılır. Bu tip sayıcılara kendinden s n ml  olmayan G-M sayıcıları denir. İkinci tip sayıcılarda, T p içindeki gazlarda %15-%20 arasında değişen miktarlarda söndürücü gaz kullanılmaktadır. Bu nedenle ikinci tip sayıcıların tüplerindeki gaz kendinden sönümlüdür. Söndürme gazı olarak izobutan veya etil alkol gibi organik cisimler ya da klor, brom gibi halojen buharları kullanılır. Tüpteki gazın basıncı 2-10 cmHg aralığındadır.



şekil 2.19. bir GM sayacı tüpünün diyagramı

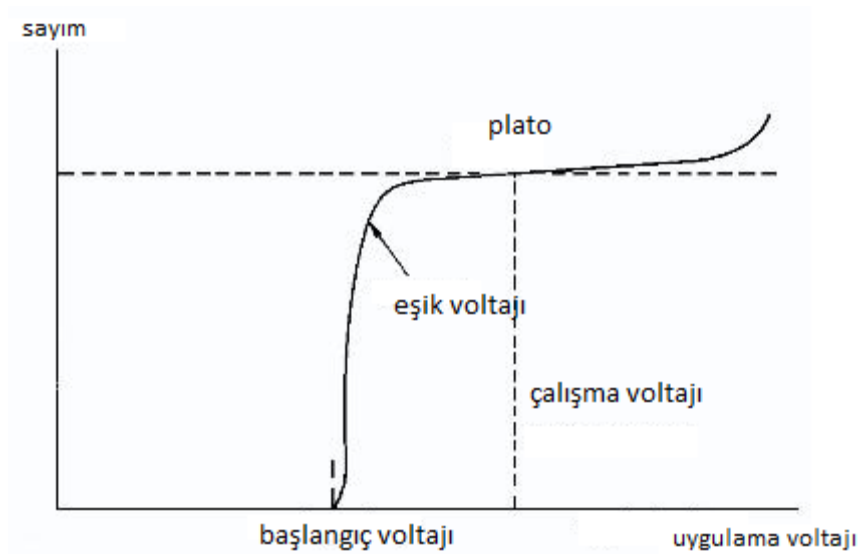
- **Geiger Müller sayacının alışması**

G-M tüpünün içerisine giren iyonlaştırıcı radyasyon, t p içerisindeki gazı iyonlarına ayırır ve iyon çiftleri oluşturur. Oluşan iyon çiftlerinden negatif yüklü olanlar pozitif yüklü orta tele, pozitif yüklü olan iyonlarsa negatif yüklü silindire yönelirler. Böylece zıt kutuplar arası bir iyon akımı oluşur. Potansiyelin yüksek olmasından dolayı

birincil iyonların yanında ikincil iyonlar da oluşur. Aşırı iyonlaşmadan dolayı tel üzerinde bir ‘elektron çığ’ı meydana gelir. Bu bir deşarja sebep olur ve cihazda bir puls meydana getirir. Bu sırada pozitif yükler daha yavaş katoda doğru yönelirler ve yolları üzerindeki gaz moleküllerini iyonlaştırırlar. Ya da silindirin duvarlarına çarparak yeni elektronlar oluştururlar ve bunlar da yeni pulslar meydana getirirler. Böylece başlayan puls süreklilik kazanarak devam eder. Sayıcıda okunan gerçek sayımla pozitif iyonların meydana getirdiği sanal sayımları ayırt etmek zordur. Bunun için pozitif iyonların silindire gelmesi önlenmek zorundadır. Bu iki şekilde sağlanabilir;

1. Dış söndürme: her pulstan sonra bir süre orta telin voltajı Geiger bölgesinden daha küçük bir değere indirilir ya da bir an için voltaj kesilir.
2. İç söndürme: sayıcılardaki gaza az miktarda olmak üzere çok atomlu bir gaz katılır. Pozitif iyonlar katoda giderken ilave edilen gazın moleküllerine çarparak enerjilerinin bir kısmını kaybederler böylece katoda gidip ikincil iyonlaşmalar meydana getirme ihtimalleri azalmış olur. Söndürme gazı olarak bütan, etil alkol gibi cisimler kullanılırsa bunlara organik söndürücü denir. Söndürücü gazların ömürleri belli bir süre sonra biter ve yenisi ile doldurulmaları gerekir. Söndürme maddesi olarak klor, brom veya bunların bileşkeleri (halojen söndürücüler) kullanılırsa tüp içindeki gazın ömrü daha uzun olur.

- **Geiger Müller sayıcının Karakteristik eğrisi**



şekil 2.20. : Geiger Müller sayıcının ölü zamanı

Yukarıdaki grafikte sayıcıya uygulanan voltajla elde edilen sayım hızı arasındaki eğri verilmektedir. Radyoaktif madde Geiger müller tüpünün ince penceresi önüne konulmadan önce sayaçta bir sayım yapılır, buna background adı verilmektedir. Bu sayımın kökeni kozmik ışınlar ya da doğal radyoaktif cisimlerden gelen ışınlardır.

Sayacın önüne radyoaktif madde koyularak voltaj arttırıldığında sayımların sayılmaya başlandığı voltaja başlama voltajı denir. Voltaj az miktarda arttırıldığında sayım hızında hızlı bir artış görülür. Voltaj değeri arttırılmaya devam edilirse belli bir değerden sonra sayım hızında pek fazla değişiklik olmaz. Sayımın sabit bir değere ulaştığı bu voltaja eşik voltajı adı verilir. Bu bölgeye de plato adı verilir. Bir Geiger Müller sayacının platosu ne kadar geniş olursa sayaç o kadar iyidir. Çünkü bu durumda plato voltajında sayım hızı voltaj değişmelerinden etkilenmez. GM sayaçlarında plato genellikle 1000- 1200 volt arasındadır. Bazı amaçlar için düşük voltajlarda çalışan sayaçlarda yapılmıştır. Batarya ile çalışan taşınabilir sayaçlar 400 volt gibi nispeten düşük voltajlarda çalışırlar. Daha yüksek voltajlarda eğri dik olarak yükselmeye başlar ve sayaç içinde sürekli deşarj meydana gelir ki bu durum tüp için zararlıdır. Uygulamada platonun eğimi de önemlidir. 100 volt için eğim %10'dan daha az olmalıdır.

Sayaç bütün iyonlaşmaları tespit edemez. Çoğu zaman bir puls ile ikinci bir puls arasında bir veya birkaç iyonlaşma olabilir fakat cihaz bunlardan sadece birini sayar. Yani sayacın iki puls arasında hassas olmadığı bir zaman aralığı mevcuttur. Bir pulstan sonra kendini gösteren ve bu süre içinde hiçbir puls meydana gelmeyen süreye ölü zaman (dead time) denir. Başka bir deyişle, ölü zaman anod civarından pozitif iyonların uzaklaşması için geçen zaman olarak düşünülebilir. Yani tüpün tekrar sayım yapabilmesi için pozitif iyonların telden uzaklaşması ve negatif yüklü çepere varması gerekir. Bu zaman zarfında sayaca gelen ışınlar sayılmadığından ölü zaman sayımlarda hatalara neden olur. Genellikle kaybedilen sayım gerçek sayımdan daha küçüktür. Ölü zaman düzeltilmesi için kaydedilen sayım hızına 1000 sayım için %0.5 sayım ilavesi yapılır.

Eğer ölü zaman T , gözlenen sayım hızı r (n/t) ; gerçek sayım hızı da R (N/t) ise;

$$R = r / (1 - rT)$$

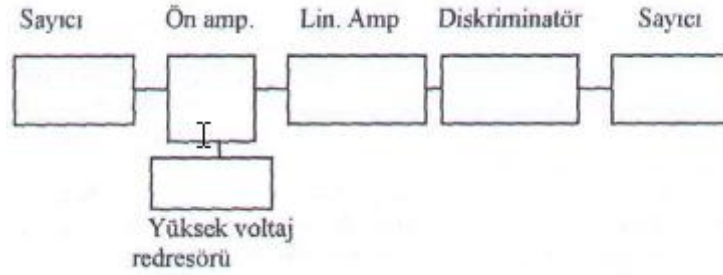
yazılabilir. Ölü saniye mikro saniye ile ölçüldüğünden,

$$R = r + (r/1000)^2 T$$

formülünden yararlanılabilir. Ölü zamanın daha kesin hesaplarını yapmak için kullanılan başka yöntemler de vardır.

- **Geiger Müller sayacının Başlıca elektronik devreleri**

Elektronik devre sayaç tüpü için gerekli olan voltajı sağlar, deşarjın söndürülmesine yardım eder, tüpten gelen pulsları alır ve bunları şiddetlendirerek ölçülebilecek seviyeye getirir.



Şekil 2.21. : Bir Geiger Müller sayaç sisteminin elektronik devre blok diyagramı

Bir elektronik devre başlıca 4 kısımdan oluşmaktadır:

1. Ön amplifikatör(ön şiddetlendirici) : Detektörden gelen pulsları daha sonraki elektronik devrelere göndermeden önce bir miktar şiddetlendirir. Aynı zamanda dedektör ile elektronik devreler arasında empedans uyumu sağlar.
2. Lineer amplifikatör : Ön şiddetlendiriciden gelen pulsların genliklerini artırır.
3. Diskriminatör : Anormal genlikli pulsları üstten, çok küçük genlikli pulsları datan kırparak atar. Böylece istenilen aralıktaki pulsların belirlenmesine olanak sağlar.
4. Sayıcı ve kaydedici devre : Sayıcı bir elektronik toplama makinası görevini yapar. Bunlar belli sayıda giriş impulsu aldığı zaman bir tane çıkış impulsu verirler. Bir sayıcı devrenin çıkış impulsu başına giriş impulsu sayısına sayım faktörü denir. Sayıcılar ikili ya da onlu sisteme göre çalışan sistemlerdir. İkili sayıcı sayım faktörü iki olan bir sayıcıdır. On'lu sistemde ise, sayım faktörü 10'dur ve 10 puls için bir çıkış pulsu elde edilir.

- **Gerçek Sayım-Gözlenen Sayımı**

Bir sayacın gösterdiği sayımla gerçek sayım birbirine eşit değildir. Sayacın gösterdiği değer cihazın verimiyle ilgilidir. Bu verimi etkileyen birçok faktör vardır;

1. Geometrik Faktör: Her radyoaktif maddenin kendine has bir şekli ve biçimi vardır. Radyoaktif parçalanma esnasında ortaya çıkan ışınlar her yönde hareket ederek etrafa yayılırlar. Bu arada ışınlardan bir kısmı sayaca ulaşır. Sayaca ulaşan ışınların konumuna geometrik faktör denir.
2. Geri Dönme: numunede meydana gelen ışınların bir kısmı numunenin bulunduğu kabın tabanına çarparak geri döner ve sayaç tarafından algılanır. Bu etki kabın atom ağırlığı ile orantılıdır.
3. Öz difüzyon: numunenin yaydığı ışınların numune içerisinde difüzlenmesine denir. Numune içindeki ağır atomların varlığına, kristallerinin biçim ve büyüklüğüne bağlıdır.
4. Öz absorpsiyon: numuneden yayınlanan ışınların bir kısmı sayaca girmeden soğrulur. Bu soğrulma sayaç penceresinde, havada ya da numune içerisinde gerçekleşebilir. Eğer numune çok ince ise ve öz absorpsiyon az ise numuneye sonsuz ince, eğer numune çok kalın ve alt tabakalarda meydana gelen ışınların yüzeye çıkışı mümkün olmazsa bu numuneye de sonsuz kalın denir.
5. Ölü zaman: bir ışın sayaca girse bile algılanmayabilir. Bu da ölü zamandan kaynaklanmaktadır.

2.7.1.4. Yarıiletken Detektörler

Yarıiletken detektörler nükleer tıpta gama ışını deteksiyonu ve görüntülenmesinde sintilatör detektörlere alternatif olarak kullanılır. En önemli avantajı çok iyi enerji çözünürlüğüne ve çok iyi uzaysal çözünürlüğe sahip olmalarıdır.

Günümüz nükleer tıpta yarıiletken detektörlerin en yaygın kullanım alanı cerrahi gama problemleridir. Bu detektörlerin oda sıcaklığında çalışma koşulları sağlandığında nükleer tıptaki sintilasyon kristalli(NaI) detektörlerin yerini almaları beklenmektedir.



şekil 2.22. : çeşitli yarıiletken detektörler

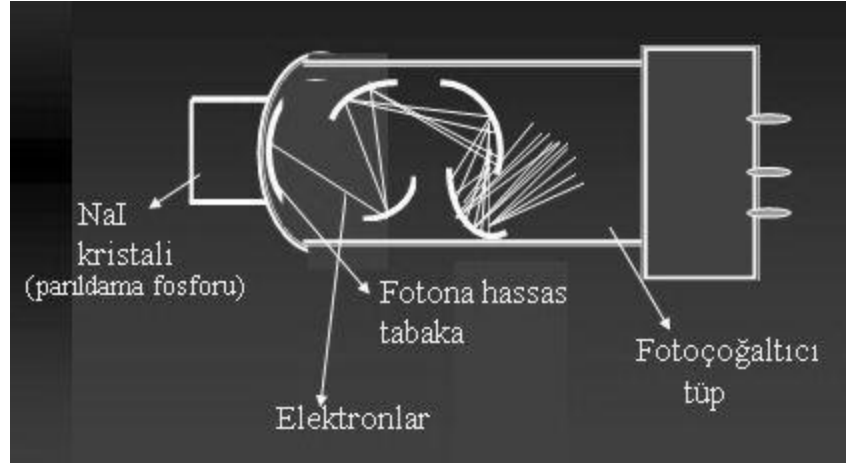
Yarıiletken detektörlerin fiziksel prensipleri:

Bir gama ışını yarıiletken detektöre çarptığı zaman enerjisini bırakarak kendisi yok olur. Çarptığı atomdan enerji yüklü bir elektron(fotoelektron) koparır. Böylece yarıiletkende iyonizasyonla iki çeşit taşınır yük meydana gelmiş olur. Bunlar negatif yüklü elektronlar ve pozitif yüklü deşiklerdir. Bu zıt yüklerin negatif ve pozitif elektrodalara doğru hızla çekilmesini sağlamak için detektöre yönlendirici voltajı uygulanır. Bu sayede negatif yüklü elektronlar pozitif elektroda, pozitif yüklü deşikler ise negatif yüklü elektroda doğru çekilir. Yarıiletken üzerine düşen her gama ışını için bu olay tekrarlanır. Böylece yarıiletken içinde gama ışını doğrudan elektronik sinyal haline dönüşmüş olur.

2.7.1.5. Sintilasyon detektörler

Radyoaktif ışınlar bir maddenin atom ve molekülleriyle etkileşime girdiğinde enerjisine göre madde içinde iyonizasyon ve uyarılma olayı gerçekleştirir. Şayet radyasyonun enerjisi bu olayları gerçekleştirecek kadar enerjiye sahip değilse etkileştiği ortamdaki moleküller arasında sadece bir titreşim meydana getirerek yok olur. Böylece radyasyonun enerjisiyle orantılı olarak dışarıya görünür ışık yayılır. Bu ışını yayan cisimlere sintilatör denilmektedir. Sintilatörden yayılan görülebilir ışıklara sintilasyon denir. Bu ışınları tespit eden cihazlar da sintilasyon detektörleri olarak adlandırılmaktadır.

Sintilatör materyallerinin nükleer tıpta yaygın olarak kullanılan iki tipi vardır: Bunlar katı kristal formundaki inorganik sintilatörler ve sıvı formundaki organik sintilatörlerdir.



Şekil 2.23. : sintilasyon detektörleri şematik gösterimi

- **Organik sıvı sintilatörler (beta sayacıları)**

Genellikle beta sayımı için kullanılırlar. Organik sıvı maddelerin sintilatör olarak katı maddelere göre en önemli üstünlüğü, radyoaktivitenin tarayıcıdaki sıvıya tamamen nüfuz edebilmesi ve böylece deteksiyon etkinliğinin artmasıdır. Bu nedenle ^3H ve ^{14}C gibi zayıf beta yayıcıları ve düşük enerjili X ve gama ışınlarının deteksiyonunda kullanılırlar. Sıvı sintilatör sayıcıları içinde çeşitli kimyasal maddelerin bulunduğu dört kısımdan oluşur: Organik çözücü, primer sintilatör, sekonder sintilatör ve performans artırıcılar.

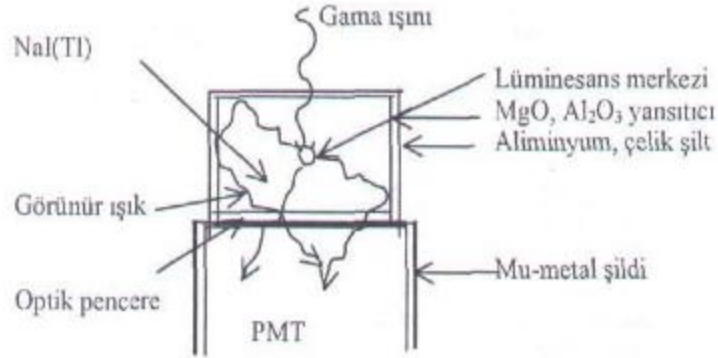
- **İnorganik Sintilasyon Detektörleri (gama sayacıları)**

İnorganik sintilatörler katı kristal yapıdadırlar. Bu yapılarda bireysel atom ve moleküller sintilatör özellik göstermeyip sintilatör özelliği sadece kristal yapıya aittir.

İnorganik kristaller genellikle saf olmayıp talyum ve gümüş gibi aktivatör elementlerle safsızlaştırılırlar(kirletilir). Bu şekilde kristal yapıda olan ZnS(Ag) , NaI(Tl) ve CdS(Ag) radyasyon detektörlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Nükleer tıpta bunlardan en çok NaI(Tl) kullanılmaktadır.

Saf NaI kristalleri sıvı azot sıcaklığında işlev görürler. Bu sintilatörler oda sıcaklığında işlevsel olabilmeleri için çok az miktarda talyumla kirletilmesi gerekmektedir. Nükleer tıp uygulamalarında yaygın olarak kullanılan NaI(Tl) kristalinden gelen sintilasyonlar optik pencereden geçerek PMT'ye girer. Kristal yapı dış etkenlerden korunması için genellikle alüminyum bir koruyucu ile kaplanır. Kristal ile foton çoğaltıcı tüpü birbirine bağlamak ve optik yansımaları önlemek için optik gres

yağı kullanılır. Bazı kristallerde radyasyon giriş penceresi 10 KeV'den küçük enerjili gama ışınlarını ve beta ışınlarını durduracak kalınlıkta alüminyum ile kaplanır.



Şekil 2.24. : NaI(Tl) kristali ve PMT'nin şematik gösterimi

NaI(Tl) kristalinin avantajları:

1. Yoğunluğu $3,67 \text{ g/cm}^3$, katkı maddesi olan iyodun atom ağırlığı $Z= 53$ olup gama ve X ışınlarını iyi soğurur.
2. Yaklaşık 30 eV enerji soğrulmasında bir görünür ışık fotonu salar.
3. Kendi sintilasyonlarına karşı şeffaf olup öz absorpsiyonla neden olunan sintilasyon kaybını en aza indirir.
4. Kristal içinde soğrulan radyasyon enerjisiyle orantılı sintilasyon çıkarır. Bu nedenle enerji seçimi çalışmalarında kullanılabilir.

NaI(Tl) kristalinin dezavantajları:

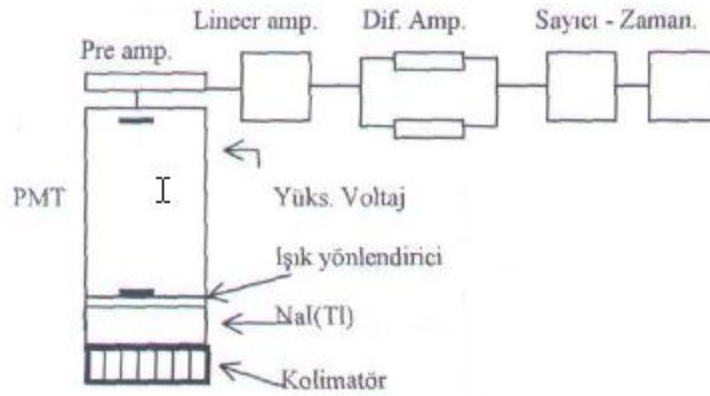
1. Mekanik ve termal darbelere karşı dayanıksız olup kolayca kırılabilir. Bir saat içinde $3-5 \text{ }^\circ\text{C}$ 'lik sıcaklık değişikliklerinde çatlayabilir.
2. NaI(Tl) kristali hidroskopik olup, nemli ve rutbetli ortamlarda kaldığı süre içinde sarı lekeler oluşur ki bu da kristalin verimini azaltır.
3. Ekonomik yönden uygun değildir.

Radyofarmasötüğün ilgili organ ya da ortamda lokalizasyonu sağlandıktan sonra detektör uygun geometrik koşullara göre ayarlanıp, sayım alınır. Organdan çıkan fotonlar 360° ile her yönde salınır. Detektöre düşen ışınlar kolimatör (yönlendirici) tarafından pozisyonlanarak sintilasyon kristaline gönderilir. Sintilasyon kristalinin detektör materyali genellikle talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür 'NaI(Tl)' olup,

üzerine düşen fotonları sintilasyon denilen görünür ışık fotonlarına dönüştürür. Sintilasyonlar ışık yönlendirici tabaka tarafından odaklanarak foton çoğaltıcı tüpe (PMT) yansıtılır. PMT çıkışında elektrik sinyallerine dönüşen sintilasyonlar şekillendirilmek üzere ardışık elektronik ünitelere gönderilir.

Kolimatörler:

Radyasyon kaynağından ya da organdan yayılan fotonları yönlendiren, kaynak harici gelen fotonların NaI(Tl) kristali üzerine düşmesini engelleyen aygıtlara kolimatör denir. Sintilasyon sayıcılarında ve sintilasyon kameralarında bu ünite kristalden önce gelir ve kristal ile mekanik bağlantı halinde bulunur.



Şekil 2.25. : sintilasyon sayacının blok diyagramı

Nükleer tıpta kullanılan kolimatörler çeşitli sınıflandırmalara tabi tutulabilirler. Kolimatörler genellikle kurşun elementinden üretilirler. Kurşunun atom numarası yüksek olup, gama ışınlarını kolayca durdurabilir. Yumuşak olduğu için işlenmeye uygundur. Ayrıca ucuz olup maliyeti nispeten düşüktür. Kurşun üzerine açılan deliklerin tipi ve deliklerin uzunluğu kullanım amacına göre değişir. Delikler yuvarlak veya köşeli olabilir. Delikler arasındaki kalınlığa septa adı verilir. Septaların kalınlıkları da kullanım amacına göre belirlenir.

Foton çoğaltıcı tüpler:

Foton çoğaltıcı tüpler sintilatörden gelen sintilasyonları alır, elektrik akımına dönüştürür ve elektrik akımı sinyallerini ölçülebilecek seviyeye kadar şiddetlendirir.

PMT'nin ön yüzündeki giriş penceresi fotoemissif bir madde ile kaplanmıştır. Fotoemissif madde, kendine çarpan görünür ışık fotonlarını elektron olarak dışarı salma özelliğine sahiptir. CsSb ve diğer bialkali bileşikler fotoemissif madde materyali olarak

kullanılmaktadır. Fotoemissif madde olan fotokatod ve fotokatodtan kopan elektronlar fotoelektron adını alır. Fotokatodun görünür ışık fotonlarını elektrona dönüştürme etkinliği yaklaşık $1/3$ 'tür. (Demir,2000),(Oğul ve ark,2005)

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Radyoterapinin kanser tedavisinde kullanılmaya başlanmasıyla bir çok lineer hızlandırıcı bu alanda kullanılmak üzere geliştirildi. Ciltte ve cilde yakın dokularda meydana gelen tümörler için lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen farklı enerjilerdeki elektronlar, daha derin dokularda meydana gelen tümörler için yine bu cihazlardan elde edilen farklı enerjilerdeki fotonlar kullanılmaktadır.

Tezimde Konya Meram Tıp Fakültesinde bulunan Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazı ,PTW marka 30013 model ve PTW marka 31010 model iyon odaları , PTW marka 34001 model düzlem iyon odası , suya eşdeğer katı fantom ve ayrıca PTW Unidos E marka dozimetre cihazı kullanılmıştır.

3.1. Materyal

- **Siemens Primus Lineer hızlandırıcı cihazı**

Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazında 6 – 18 MV enerjili fotonlar ile 6 – 9 – 12 -15 MeV enerjili elektronlar elde edilebilmektedir. Kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm'de iken radyasyon alan açıklığı foton tedavileri için 2x2 ile 40x40 cm² aralığında açılabilir. Elektronlar için radyasyon alan açıklığı 5x5 ,10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 boyutlarındaki aplikatörlerle sağlanmaktadır. Bu alan açıklığından farklı boyutlarda aplikatörler gerektiren tedavilerde ise istenilen boyutlarda oluşturulabilen kurşun bloklar kullanılmaktadır. Alan açıklığı kare olarak oluşturulabildiği gibi, asimetrik boyutlarda da açılabilir.



Şekil 3.1. : Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazı

- **Katı fantom**

İnsan vücudunun büyük çoğunluğu sudan oluştuğu için ölçümler su fantomunda yapılmakta ve kullanılacak parametreler su fantomundan elde edilmektedir. Bu çalışmada gerekli olan verilerin bir kısmı kullanılmakta olan su fantomu verilerinden elde edilmiş, bir kısmı ise suya eşdeğer katı fantomda yapılan ölçümlerden elde edilmiştir.



Şekil 3.2. : suya eşdeğer katı fantom

- **PTW Unidos E marka dozimetre**



Şekil 3.3. :PTW Unidos E marka dozimetre

Unidos E dozimetre, doz, doz hızı, doz uzunluk çarpımı, yük ve akım ölçer. Ölçümleri Gy, Gy/min, R, R/min, Gy.min, C ve A olarak gösterir. Tüp çıkışı ve kararlılığı testi, ışınlamanın tekrarlanabilme ve doğrusallığı testi, yarı değer kalınlık

testi yapmak için kullanılır. Floroskopide bu testlere ilaveten maksimum ışınlama hızı testi, floroskopik doz çıkış değerlerinin ölçülmesi, hasta giriş doz hızı ölçümü, otomatik parlaklık kontrolü ve otomatik kazanç kontrolü testleri için kullanılır.

- **PTW marka 30010-30013 model iyon odaları**



Şekil 3.4. : PTW marka 30010 - 30013 model iyon odaları

0.6 cc'lik bu iyon odaları 30 kV -50 MV aralığındaki fotonlara karşı duyarlı olduğu için bu enerji aralığındaki fotonlarla çalışırken kullanılmaktadır.

Duvar materyali koruyucu akrilikle çevrili grafitten ve elektrodu Al malzemedenden üretilmiştir. Ayrıca 30013 model iyon odası suda zarar görmeyen şekilde tasarlandığı için suda yapılan ölçümlerde de kullanılmaya uygundur.(Anonymous,2006)

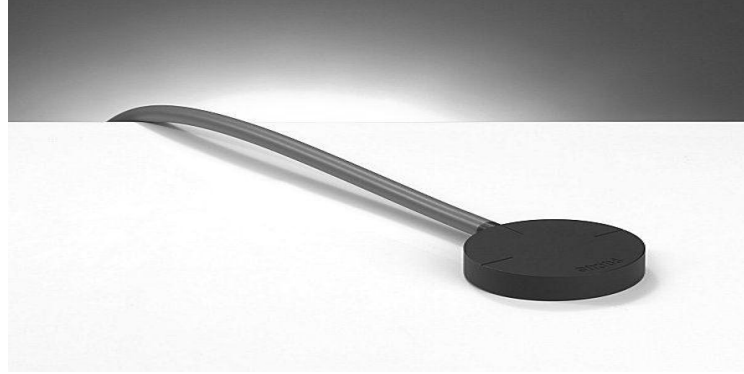
- **PTW marka 31010 model 3099-3100 seri numaralı iyon odaları**

0.125 cc'lik 30 Kv-50MV aralığındaki fotonlara karşı duyarlıdır. Duvar materyali grafitten, elektrod materyali alüminyumdan yapılmıştır. Waterproof ucu sayesinde hem katı fantomla hem de su fantomunda ölçüm yapmaya uygundur.(Anonymous,2000)



şekil 3.5. : PTW marka 31010 MODEL 3099 – 3100 seri numaralı iyon odası

- **PTW Marka 34001 model 1114 seri numaralı düzlem iyon odası**



Şekil 3.6. : PTW marka 34001 model 1114 seri numaralı düzlem iyon odası

Düzlem iyon odaları yüksek kesinlik istenen elektron ölçümlerinde kullanılmaktadır. Tek doğrultuda ölçüme uygun olduğundan dolayı elektron demetlerinin dik geleceği şekilde ölçüm yapılmalıdır. 2 MeV ile 45MeV enerji aralığındaki elektronların ölçümünde kullanılması uygundur.

3.2. Yöntem

1987 yılında yayınlanan TRS 277 protokolü ve 2000 yılında yayınlanan TRS 398 protokolü soğrulan dozların belirlenmesine dayalı protokoller olduğu için ve soğrulan doz hesaplamalarında değişiklikler yapıldığı için bu iki protokol soğrulan doz hesaplamalarına bağlı olarak karşılaştırılacaktır. Bu amaçla ilk önce hesaplamaları etkileyen faktörler belirlenip bu faktörlerin ölçüm ve hesaplamaları yapılmıştır.

İlk önce soğrulan doz hesaplamalarını etkileyen faktörlerin bulunmasında kullanılan ışın demet kalitesi hesaplanmıştır. Demet kalitesinin (TPR_{10}^{20}) değeri;

$$SSD_1=90 \text{ cm } d_1 = 10\text{cm}$$

$$SSD_2 =80\text{cm } d_2= 20 \text{ cm}$$

$$\text{Alan}= 10 \times 10$$

Şartları oluşturularak yapılan doz ölçümleri birbirine oranlanarak ($TPR_{10}^{20} = M_2 / M_1$) ışın demet kalitesi hesaplanmıştır.

Yeniden birleşme faktörünün bulunabilmesi için ölçümler hem yüksek (400 V) hem düşük(100 V) voltajda yapıldı. Yapılan 5 ölçümün ortalaması alındı. Yeniden birleşme faktörünün bulunabilmesi için;

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

Formülünün kullanılması tavsiye edilir.

Burada ;

M_1 değeri, düşük voltajda okunan doz miktarı

M_2 değeri, yüksek voltajda okunan doz miktarıdır.

a_0 , a_1 , a_2 değerleri V_1/ V_2 oranına göre çizelge 3.1'den elde edilir.

V_1/V_2	Pulsed			Pulsed scanned		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

Çizelge 3.1. : Yeniden birleşme değerinin hesaplanabilmesi için gerekli olan katsayılar

TRS 277 protokolü için soğrulan doz formülü:

$$N_{D,HAVA} = N_K \cdot (1 - g) \cdot K_{ATT} \cdot k_M$$

$$D_{W,Q}(P_{EFF}) = M_Q \cdot N_{D,HAVA} \cdot (S_{W,HAVA})_Q \cdot P_U \cdot h_M$$

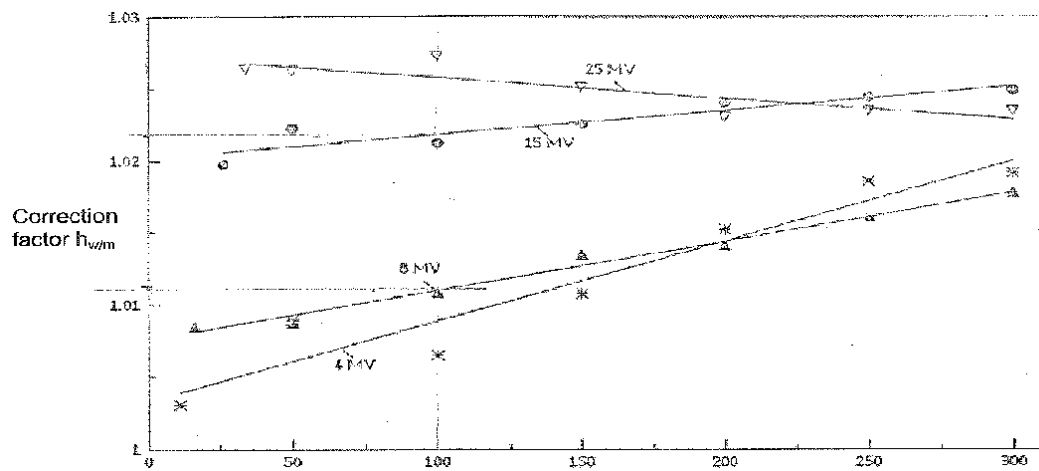
$$D_{W,Q} (d_{max}) = D_{W,Q} (P_{EFF}) / \% DD$$

Burada;

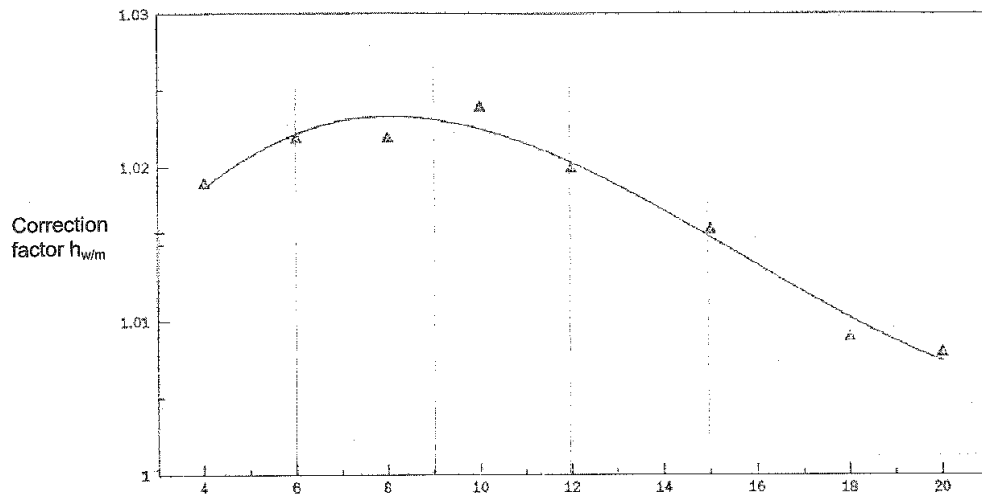
N_K : İkincil standart dozimetre laboratuvarından elde edilen kalibrasyon faktörü

g : Havada ikincil elektronların durdurulması sırasında radyoaktif etkileşmelerde harcanan enerji fraksiyonu

h_m : Ölçüm ortamı olarak sudan farklı bir ortam kullanıldığında bu ortamın iyon odasının cevabına yaptığı etkiyi düzelten faktör. (Anonymous,2000)



Çizelge 3.2. : Ölçüm derinliğine ve foton enerjisine bağlı olarak elde edilen düzeltme faktörü



Çizelge 3.3. : Elektronun enerjisine bağlı olarak elde edilen düzeltme faktörü

P_{cell} : İyon odasının elektrotunun malzemesi alüminyumdan yapılmış ise kullanılan düzeltme faktörü

Elektrod yarıçapı (mm)	Elektronlar	Fotonlar $E_{max} > 25\text{MeV}$	Kobalt ve fotonlar $E_{max} \leq 25\text{ MeV}$
0.5	1.008	1.004	1
1	1.015	1.008	1
1.5	1.020	1.010	1
2.5	1.032	1.016	1

Çizelge 3.4. : Foton ve Elektronların Sahip oldukları enerjiye göre P_{cell} değeri

($S_{w, air}$)_Q: Ölçüm yapılan referans derinlik (d_{REF}) ve fotonlar için demet kalitesine (TPR_{20}^{10}), elektronlar için E_0 değerine bağlı olarak protokolden bulunan durdurma gücü oranı

R_p	Sudaki derinlik (cm)								
	50	40	30	25	20	18	16	14	12
	24.6	19.6	14.8	12.3	9.87	8.88	7.89	6.9	5.91
0.0	0.904	0.912	0.926	0.940	0.955	0.961	0.969	0.977	0.986
0.1	0.905	0.913	0.929	0.941	0.955	0.962	0.969	0.978	0.987
0.2	0.906	0.914	0.930	0.942	0.956	0.963	0.970	0.978	0.988
0.3	0.907	0.915	0.931	0.943	0.957	0.964	0.971	0.979	0.989
0.4	0.908	0.916	0.932	0.944	0.958	0.965	0.972	0.980	0.990
0.5	0.909	0.917	0.933	0.945	0.959	0.966	0.973	0.982	0.991
0.6	0.909	0.918	0.934	0.946	0.960	0.967	0.974	0.983	0.993
0.8	0.911	0.920	0.936	0.948	0.962	0.969	0.976	0.985	0.996
1.0	0.913	0.922	0.938	0.950	0.964	0.971	0.979	0.988	0.999
1.2	0.914	0.924	0.940	0.952	0.966	0.973	0.981	0.991	1.002
1.4	0.916	0.925	0.942	0.954	0.968	0.976	0.984	0.994	1.006

Çizelge 3.5. : Elektronun E_0 enerjisi ve ölçüm derinliği kullanılarak $S_{w,air}$ değer

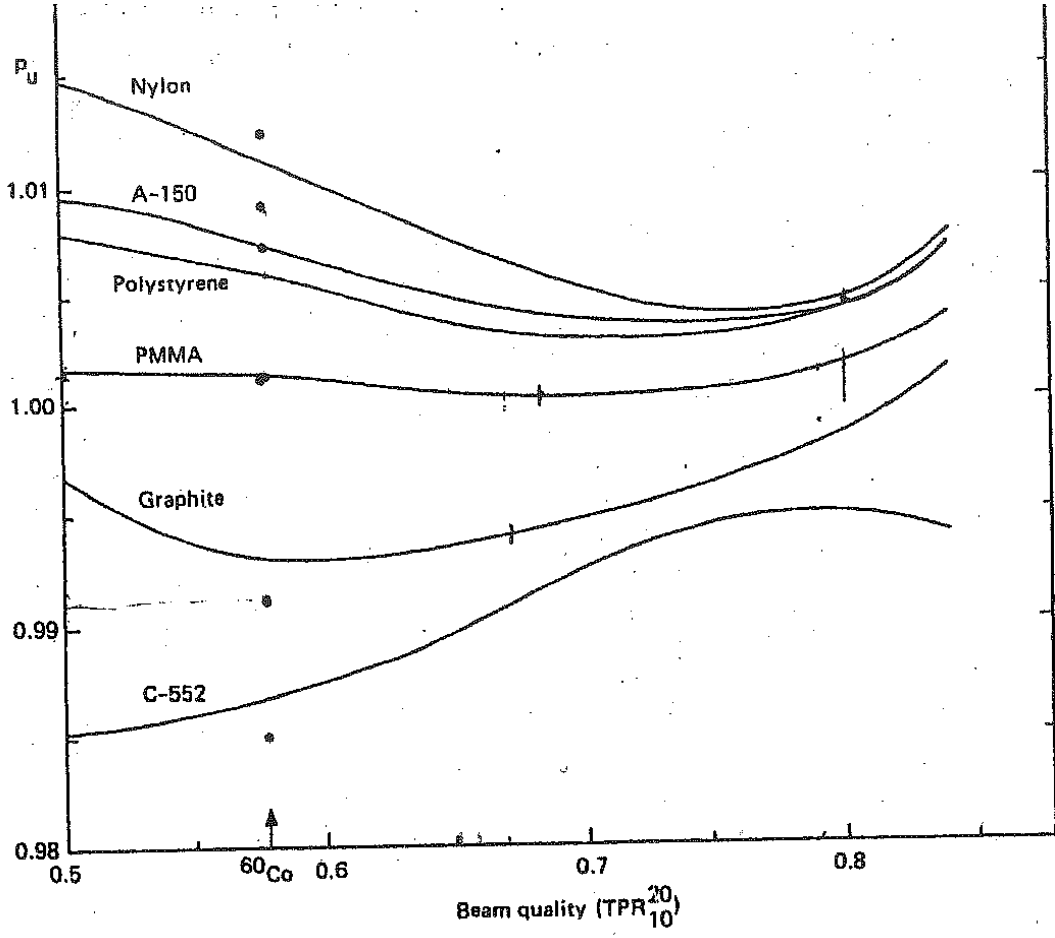
Işın kalitesi TPR ₁₀ ²⁰	S _{w,air}	Referans derinlik (cm)
0.50	1.135	5
0.53	1.134	5
0.56	1.132	5
0.59	1.130	5
0.62	1.127	5
0.65	1.123	5
0.68	1.119	5
0.70	1.116	5
0.72	1.111	10
0.74	1.105	10
0.76	1.099	10
0.78	1.090	10
0.80	1.080	10
0.82	1.069	10
0.84	1.059	10

Çizelge 3.6. Fotonlar için S_{w, air} değeri

P_U: İyon odasının duvar materyalinin farklılığına ve demet kalitesine (TPR₂₀¹⁰) bağlı olarak protokolün verdiği değer

E _z (MeV)	r= 1.5 mm	r= 2.5 mm	r= 3.5 mm
4	0.981	0.967	0.955
6	0.984	0.974	0.963
8	0.988	0.980	0.971
10	0.991	0.984	0.978
12	0.993	0.988	0.984
15	0.995	0.992	0.989
20	0.997	0.995	0.994

Çizelge 3.7. : Elektronlar için, E_z değerine ve iyon odasının iç yarıçapına göre P_U değeri



Çizelge 3.8. : Fotonlar için TPR_{10}^{20} değerine ve iyon odasının malzemesine göre P_U değeri

M_Q : Basınç-sıcaklık ve yeniden birleşme faktörleriyle düzeltilmiş okuma değeri

k_m : iyon odası materyalinin hava eşdeğeri olmamasını dikkate alan faktör

k_{att} : fotonların iyon odası materyalinde meydana getirdiği saçılmayı dikkate alan faktör

k_m ve k_{att} değerleri iyon odasının tipine göre protokolden elde edilir.

(Anonymous,1987)

	k_m	k_{att}	$K_m \cdot k_{att}$
EXRADIN 0.5 CC T2	0.965	0.985	0.950
EXRADIN 0.05 cc TI min shonka	0.965	0.991	0.957
NE 0.20 cc 2515	0.980	0.988	0.968
NE 0.20 cc 2515/3	0.991	0.987	0.978
NE 0.20 cc 2577	0.994	0.987	0.982
NE 0.60 cc Farmer 2505 54-59	0.980	0.992	0.973
NE 0.60 cc Farmer 2505 59-67	0.980	0.990	0.971
NE 0.60 cc Farmer 2505/A 67-74	0.971	0.991	0.962
NE 0.60 cc Farmer 2505/3 3A 71-79	0.991	0.990	0.981
NE 0.60 cc Farmer 2505/3 3B 74-present	0.974	0.991	0.965
NE 0.60 cc Guarded farmer 2571	0.994	0.990	0.985
NE 0.60 cc robust farmer 2581(PMMA cap)	0.975	0.990	0.966
NE 0.60 cc robust farmer 2581(poly cap)	0.969	0.990	0.959
NE 0.325 cc NPL sec std 2561	0.995	0.984	0.979
PTW 0.6 cc 23333(3 mm cap)	0.982	0.993	0.975
PTW 0.6 cc 23333(4.6 mm cap)	0.982	0.990	0.972
PTW 0.4 cc 233331	0.982	0.990	0.971
PTW 0.3 cc normal M233332	0.982	0.993	0.975
PTW 0.1 cc transit M233331	0.982	0.992	0.974
PTW 0.3 cc waterpr M2333641	0.982	0.992	0.974
VICTOREEN 0.1 cc Radocon II 555	0.989	0.990	0.979
VICTOREEN 0.3 cc Radocon III 550	0.974	0.991	0.965
VICTOREEN 0.3 cc 30 – 348	0.982	0.993	0.975
VICTOREEN 0.6 cc 30 - 351	0.982	0.993	0.975
VICTOREEN 1.0 cc 30 – 349	0.982	0.992	0.974

Çizelge 3.9. : İyon odasına göre k_{att} , k_m ve $k_{att} \cdot k_m$ değerleri

TRS 398 Protokolü için soğrulan doz formülü:

$$D_{W,Q}(P_{EFF}) = M_Q \cdot N_{D,WQ0} \cdot k_{Q,Q0} \cdot h_M$$

$$D_{W,Q}(d_{max}) = D_{W,Q}(P_{EFF}) / \%DD$$

Burada;

M_Q : Basınç-sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri,

$N_{D,WQ0}$: ikincil standart laboratuvarın göndermiş olduğu kalibrasyon katsayısı,

k_{Q,Q_0} : Demet kalitesine (TPR_{20}^{10}) ve kullanılan iyon odasının tipine bağlı olarak protokolde verilen değerdir.

İyon odası	TPR_{10}^{20}									
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.76	0.78
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.975	0.967
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.978	0.971
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.976	0.968
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.976	0.969
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.976	0.969
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.980	0.973
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.982	0.976
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.975	0.968
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.975	0.968
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.975	0.968
PTW 31006 Pinpoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.974	0.966
PTW 31014 Pinpoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.975	0.967
SNC 100700-0 Farmer	1.005	1.004	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.976	0.969
SNC 100700-1 Farmer	1.007	1.006	1.003	1.001	0.999	0.997	0.995	0.993	0.983	0.976
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.975	0.968
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.970	0.963
Victoreen	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.988	0.973	0.966
Victoreen	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.988	0.974	0.967
Victoreen	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.988	0.976	0.969

Çizelge 3.10. : Fotonlar için TPR_{10}^{20} değerine ve iyon odasının türüne göre k_{Q,Q_0} değeri

Electron Beam Quality R_{50} [g/cm ²]	PTW 23343	PTW 34045	PTW 34001	PTW 30001/30010	PTW 30002/30011	PTW 30004/30012	PTW 30006/30013	PTW 31002/31010	PTW 31003/31013
	Markus	Advanced Markus	Roos	Farmer	Farmer	Farmer	Farmer	0.125 cm ³ Flexible	0.3 cm ³ Flexible
1.0	—	0.966	0.965	—	—	—	—	—	—
1.4	—	0.956	0.955	—	—	—	—	—	—
2.0	0.925	0.945	0.944	—	—	—	—	—	—
2.5	0.920	0.938	0.937	—	—	—	—	—	—
3.0	0.916	0.932	0.931	—	—	—	—	—	—
3.5	0.913	0.926	0.925	—	—	—	—	—	—
4.0	0.910	0.921	0.920	0.911	0.916	0.920	0.911	0.912	0.912
4.5	0.907	0.917	0.916	0.909	0.914	0.918	0.909	0.910	0.910
5.0	0.904	0.912	0.912	0.907	0.912	0.916	0.907	0.908	0.908
5.5	0.901	0.909	0.908	0.905	0.910	0.915	0.905	0.906	0.906
6.0	0.899	0.905	0.904	0.904	0.909	0.913	0.904	0.905	0.905
7.0	0.894	0.899	0.898	0.901	0.906	0.910	0.901	0.901	0.901
8.0	0.889	0.893	0.892	0.898	0.903	0.907	0.898	0.898	0.898
10.0	0.881	0.883	0.882	0.893	0.897	0.902	0.893	0.893	0.893
13.0	0.870	0.871	0.870	0.885	0.890	0.894	0.885	0.885	0.885
16.0	0.860	0.861	0.860	0.877	0.882	0.887	0.877	0.877	0.877
20.0	0.849	0.849	0.848	0.868	0.873	0.877	0.868	0.867	0.867

Çizelge 3.11. : Elektronlar için R_{50} değerine ve iyon odasının türüne göre k_{Q,Q_0} değeri

Ortamin sıcaklığı ve basıncının soğrulan doz üzerindeki etkisini düzeltmek için $k_{T,P}$, basınç – sıcaklık düzeltme faktörü kullanılır. Bu faktör;

$$k_{T,P} = \frac{P_0.(273.2+T)}{P.(273.2+T_0)}$$

formülü kullanılarak hesaplanır.

Polarite faktörünün kullanılabilmesi için negatif ve pozitif polaritede ölçüm yapılması ve aşağıdaki formülünün kullanılabilmesi gerekir. Fakat ölçümlerde kullanılan PTW Unidos E dozimetre cihazı pozitif ve negatif gerilim değerlerini aynı anda kullandığı için polarite faktörü 1 olarak bulunmaktadır.

$$k_{POL} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Son olarak elektrometre ve iyon odalarının aynı anda kalibre edilmemesi durumunda kullanılan k_{elec} faktörü de bütün iyon odaları ve elektrometre ölçümlere başlamadan önce kalibrasyon için TAEK kurumuna gönderildiği ve birlikte kalibre edildiği için 1 olarak alınmıştır. (Anonymous,2000)

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

İlk aşamada merkezin ölçümlerde kullandığı su fantomu verileri ve bunlara bağlı olarak elde edilen parametreler protokoller yardımıyla oluşturuldu. Ölçümler aynı ortamda artarda yapıldığı için her bir enerji değeri için sıcaklık- basınç faktörü 1.156 olarak hesaplandı. 6 MV fotonlar için ışın kalitesi 0.67 olarak hesaplandı ve buna bağlı olarak durdurma gücü potansiyeli protokolden 1.120 olarak bulundu. Sudan farklı bir ortamda ölçüm yapıldığı için düzeltme faktörü protokolden 1.011 olarak alındı. Ölçüm derinliğindeki % DD 67 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Ve bunlar çizelge 4.1 'de gösterildi.

6 MV enerjili FOTON				
% DD	TPR_{10}^{20}	$h_{w,m}$	$k_{T,p}$	$S_{w,air}$
67.000	0.670	1.011	1.156	1.120

Çizelge 4.1. : 6 MV fotonlar için %DD , TPR_{10}^{20} , $h_{w,m}$, $k_{T,p}$, $S_{w,air}$ değerleri

18 MV fotonlar için ışın kalitesi 0.77 olarak hesaplandı ve buna bağlı olarak durdurma gücü potansiyeli protokolden 1.095 olarak bulundu. Sudan farklı bir ortamda ölçüm yapıldığı için düzeltme faktörü protokolden 1.023 olarak alındı. Ölçüm derinliğindeki % DD 78.40 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Ve bunlar değeri için çizelge 3.2 'de gösterildi.

18 MV enerjili FOTON				
% DD	TPR_{10}^{20}	$h_{w,m}$	$k_{T,p}$	$S_{w,air}$
78.400	0.770	1.023	1.156	1.095

Çizelge 4.2. : 18 MV fotonlar için %DD , TPR_{10}^{20} , $h_{w,m}$, $k_{T,p}$, $S_{w,air}$ değerleri

6 MeV elektronlar için R_p değeri 3.368, R_{50} değeri 2.706 ve E_0 değeri 6.350 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Bunlara bağlı olarak E_Z değeri 3.429 olarak

hesaplandı. TRS 277 protokolüne göre maksimum doz derinliği 1.3 cm iken TRS 398 protokolüne göre maksimum doz derinliği 1.5 cm olarak bulundu. Sudan farklı bir ortamda ölçüm yapıldığı için düzeltme faktörü protokolden 1.022 olarak alındı. Ölçüm derinliğindeki % DD 100 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Ve bunlar çizelge 3.3 'de gösterildi.

6 MeV enerjili ELEKTRON							
%DD	R _p	R ₅₀	E ₀	E _Z	d _{max} (277)	d _{max} (398)	h _{w,m}
100	3.368	2.706	6.350	3.429	1.300	1.500	1.022

Çizelge 4.3. : 6 MeV enerjili elektronlar için %DD, R_p,R₅₀,E₀,E_Z ve d_{max} değerleri

10 MeV elektronlar için R_p değeri 4.976, R₅₀ değeri 3.177 ve E₀ değeri 9.570 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Bunlara bağlı olarak E_Z değeri 4.423 olarak hesaplandı. TRS 277 protokolüne göre maksimum doz derinliği 2.3 cm iken TRS 398 protokolüne göre maksimum doz derinliği 2.4 cm olarak bulundu. Sudan farklı bir ortamda ölçüm yapıldığı için düzeltme faktörü protokolden 1.022 olarak alındı. Ölçüm derinliğindeki % DD 98.6 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Ve bunlar çizelge 3.4 'de gösterildi.

10 MeV enerjili ELEKTRON							
%DD	R _p	R ₅₀	E ₀	E _Z	d _{max} (277)	d _{max} (398)	h _{w,m}
98.6	4.976	3.177	9.570	4.423	2.300	2.400	1.022

Çizelge 4.4. : 10 MeV enerjili elektronlar için %DD, R_p,R₅₀,E₀,E_Z ve d_{max} değerleri

15 MeV elektronlar için R_p değeri 7.150, R₅₀ değeri 5.955 ve E₀ değeri 13.770 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Bunlara bağlı olarak E_Z değeri 5.780 olarak hesaplandı. TRS 277 protokolüne göre maksimum doz derinliği 3 cm iken TRS 398 protokolüne göre maksimum doz derinliği 3.5 cm olarak bulundu. Sudan farklı bir ortamda ölçüm yapıldığı için düzeltme faktörü protokolden 1.023 olarak alındı. Ölçüm derinliğindeki % DD 98.6 olarak su fantomu verilerinden elde edildi. Ve bunlar çizelge 3.5 'de gösterildi.

15 MeV enerjili ELEKTRON							
%DD	R _p	R ₅₀	E ₀	E _Z	d _{max} (277)	d _{max} (398)	h _{w,m}
98.6	7.150	5.955	13.770	5,780	3.000	3.500	1.023

Çizelge 4.5. : 15 MeV enerjili elektronlar için %DD, R_p,R₅₀,E₀,E_Z ve d_{max} değerleri

İyon odasının modeline göre elde edilen k_{att}.k_m değeri ve Türkiye Atom Enerjisi kurumundan elde edilen N_K, N_D, N_{D,w} değerleri çizelge 3.6.'da verilmiştir.

	k _{att} .k _m	N _K	N _D	N _{D,w}
PTW 31010-3099	0.974	0.967	0.939	1.045
PTW 30013-2525	0.972	0.924	0.895	0.995
PTW 34001-1114	-	-	0.892	0.984

Çizelge 4.6. : iyon odalarına göre k_{att}.k_m, N_K, N_D, N_{D,w} değerleri

Yeniden birleşme faktörü, her bir enerji değeri için düşük ve yüksek voltajda yapılan ölçümler sonucunda elde edilen değerlerle ve V₁/V₂ oranına göre elde edilen a₀, a₁, a₂ değerleri kullanılarak hesaplanmıştır. K_Q değeri TRS 398 protokolünden elde edilmiştir. Polarite faktörü dozimetre cihazı negatif ve pozitif ölçümleri aynı anda yaptığı için 1 alınmıştır. P_u değeri iyon odasının yarıçapına bağlı olarak elde edilen bir değer olduğundan düzlemsel iyon odalarında 1 olarak alınmıştır. k_{elec} düzeltme faktörü iyon odaları ve dozimetre cihazı aynı anda kalibre edildiği için 1 alınmıştır. Elde edilen sonuçlar çizelge 3.7, 3.8, 3.9, 3.10, 3.11'de gösterilmiştir. Silindirik iyon odaları düşük enerjili elektronlarda kullanılmaya uygun olmadığından 6 MeV enerjili elektronların ölçümü yalnızca düzlem iyon odasıyla yapılmıştır.

6 MeV							
	P _U	P _{cell}	k _Q	k _{pol}	k _{elec}	K _s (277)	K _s (398)
PTW 34001-1114	1	1	0.935	1	1	1.0021	1.003

Çizelge 4.7. : 6 MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri

10 MeV							
	P_U	P_{cell}	k_Q	k_{pol}	k_{elec}	$K_s(277)$	$K_s(398)$
PTW 30013-2525	0.965	1	0.913	1	1	1.0043	1.0049
PTW 34001-1114	1	1	0.930	1	1	1.003	1.0032

Çizelge 4.8. : 10 MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri

15 MeV							
	P_U	P_{cell}	k_Q	k_{pol}	k_{elec}	$K_s(277)$	$K_s(398)$
PTW 30013-2525	0.965	1	0.904	1	1	1.0052	1.007
PTW 34001-1114	1	1	0.904	1	1	1.002	1.0021

Çizelge 4.9. : 15 MeV enerjili elektronların yeniden birleşme faktörleri

6 MV							
	P_U	P_{cell}	k_Q	k_{pol}	k_{elec}	$K_s(277)$	$K_s(398)$
PTW 31010-3099	1.002	1	0.991	1	1	1.0027	1.0027
PTW 30013-2525	1.002	1	0.992	1	1	1.001	1.0014

Çizelge 4.10. : 6 MV enerjili fotonların yeniden birleşme faktörleri

18 MV							
	P_U	P_{cell}	k_Q	k_{pol}	k_{elec}	$K_s(277)$	$K_s(398)$
PTW 31010-3099	1.002	1	0.971	1	1	1.0035	1.0035
PTW 30013-2525	1.002	1	0.971	1	1	1.0024	1.0027

Çizelge 4.11. : 18 MV enerjili fotonların yeniden birleşme faktörleri

Elde edilen veriler yardımıyla soğrulan doz değerleri her bir iyon odası ve her bir enerji değeri için ayrı ayrı hesaplandı ve protokollere göre değişim yüzde olarak tablolaştırıldı.

6 MeV			
	$D_{w,Q}(TRS 277)$	$D_{w,Q}(TRS 398)$	% Değişim
PTW 34001-1114	102,9	99,9	% 3

Tablo 4.12. 6 MeV Enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması

10 MeV			
	$D_{w,Q}(TRS 277)$	$D_{w,Q}(TRS 398)$	% Değişim
PTW 30013-2525	102,8	101,8	% 1
PTW 34001-1114	105	102,7	%2,1

Tablo 4.13 : 10 MeV Enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması

15 MeV			
	$D_{w,Q}(TRS 277)$	$D_{w,Q}(TRS 398)$	% Değişim
PTW 30013-2525	100	101,36	% 1,4
PTW 34001-1114	103,5	99,83	% 3,5

Tablo 4.14 : 15 MeV Enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması

	6 MV		
	D _{w,Q} (TRS 277)	D _{w,Q} (TRS 398)	% Değişim
PTW 31010-3099	103	101,4	% 1,5
PTW 30013-2525	103,1	100,8	% 2,2

Tablo 4.15 : 6 MV Enerjili fotonlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması

	18 MV		
	D _{w,Q} (TRS 277)	D _{w,Q} (TRS 398)	% Değişim
PTW 31010-3099	102,2	100,7	% 1,46
PTW 30013-2525	100,34	99,72	%0,62

Tablo 4.16 : 18 MV Enerjili elektronlar için soğrulan doz değerleri ve karşılaştırılması

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar:

Sonuç olarak TRS 277 protokolüne göre ve TRS 398 protokolüne göre hesaplanan soğrulan doz değerleri arasında % 0,62 ile % 3,5 arasında farklılığın olduğu görülmüştür. Aradaki fark genel olarak yüksek enerjilere çıkıldıkça artmakta ve düşük enerjilerde azalmaktadır. Aradaki farkın sebebi; TRS 277 protokolünde soğrulan doz kalibrasyon faktörü kullanıcı tarafından hesaplandığı ve bu esnada düşük miktarda da olsa hesaplamalara hata karıştığı için ve bu veri TRS 398 protokolünde SSDL'den soğrulan doz kalibrasyon faktörü elde edildiği için TRS 398 protokolü TRS 277 protokolüne göre daha doğru sonuçlar vermekte ve kullanıcıya kolaylıklar oluşturmaktadır. Ayrıca soğrulan doz değerleri hesaplanırken kullanılan düzeltme faktörleri indirgendiği için yine hesaplamalarda kolaylıklar sağlamaktadır. Kullanıcıdan kaynaklanan hatalar indirgendikçe soğrulan doz değerlerindeki belirsizlikler de azaltılmakta böylece daha doğru tedaviler uygulanmaktadır.

5.2.Öneriler :

Sonuçta TRS 398 Protokolünün TRS 277 protokolüne göre sağladığı kolaylıklardan dolayı ve soğrulan doz hesaplamalarındaki belirsizlikleri azalttığı böylece hata riskini indirgediği için soğrulan doz hesaplamalarında TRS 277 protokolü yerine TRS 398 protokolünün kullanılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Acar H. , Güldallı S. , Yapıcı B. , Doğan A. , 2006, farklı foton enerjilerinin absorbe doz ölçümlerinin UAEA protokolleri TRS 277 ve TRS 398'e göre karşılaştırılması, Türk onkolojisi dergisi, Ankara
- Anonymous, 1987, Absorbed dose determination in photon and electron beams , International Atomic Energy Agency, No;277, Vienna, 34-66.
- Anonymous, 2000, Absorbed dose determination in photon and electron beams , International Atomic Energy Agency, No;398, Vienna, 46-64.
- Anonymous, 2006, User Manual İonization chamber Type 30010, 30011, 30012, 30013, Freiburg- Germany, 7-14
- Anonymous, 2006, User Manual İonization chamber Type 31010 - 31013, Freiburg-Germany, 10-13
- Anonymous, 2006, User Manual Roos Chamber Type 34001, Freiburg- Germany, 10-13
- Anonymous, 2006, Instruction Manual RW3 Slab Phantom Types 29672 and T40006.1.001, Freiburg – Germany, 8-13
- Anonim, 2002, Urok Temel radyoterapi, radyasyon fiziği ve radyobioloji kursu, Aydın - Kuşadası, 23-40
- Aygün E., Zengin M., 2003, Kuantum Fiziği, Bilim yayınevi, Ankara, 30–40
- Demir H., 2008, farklı iki lineer hızlandırıcının elektron dozimetrik parametrelerinin karşılaştırılması, Gazi Üniversitesi Fizik bölümü Yüksek lisans tezi
- Demir M., 2000, Nükleer Tıp Fiziği, İstanbul, 35–69
- Kabak M., 2004, X Işınları Kristalografisi, Bıçaklar kitabevi, Ankara, 14-19
- Khan F. M., 2003, The Physics of Radiation Therapy, Lippincott Williams & Wilkins, 33-37
- Kurtman C., Çelebioğlu B., 2000, Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi, Ankara, 1.
- Oğul R., Eren N., 2005, Nükleer ve Reaktör Fiziği, Konya, 117 – 125

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Hale AKKOR
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Konya – 08.06.1985
Telefon : 5396160182
Faks :
e-mail : haleakkor@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: İmam Hatip Lisesi, Merkez, Konya	2002
Üniversite	: Selçuk Üniversitesi, selçuklu, Konya	2006
Yüksek Lisans	: Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	
Doktora	:	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2008-2010	Milli Eğitim Bakanlığı	Öğretmen

UZMANLIK ALANI

Nükleer Fizik

YABANCI DİLLER

İngilizce

BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

YAYINLAR