



RADYOTERAPİDE KULLANILAN PARÇACIK HIZLANDIRICILARI

AYŞE AYDIN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK ANA BİLİM DALI

Doç. Dr. Mustafa Numan BAKIRCI

Ağustos - 2019

Her hakkı saklıdır

**T.C.
TOKATGAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANA BİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN PARÇACIK
HIZLANDIRICILARI**

AYŞE AYDIN

**TOKAT
Ağustos - 2019**

Her hakkı saklıdır

AYŞE AYDIN tarafından hazırlanan "Radyoterapide Kullanılan Parçacık Hızlandırıcıları" adlı tez çalışmasının savunma sınavı 5 AĞUSTOS 2019 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen Jüri tarafından Oy Birliği ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü FİZİK ANA BİLİM DALI'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Doç. Dr. Mustafa Numan BAKIRCI

Üye
Prof. Dr. Erhan ESER
Ankara Hacı Bayram Veli Üniversitesi

Üye
Doç. Dr. Hüseyin TOPAKLI
Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi


İmza



.....



.....



.....

ONAY



Prof. Dr. Çetin ÇEKİÇ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

06/08/2019

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin içerdiği yenilik ve sonuçların başka bir yerden alınmadığını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

AYŞE AYDIN

5 Ağustos 2019



ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN PARÇACIK HIZLANDIRICILARI

AYŞE AYDIN

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. MUSTAFA NUMAN BAKIRCI

Parçacık hızlandırıcıları, fizik araştırmaları için geliştirilmiş gibi görünse de günümüzde tıpta, endüstride, sanayide, ziraat vb. alanlarda giderek artan bir şekilde kullanılmaktadır. X-ışınları keşfedildiğinden beri gelişen teknolojiyle beraber hızlandırıcılar, görüntüleme ve radyoterapide dünyada önemli bir yere sahiptir. Radyoterapide lineer hızlandırıcılar birçok farklı cihazla entegre olarak geniş bir yelpazede kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda hem elektron hem de proton hızlandırarak kanser tedavilerinde tedavi edilecek bölgelere uzaktan uygulanır. Radyoterapide kullanılan tedavi tekniklerinde amaç, küçük hedef hacimlere odaklanmış homojen doz verilirken, sağlam dokuları ve kritik organları maksimum koruma sağlamaktır. Bu çalışmada, tıpta, özellikle kanser tedavisinde kullanılan parçacık hızlandırıcıların kullanıldığı sistemler ile bunların çalışma prensipleri derlenmiştir.

2019, 65 SAYFA

ANAHTAR KELİMELEER: Parçacık hızlandırıcılar, Radyoloji, X-ışınları, Lineer hızlandırıcılar, Radyoterapi tedavi çeşitleri.

ABSTRACT

MASTER THESIS

PARTICLE ACCELERATORS USED IN RADIOTHERAPY

AYŞE AYDIN

**TOKAT GAZIOSMANPASA UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES**

DEPARTMENT OF PHYSICS

SUPERVISOR: ASSOC. PROF. DR. MUSTAFA NUMAN BAKIRCI

Although particle accelerators seem to have been developed for physics research, they are increasingly used in different areas, e.g., medicine, industry, agriculture etc. Since the advent of x-rays, accelerators have played an important role in imaging and radiotherapy throughout the world. In radiotherapy, accelerators are used in a wide range of different devices integrated. An accelerator accelerate both electrons and protons and can be applied remotely to areas to be treated in cancer treatments. The aim of the treatment techniques used in radiotherapy is to provide maximum protection of intact tissues and critical organs while delivering homogeneous doses focused on small target volumes. In this study, systems using particle accelerators used in medicine, especially in cancer treatment and their working principles have been reviewed.

2019,65 PAGES

KEYWORDS: Particle accelerators, Radiology, X-Rays, Linear Accelerators, Radiotherapy treatment types.

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez çalışmam süresince karşılaştığım zorlukların çözümlenmesinde değerli bilgilerini ve tecrübeleri ile maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen kıymetli danışman hocam Doç.Dr. Mustafa.Numan BAKIRCI ve ailesine teşekkürlerimi borç bilirim. Tezime son halini verirken değerli fikirlerinden yararlandığım Prof. Dr. Erhan ESER ve Doç. Dr. Hüseyin TOPAKLI' ya ayrıca teşekkür ederim. Lisans ve Yüksek lisans eğitimim boyunca ihtiyacım olan her türlü bilgiyicömertçe sağlayan Gaziosmanpaşa Üniversitesi Fizik Bölümü'nün değerli öğretim elemanlarına sonsuz teşekkür ederim.

Beni bugüne getiren, eğitim hayatım boyunca aldığım kararları destekleyen ve teşviklerini biran bile esirgemeyen biricik aileme sonsuz saygı ve sevgilerimi sunarım. Tez yazmamam da bana yardımlarını biran bile esirgemeyen kıymetli ablam teşekkür ederim.

AYŞE AYDIN

5 Ağustos 2019

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET	I
ABSTRACT.....	I
ÖNSÖZ	II
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	V
ŞEKİL LİSTESİ.....	İX
ÇİZELGE LİSTESİ.....	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Radyasyon Nedir?.....	3
2.2. İyonlaştırıcı Radyasyon.....	4
2.2.1. Parçacık tipi iyonlaştırıcı radyasyon	4
2.2.2. Dalga tipi iyonlaştırıcı radyasyon	6
2.3. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon	9
2.3.1. Dalga tipi iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar.....	9
2.4. Radyasyonun madde ile etkileşmesi.....	10
2.4.1. Yüklü parçacıklar	10
2.4.2. Yüksüz parçacıklar	17
2.5. Radyasyon birimleri	22
2.6. Radyoloji.....	24
2.6.1. Radyodiyognastik.....	24
2.6.2. Radyoterapi	25
2.7. Radyolojinin Sağlık Hizmetlerindeki Yeri Ve Önemi	25
2.7.1. Radyolojinin tanısal alandaki yeri ve önemi	25
2.7.2. Radyolojinin radyoterapi alanındaki yeri ve önemi	26

3. MATERYAL VE YÖNTEM	27
3.1. Parçacık Hızlandırıcılar ve Elektromanyetik Radyasyon	27
3.1.1. Parçacık Hızlandırmanın Temeli.....	30
3.2. Parçacık Hızlandırıcı Türleri	31
3.2.1. Elektrostatik hızlandırıcılar	31
3.2.2. Radyo frekanslı hızlandırıcılar (RF)	35
3.3. Parçacık Hızlandırıcıların Kullanım Alanları	43
3.4. Radyoterapide kullanılan radyasyonlar	44
3.5. Radyoterapi Ve Hızlandırıcı Kullanılan Radyoterapi Cihazları	45
3.6. Eksternal Tedavi (Uzak Mesafeden Tedavi).....	45
3.7. Brakiterapi (Yakın Mesafeden Tedavi).....	46
3.7.1. İnterstisyel tedavi	47
3.7.2. İnterkaviter tedavi	48
3.7.3. Kontak (temas) radyoterapi.....	49
3.8. Sistemik Selektif Radyoterapi	49
3.9. Hipertermik Radyoterapi ve Cihazları.....	49
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	50
4.1. Hızlandırıcıların Kullanıldığı Radyoterapi Teknikleri.....	50
4.1.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi	50
4.1.2. Stereotaktik radyoterapi	50
4.1.3. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT).....	52
4.1.4. Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT).....	54
4.2. Türkiye’deki Hızlandırıcı Merkezleri.....	55
4.2.1. Türkiye Atom Enerji Kurumu proton hızlandırıcısı (TAEK) (PHT).....	55
4.2.2. Türk hızlandırıcı merkezi (THM)	57
4.3. Türkiye’deki radyoterapi merkezleri	58
5. SONUÇ	61
6. KAYNAKLAR	63
7. ÖZGEÇMİŞ	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler	Açıklama
Sv	Sievert
Gy	Gray
Bq	Becquerel
Ci	Curie
C/Kg	Coulomb/Kilogram
R	Röntgen
TV	Televizyon
kV	Kilo volt
eV	Elektro volt
keV	Kilo elektro volt
MeV	Mega elektron volt
GeV	Giga elektro volt
TeV	Teraelektronvolt
kHz	Kilohertz
GHz	Gigahertz
°C	Santigrat
cm	Santimetre
cm²	Santimetre kare
mm²	Milimetre kare
mm	Milimetre
mA	Mili amper
kv	Tüpün anoduna uygulanan yüksek gerilim
Z	Atom numarası

\AA	Angstrom
β^+	Pozitron
β^-	Negatron
V	Hızı
M	Kütle
γ	Gama
α	Alfa
β	Beta
R	Yarıçap
AC	Alternatif akım
eU ₀	Elektrotun potansiyel farkı
U ₀	Potansiyel farkı
V ₀	Maksimum gerilim
Li	Lityum
He	Helyum
p	Proton
ΔV	Toplam potansiyel gerilim
KE	Kinetik enerji
F	Kuvvet
E	Elektrik alan
B	Manyetik alan
q	Parçacığın elektriksel yükü
\mathfrak{v}	Parçacığın ani hızı
c	Işık hızı
t	Zaman

Kısaltmalar	Açıklama
BT	Bilgisayarlı tomografi
PET	Pozitron emisyon tomografi
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
RF	Radyo frekansı
CERN	Avrupa nükleer araştırma merkezi
LHC	Large Hadron Collider-(Büyük hadron Çarpıştırıcısı)
CM	Compact Muon Selenoid
SLAC	Stanford Doğrusal Hızlandırıcı Merkezi
DESY	Deutsches Elektronen-Synchrotron
FNAL	Fermilab
FCC	Future Circular Collider
CLIC	Compact Linear Collider
Eko	Ses ötesi
US	Ultrason
EY	Elektron yönetici
ICRU	Uluslararası radyasyon birimleri komitesi
Rad	Radyasyon absorplama dozu
Rem	İnsan eşdeğer dozu
RBE	Rölatif biyolojik etkenlik
RHIC	Görelî ağır iyon çarpıştırıcısı
IGRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
VMAT	Volumetrik Ark Terapisi
TARLA	Turkish Accelerator and Radiaton Laboratory in Ankara
TAEK	Türkiye Atom Enerji Kurumu Proton Hızlandırıcısı

SEL

Serbest Elektron Lazeri

PHT

Proton Hızlandırıcı Tesisi

Ar-Ge

Araştırma ve Deneysel Geliştirme



ŞEKİL LİSTESİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1. X-ışınları oluşumu	7
Şekil 2.2. Bremsstrahlung olayı	8
Şekil 2.3. Karakteristik x-ışını yayınlanması olayı	8
Şekil 2.4. Atomun yüklü bir parçacık tarafından iyonlaştırılması	11
Şekil 2.5. Cherenkov radyasyonunda parçacık aynı ortamdaki ışık hızından daha hızlı hareket ettiğindeki elektromanyetik bir şok dalgası görünümü	12
Şekil 2.6. Cherenkov radyasyonu ile parçacık tanımlanması	13
Şekil 2.7. Kinetik enerjiye göre durdurma gücünün değişim grafiği	14
Şekil 2.8. Parçacık tanımlamada durdurma gücü- momentum grafiğinin kullanılması.....	15
Şekil 2.9. Helyum ve Neon iyonlarının birim uzunluk başına enerji kaybının su içerisindeki yollarına göre değişimi.....	16
Şekil 2.10. Alfa ve Beta parçacıklarının madde içinde izledikleri yol	16
Şekil 2.11. Fotoelektrik olay.....	18
Şekil 2.12. Compton saçılması.....	19
Şekil 2.13. Çift oluşum.....	20
Şekil 2.14. Kohorent saçılma diyagramı.....	21
Şekil 3.1. Parçacık hızlandırıcıların tarihsel gelişimi	29
..	
Şekil 3.2. Hareket halindeki EM dalgaının yolu üzerindeki parçacıkların sürüklenmesi	31
Şekil 3.3. Paralel levhalardan yapılan basit bir parçacık hızlandırıcısı.....	32
Şekil 3.4.Cockroft-Walton hızlandırıcısının şeması.....	33
Şekil 3.5. Van de Graaff jeneratörü	34

Şekil 3.6. Wideröe lineer hızlandırıcısı	36
Şekil 3.7. Stanford’da bulunan 32 Gev’lik lineer hızlandırıcı 1940 yılından sonra yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirildi.....	36
Şekil 3.8. Medikal Lineer hızlandırıcı sisteminin gösterimi	37
Şekil 3.9. Medikal lineer hızlandırıcı kafa yapısı: a) X-ışını ışınlanma durumu, b) Elektron ışınlanma durumu.....	38
Şekil 3.10. Hedef hacim şematik gösterimi.....	39
Şekil 3.11. Siklotron hızlandırıcının ana elemanları	40
Şekil 3.12. Mikrotronda elektronun hızlandırılması şeması	40
Şekil 3.13. Mikrotron şeması	41
Şekil 3.14. Betatronun kesit görüntüsü.....	42
Şekil 3.15. Sinkrotronun temel yapısı	43
.....	
Şekil 3.16. Co-60 kaynağı	46
Şekil 3.17. Doku içine brakiterapi	47
Şekil 3.18. Rahim ağzı kullanılan aletler	48
Şekil 4.1. Cyberknife cihazı	51
Şekil 4.2. IMRT’ nin riskli organların koruma alanının şeması	52
Şekil 4.3. IMRT ‘nin tedavi hazırlık aşamaları	53
Şekil 4.4. Hasta yatağı spiral olarak hareketi	53
.....	
Şekil 4.5. Elekta Synergy IGRT cihaz	55
Şekil 4.6. TAEK Proton hızlandırıcı tesisi	56
Şekil 4.7. Türk hızlandırıcı merkezi planı	58
Şekil 4.8. Radyoterapi cihazlarının illere göre dağılımı	60

ÇİZELGE LİSTESİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1.Radyasyon ölçü birimleri	22
Çizelge 3.1. Parçacık hızlandırıcıların özellikleri	35
Çizelge 3.2. Parçacıkların kullanım alanları	43
Çizelge 4.1. Küresel yıllık yeni kanser yükü tahmini	58
Çizelge 4.2. Bazı ülkelerin bir milyon nüfusa düşen MV radyoterapi aygıt sayıları	67
Çizelge 4.3. Radyoterapi cihazları bakımından Türkiye'deki mevcut durum.....	68

1. GİRİŞ

Fizikte yapılan buluşlar, bilimsel çalışmalar, insan yaşamını ilgilendiren birçok alanda çok önemi yeniliklere yol açmıştır. Bu yenilikler özellikle tıp alanında kullanılan teşhis ve tedavideki teknolojik gelişmeleri de beraberinde getirmiştir. X-ışınlarının keşfiyle başlayan “görünmeyen” macerası, günümüzde tıpta, özellikle kanser teşhis ve tedavisinde çok geniş bir yelpazede devam etmektedir.

Parçacık hızlandırıcılarının günümüzde özellikle insan yaşamını etkileyen hastalıkların tedavi ve görüntüleme önemi büyüktür. Dünyada yaklaşık 38.000 hızlandırıcı olduğu tahmin edilmektedir. Bu hızlandırıcıların %44’ü radyoterapide %41’i iyon yerleştirmede, %9’u sanayide, %4’ü biyomedikal ve %1’i ise 1GeV’lik enerjili araştırmalarda kullanılır. Parçacık hızlandırıcılarının bir çeşidi olan lineer (doğrusal) hızlandırıcılar günümüzde tıpta bir çok cihazın temel bileşenlerinden biridir. Lineer hızlandırıcılar farklı enerjilerdeki x-ışınlarının ve elektronların kullanılmasına imkan veren, bilgisayar kontrollü çalışan cihazlardır. Medikal alanda ilk kullanılan lineer hızlandırıcı 1952’de Londra’daki Hammersmith hastanesinde kurulmuştur. Bu cihazla ilk tedavi 1953’de 8MeV’luk x-ışını kullanılarak yapılmıştır. Lineer hızlandırıcıların foton enerjileri 6 ile 25 MeV arasında değişen enerjilerde kullanılır. Elektron enerjileri genellikle 9 kademeli olabilir. Bunlar 4, 6, 8, 10, 12, 15, 18, 20, 22 MeV olarak kullanılır. Tedavilerde genellikle 6 ile 15 ya da 6 ile 8MeV arasında kullanımı yaygındır. Radyoterapide iyonlaştırıcı radyasyonların etkisine dayalı olarak kullanılan tedavi yöntemlerinde kullanılır. Bu iyonlaştırıcı radyasyonlar, alfa, beta, elektron demeti ve x-ışınları şeklinde olmaktadır. İyonlaştırıcı radyasyondan yararlanılarak hastalıklı hücrelerin çoğalmasını ve vücutta yayılmasını önlemek için bu hastalıklı hücrelerin yok edilmesiyle sağlam dokuların korunması sağlanır. Bu tür tedavi yöntemiyle birçok kanserli hastaların tedavisinde olumlu sonuçlar alındığı gibi hastanın yaşam kalitesini de artırır. Son yıllarda görüntüleme robotik cerrahi sistemleri geliştirilmiştir. Yüksek enerjili radyasyon kaynağından çıkan ışın hüzmelerinin kullanılması tekniğini birleştiren bir yöntemdir.

Tezin bundan sonraki bölümlerinde, parçacıkların madde ile etkileşmesi, parçacık hızlandırıcıları, radyotreapi teknikleri hakkında temel bilgiler verildikten sonra, parçacık hızlandırıcıların kullanıldığı tıbbi cihazlar ve çalışma prensipleri, Türkiye'deki ve dünyadaki parçacık hızlandırıcıların durumu tartışılmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon Nedir?

Radyasyon, bir kaynaktan yayılan, boşlukta yol alan veya madde içerisine nüfuz edebilen, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçiminde enerji yayımı ya da aktarımıdır. Radyasyon, ışık, radyo dalgaları ve mikrodalgalar vb. iyonlaşmaya neden olmayan dalgalar ile iyonlaşmaya neden olan, alfa, beta, nötron ve elektron demeti gibi parçacıklar ile gamma ve x-ışınları gibi foton yapısındaki elektromanyetik dalgaları kapsar.

Atom çekirdeklerindeki rastgele bozunumlara radyoaktivite, iyonlaşmaya neden olan radyasyon yayan kararsız elementlere ise radyonüklid adı verilir..Alfa, beta (pozitron ve elektron), nötron ve gamma ışınları, uranyum, toryum ve aktinyum gibi radyoaktif maddelerin parçalanma ürünleri parçacık radyasyonları olarak adlandırılır. Gama, kütlesi olmadığından parçacık yapısında değil, dalga türü enerji (elektromanyetik dalga) yapısındadır.

Parçacık radyasyonları sahip oldukları hız ve kütlelerinden dolayı kinetik enerjiye sahiptirler. Yüklü olanlar elektrik ve manyetik alandan etkilenirler (Çobanoğlu, 2011).

İnsanlar günlük hayatta doğal radyasyon kaynaklarına maruz kaldıkları gibi insan yapımı radyasyon kaynaklarından yayımlanan radyasyona da maruz kalırlar. Toprak, su ve havada bulunan 60'dan fazla doğal radyasyon kaynağı vardır. Örneğin kaya ve topraktan doğal olarak yayımlanan radon gazı doğal radyasyonun başlıca kaynağıdır. İnsanların maruz kaldığı doğal radyasyonun bir diğer kaynağı da uzaydan gelen kozmik ışınlardır.

İnsan yapımı radyasyon kaynakları ise nükleer santraller, tıpta tanı ve tedavide kullanılan radyasyon, örn: x-ışınları, gibi kaynaklardır.

2.2. İyonlaştırıcı Radyasyon

İyonlaştırıcı radyasyonlar, madde ile etkileştiğinde atomlardan elektron koparan, yani iyonlaşmaya neden olan radyasyonlardır. Bu tür radyasyonlar madde yapısında olabildiği gibi, foton (enerji paketçığı) yapısında ve elektromanyetik dalga türünde olabilir.

2.2.1. Parçacık tipi iyonlaştırıcı radyasyon

Alfa, beta (pozitron ve elektron) ve nötron parçacıkları, hızlandırıcı sistemlerde enerji kazandırılan elektron demeti, madde yapısındaki iyonlaştırıcı karakterlerde radyasyonların başlıcalarıdır.

Bu ışıklardan alfa ışınları (+) , beta ışınlarından pozitron (+), elektron ise (-) yüklüdür. Nötronlar yüksüz ve elektron demeti ise (-) yüklü iyonlaştırıcı radyasyonlardır.

Alfa (α) Parçacıkları

1997 yılında Ernest RUTHERFORD uranyum elementleri üzerinde araştırma sırasında uranyum elementini alfa ve beta ışını yaydığını ve alfa ışınlarının varlığını ortaya koymuştur. Bir alfa parçacığı 2 proton ve 2 nötrondan oluşur. Bir alfa parçacığına helyum çekirdeği diyebiliriz. Bir X çekirdeğinin bir alfa bozunumu yaptığında aşağıdaki gibi olur.



Alfa ışınları (+) yüklü olduklarında manyetik alanlarda (-) kutba doğru saparlar. Alfa parçacıklarının enerjileri genellikle 4-9 MeV arasındadır. İyonlayıcı etkiye sahip olduklarından, biyolojik etkileri vardır. Kütlesi etkisi nedeniyle biyolojik etkileri önemli hasarlara yol açabilir. Özellikle solunum ve sindirim yoluyla alınan alfa parçacıkları çok tehlike yaratabilir. (Çobanoğlu, 2011)

Beta(β) Parçacıkları

1897 yılında Ernest RUTHERFORD tarafından beta ışınları da alfa ışınlarının saptandığı sırada bulunmuştur. Radyoaktif elementlerin çekirdeklerindeki nötron veya proton fazlalığından dolayı salınan (-) veya (+) yüklü parçacıklardır.

- Çekirdekteki nötron fazlalığı nedeniyle salınan (-) yüklü beta parçacıklarına “negatron” (β^-) denir. Negatronlar, çekirdekteki nötron fazlalığı olan çekirdeklerde protona dönüşmesi sırasında salınır. Çekirdekten negatrona salınımıyla radyoaktif elementin atom numarası (Z) bir artarken, atom ağırlığı değişmez. (2.4)
- Çekirdekteki proton fazlalığı nedeniyle salınan (+) yüklü beta parçacıklarına “pozitron” (β^+) denir. Pozitronlar, proton fazlalığı olan çekirdeklerde protonların nötrona dönüşmesi sırasında salınır. Çekirdekten pozitron salınımıyla radyoaktif elementin atom numarası (Z) bir azalırken, atom ağırlığı değişmez. Pozitif yüklü beta ışınları (β^+) negatif yüklü kutba doğru saparlar. (2.5)



Pozitronlar nükleer tıp alanında PET (Pozitron Emisyon Tomografisi) cihazlarıyla nükleer taramalar da önem taşır. PET cihazlarıyla yapılan taramalarda yararlanılan pozitronlar “ siklotron” dairesel hızlandırıcıda üretilir.

Pozitronlar, taranacak bölgedeki dokuların yörünge elektronlarıyla etkileştiğinde, her iki maddenin de kütlesi yok olarak, pozitron ve elektronun kütlesine eş değer gamma ışını yapısında enerji salımı gerçekleşir. Bu olaya annihilasyon (çift yok olma) denir. Annihilasyon sonucu birbirine zıt yönde salınan 511 keV enerjili gamma fotonları kullanılarak, PET cihazlarıyla radyonükleid tarama (moleküller görüntüleme) yapılır.

Beta parçacıkları hafif olduklarından, önlerine çıkan gaz moleküllerine çarpışmasıyla hızları ve yönleri değişir. Bu nedenle alfa parçacıkları gibi düz değil zikzaklıdır. Ancak, çok hızlı beta parçacıkları düz istikamette gidebilir.

Nötronlar

1932 yılında İngiliz Fizikçi James Chadwick tarafından, berilyum çekirdeklerinin alfa parçacıklarıyla bombardıman sonucu nötron keşfedilmiştir. Nötron, çekirdeğinde birden fazla proton bulunan atomlarda yer aldığından hidrojen atomunda nötron bulunmaz. Nötron parçacıkları insan dokusuna girebilmekte ve nötron radyasyonu ile dokularda oluşan protonlar güçlü bir iyonizasyona neden olabilir. Nötronların madde ile etkileşimi ile oluşan, alfa, beta, gamma veya x- ışınları iyonlaştırıcı karakter taşıdığından, iyonlaştırıcı etki bu tür radyasyonlardan kaynaklanmaktadır.

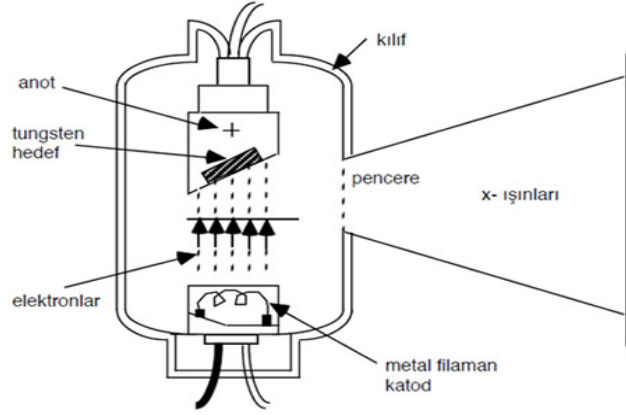
2.2.2. Dalga tipi iyonlaştırıcı radyasyon

Gamma ışınları, x- ışınları (röntgen ışınları) ve ultraviyole ışınları iyonlaştırıcı karakterlerde ışınlar olup yüksüzdürler. İyonlaştırıcı karakterlerdeki ışınlar katı, sıvı ve gaz maddeleri iyonlaştırır. İyonlaştırıcı karaktere sahip ışınlardan hem tıbbi görüntüleme, hem de radyoterapi amacıyla yararlanılmaktadır. İyonlaştırıcı karaktere sahip ışınlar canlı organizmalar üzerinde somatik ve genetik çeşitli biyolojik etkilerde bulunur. Bu nedenle; gerek tanıs ve gerekse tedavi amaçlı radyasyon uygulamalarında iyonlaştırıcı karakterli ışınlardan korunulmalıdır (Kumaş, 2009).

X-ışınları, 1995 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. Elektromanyetik tayfta gamma ışınlarıyla ultraviyole ışınları arasında yer alan iyonlaştırıcı karaktere sahip, yüksek enerjili foton yapısında dalga türü radyasyonlardır. (Kumaş,2009)

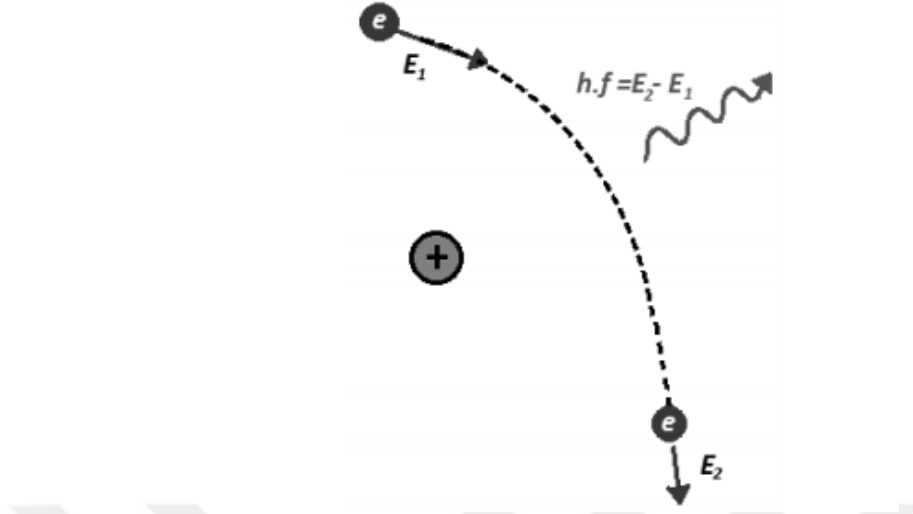
X-ışını havası boşaltılmış bir tüp içinde ısıtılan katottan çıkan elektronların yüksek voltaj ile hızlandırılarak yüksek atom numaralı anot metaline çarptırılması sonucu

oluşur (Şekil 2.1). X-ışınları, ışık ışınlarıyla aynı özelliği gösterir, fakat frekansları daha büyük olan elektromanyetik ışımalardır. Dalga boyu 10 ile 0,01 nm aralığında veya buna karşılık gelen 0.125 ile 125 keV enerji aralığında olan elektromanyetik dalgalar ya da foton demetidir. X-ışınları iki şekilde elde edilir. Bunlar; Bremsstrahlung (frenleme) ve karakteristik X- ışınlardır.



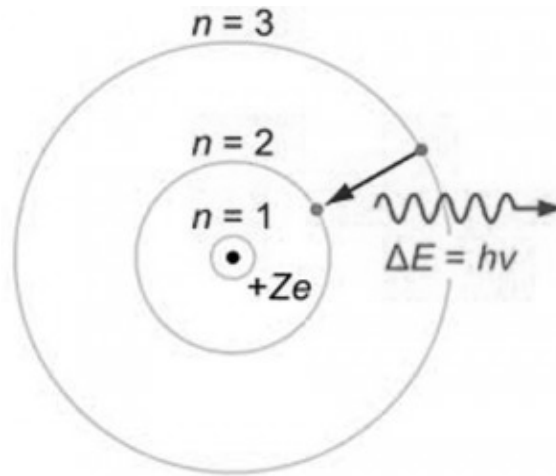
Şekil 2.1. X-ışınları oluşumu (Anonim,2019)

Bremsstrahlung, diğer adıyla frenleme radyasyonu olayında, gelen elektron hedef atomun çekirdeğinin yakınından geçerken çekim kuvvetinin etkisi ile saparak veya yavaşlayarak enerjisinin bir kısmını ya da tamamını kaybeder. Bu kaybedilen enerji x-ışını olarak yayınlanır. Bu olay sonucunda Bremsstrahlung olayı meydana gelmiş olur (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Bremsstrahlung olayı (Lowenthal, 2001)

Karakteristik x-ışını yayınlanması olayında ise, hedef maddeye ulaşan yüksek hızlı elektron, hedef maddede etkileştiği atomun yörüngesindeki bir elektronu koparır. Elektronun koptuğu yörüngedeki boşluğu daha üst yörüngeden gelen bir elektron doldurur ve bu iki yörüngedeki enerji farkı kadar bir foton yayımlanır. Bu yolla oluşan ışınlar karakteristik x-ışını denir (Şekil 2.3.). Her bir elementin kendine özgü karakteristik x-ışını dalga boyu vardır.



Şekil 2.3. Karakteristik x-ışını yayınlanması olayı (Anonim,2019)

Gamma ışınları, diğer elektromanyetik ışınlar arasında, en yüksek frekansta ve en düşük dalga boyuna sahiptir. Taşıdıkları enerji nedeniyle canlı hücrelere önemli zarar verebilir. Gamma ve x -ışınlarının alfa ve beta parçacıklarına göre madde içine girebilmeleri daha fazladır, iyonlaşmaya sebep olma etkileri ise çok azdır. İyonize etme gücünün az olması kalın cisimlerden rahatça geçmesini sağlar. Gamma ışını birkaç santim kurşun tuğlalar ile belli bir kısmı durdurulabilir. Yüksüz olduklarından elektrik ve manyetik alanda etkilenmezler. Kobalt-60'ın yaydığı gamma ışınları ve lineer hızlandırıcı x -ışınlarına dönüşerek kanser tedavisinde kullanılır.

2.3. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon

İyonlaştırıcı etkisi olmayan radyasyonlar madde ile etkileştiğinde atomlardan elektron koparmazlar, yani iyonlaşmaya neden olmazlar. Bu tür radyasyonlar uzun dalga boylu düşük enerjili elektromanyetik dalgalardır.

2.3.1. Dalga tipi iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar

Işık spektrumunu oluşturan elektromanyetik dalgalar (renkler) ile kızılötesi bölgede yer alan elektromanyetik dalgalar (kızılötesi ışınlar, mikrodalgalar, radar dalgaları, , TV dalgaları, radyo dalgaları ve elektrik dalgaları) iyonlaştırıcı karakter taşımadığından, iyonlaştırıcı radyasyonlar gösterdiği biyolojik etkiyi göstermezler. Ancak, “yüksek frekanslı ışık” anlamındaki lazer ışınları organizma üzerinde zararlı etkilerde bulunabilir. İyonlayıcı karaktere sahip olmayan ışık dalgalarıyla transillüminasyon (diyafanografi), ısı dalgalarıyla termografi, radyo frekans dalgalarla manyetik rezonans (MR) ve ses dalgalarıyla ise ultrason görüntüleme yöntemleri geliştirilmiştir. (Kumaş, 2009)

2.4. Radyasyonun madde ile etkileşmesi

Radyasyon, madde içinde etkileşimi ile varlanır. Nükleer ve parçacık çarpışmalarının, bozunumların araştırılması, böyle etkileşme ürünlerinin ölçülmesi, algıçlara bağlıdır. Radyasyonun türüne, enerjisine ve malzeme türüne bağlı olarak, atomlarla veya çekirdeklerle ya da kendi bileşenleriyle reaksiyona girmeleri radyasyonun madde ile etkileşmesi olarak adlandırılır ve bu etkileşmeler sonucunda enerji kaybeder. Radyasyon tarafından kaybedilen enerji ortam tarafından soğrulur.

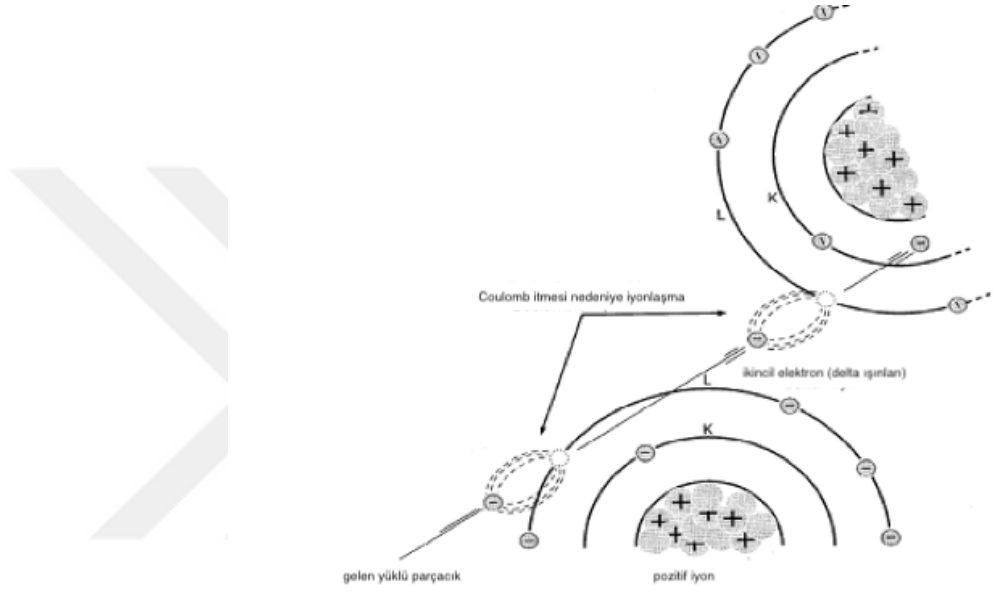
Radyasyonun varlığı, algıç maddesi ile etkileşimiyle başlar ve bu etkileşim çeşitli sinyallere çevrilerek duyu organlarımızla algılayabileceğimiz formlara dönüştürülür. Algıçla etkileşen parçacıklar, ağır yüklü parçacıklar, hafif yüklü parçacıklar, fotonlar ve nötronlar olarak sınıflandırılabilir. Parçacığın türüne göre, radyasyon madde içerisinden geçerken, elektronlarla veya çekirdeklerle inelastik veya elastik çarpışmalar ile enerji kaybederler veya yörüngelerinden saparlar. Etkileşme gösteren parçacığın çeşidine ve enerjisine bağlı olduğu gibi etkileşime girdiği ortamın atomunun proton sayısına ve yoğunluğuna bağlı olarak değişir. Dolayısıyla, yüklü ve yüksüz parçacıkların madde ile etkileşmesi ayrı ayrı ele alınmalıdır.

2.4.1. Yüklü parçacıklar

Yüklü parçacıklar madde ile etkileştiklerinde başlangıçtaki enerjileri, madde içinde bıraktıkları enerjinin ölçülmesiyle belirlenir. Yüklü parçacıklar madde içinden geçerken çekirdek ile esnek saçılma sonucu geliş doğrultusundan sapabildikleri gibi elektronlarla esnek olmayan çarpışmalarla enerji kaybedebilirler. Bu çarpışma ve saçılmalar madde içerisinde birim uzunlukta bir çok defa meydana gelir. Bu olayların haricinde Cherenkov radyasyonu, nükleer reaksiyonlar, transfer radyasyonu ve Bremsstrahlung etkileşmelerde görülebilir. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimini incelerken yüklü parçacıkları hafif yüklü parçacıklar (e , e^+) ve ağır yüklü parçacıklar (muon, pion, proton, alfa ve diğer ağır çekirdekler) diye iki gruba ayrılabilir.

Ağır yüklü parçacıklar

Esnek olmayan çarpışmalar ağır yüklü bir parçacıkların madde içerisinde geçerken enerji kaybetmelerine neden olur. Bu, ağır yüklü parçacıkların bir maddesel ortama girdiklerinde, ortamdaki atomların yörünge elektronları ile Coulomb kuvveti ile etkileşmesinin bir sonucudur. Bu etkileşmeler sonucunda ağır yüklü parçacıkların sahip oldukları enerji, madde atomlarını iyonlaştırmak için maddeye aktarılır (Şekil 2.4.)



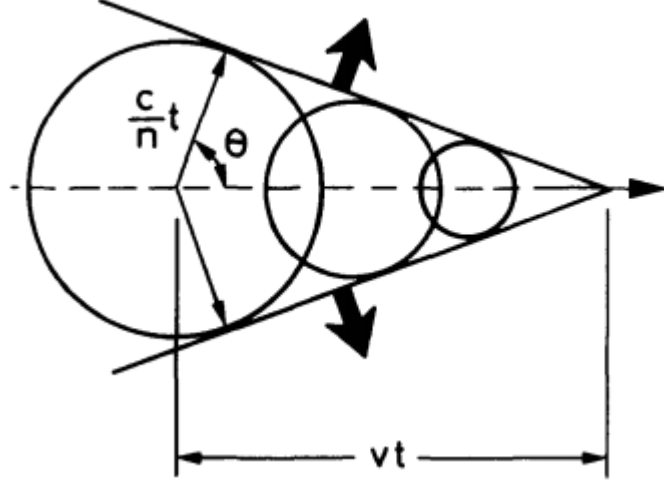
Şekil 2.4. Atomun yüklü bir parçacık tarafından iyonlaştırılması (Şahin,2014)

Yüklü parçacık, enerjisinin tamamını kaybedip duruncaya kadar elektronlar ile çarpışarak enerji kaybederler. Bu enerji, toplam enerjinin küçük bir kısmına karşılık geleceğinden ağır yüklü parçacıkların yörüngelerinden sapmasında çok etkili değildir. Atomik elektronlar ağır yüklü parçacıkların çarpışmaları sonucu birçok iyon çifti meydana gelir. Ağır yüklü parçacıkların enerjileri iyonlaşma için yeteri kadar büyük değilse atomik elektronlarda iyonlaşma yerine uyarılmaya yol açarlar.

Cherenkov Radyasyonu

Ağır yüklü parçacıklar Coulomb etkileşmesi ile maddesel ortamı oluşturan atomların çekirdeklerinden esnek saçılmaya maruz kalabilirler. Bu durumda ağır yüklü parçacıklar yön değiştirirler.

Maddesel bir ortamda hareket eden yüklü bir parçacık, ışığın aynı ortamdaki hızından daha büyük bir hızla hareket ettiğinde Cherenkov radyasyonu adı verilen bir radyasyon yayınlanır. Bu durumda bir elektromanyetik şok dalgası oluşur (Şekil 2.5).

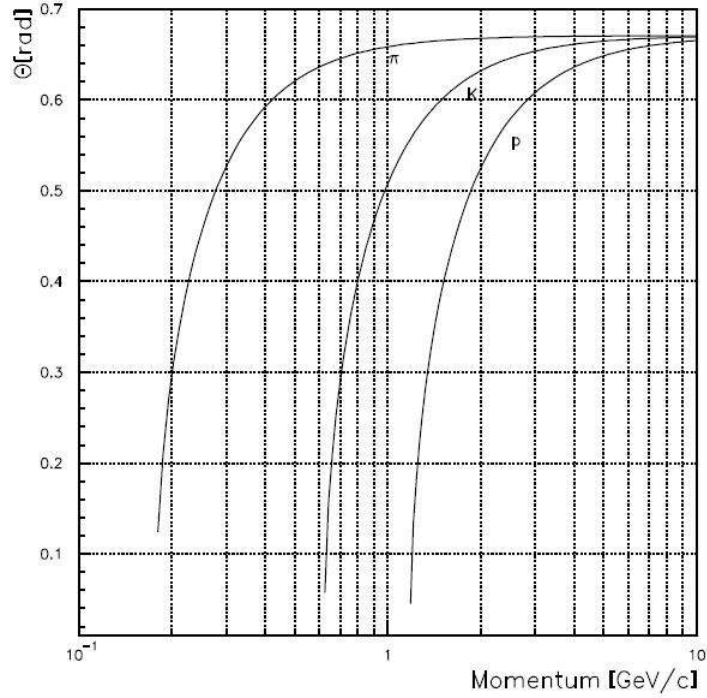


Şekil 2.5. Cherenkov radyasyonunda parçacık aynı ortamdaki ışık hızından daha hızlı hareket ettiğindeki elektromanyetik bir şok dalgası görünümü (Leo,1994)

Cherenkov radyasyonu ışımanın olup olmaması ya da parçacık tanımlama sistemlerinde sıkça kullanılır. Kanonik şekle sahip eşvrelili dalga cephesini bir θ tepe açısı ile yayınlanır:

$$\cos\theta_c = \frac{1}{\beta n} \text{ burada } \beta c = v = c/n \quad (2.6)$$

Parçacığın momentumunun ve Cherenkov radyasyonunun yayınlanma açısının birleştirilmiş grafiği parçacığın tanımlanmasında kullanılır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Cherenkov radyasyonu ile parçacık tanımlanması (Şahin, 2014)

Parçacıkların madde içerisinde geçerken kaybettiği enerjinin, doğru kuantum mekaniksel hesaplamaları ilk kez Bethe ve Bloch tarafından formülize edilmiştir. Bethe ve Bloch hesaplamalarını parçacıklar arasındaki momentum aktarımı gerçeğini kullanarak yapmışlardır.

$$-\frac{dE}{dx}\bigg|_c = 4\pi N_a r_e^2 m_e c^2 \rho \frac{Z}{A} \frac{z^2}{\beta^2} \left[\frac{1}{2} \ln\left(\frac{2m_e \gamma^2 v^2 W_{\max}}{I^2}\right) - \beta^2 - \frac{\delta}{2} - \frac{C}{Z} \right] \quad (2.7)$$

Burada, W_{\max} , bir çarpışmada transfer edilen maksimum enerji, I , ortalama uyarılma potansiyeli, δ , yoğunluk düzeltme parametresi, C , kabuk düzeltme parametresi, Z , soğurucu maddenin atom numarası, A , soğurucu malzemenin kütle numarası, z , gelen parçacığın elektrik yükü, ρ , soğurucu malzemenin yoğunluğu, N_a , Avogadro sayısı, m_e , elektronun kütlesi ve r_e , klasik elektron yarıçapıdır. Burada, δ ve C parametreleri Bethe-Bloch formülüne yapılan düzeltmelerdir. W_{\max} ve I aşağıdaki şekilde verilir;

$$W_{\max} = \frac{2m_e (c\beta\gamma)^2}{1 + m_e / M \sqrt{1 + (\beta\gamma)^2} + (m_e / M)^2} \approx 2m_e (c\beta\gamma)^2 \quad (2.8)$$

burada M gelen parçacığın kütlesidir. Farklı materyaller için I 'nin Z 'ye göre değişimi için aşağıdaki eşitlikler elde edilmiştir.

$$\frac{I}{Z} = 12 + \frac{7}{Z} eV \quad Z < 13 \quad (2.9)$$

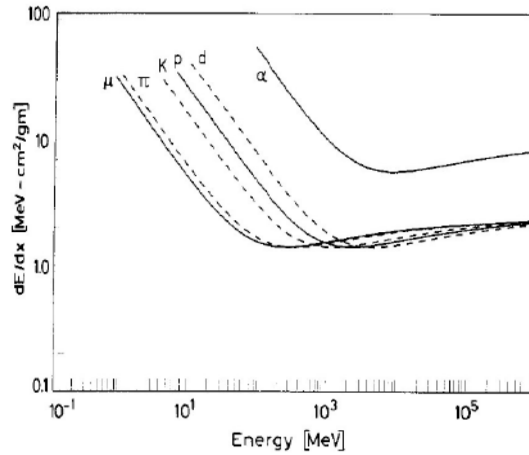
$$\frac{I}{Z} = 9.76 + 58.8Z^{-1.19} eV \quad Z > 13 \quad (2.10)$$

Maddesel bir ortamı geçerken parçacık tarafından kaybedilen enerji, parçacığın başlangıçtaki enerjisine sıkı sıkıya bağlıdır. Dolayısı ile Bethe-Bloch formülü parçacıkların ayırt edilmesinde önemli bir rol oynar. Birkaç farklı parçacık için Bethe – Bloch formülünün parçacıkların kinetik enerjinin fonksiyonu olarak enerji kaybı grafiği

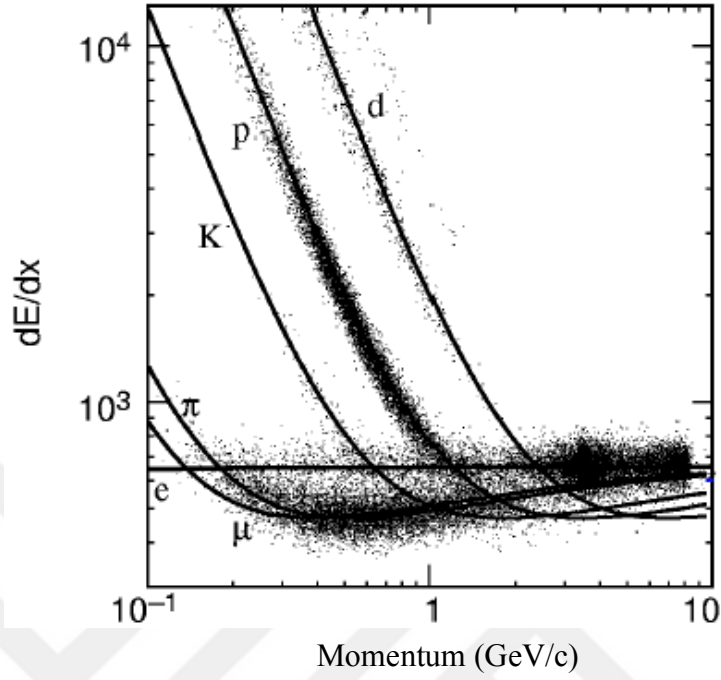
Şekil 2.7'de verilmiştir (Leo, 1994). Relativistik olmayan enerjilerde $\frac{dE}{dx}$ formülünde

$1/\beta^2$ ifadesi baskındır ve minimuma ulaşılan $v = 0.96c$ değerine kadar artan hız ile birlikte enerji kaybı azalır. Parçacıklar bu noktada minimum iyonlaştırıcı olarak bilinirler. Aynı yüke sahip aynı parçacıklar için enerji kaybı hemen hemen aynı olacaktır. Bu noktadan sonra enerji arttıkça $1/\beta^2$ hemen hemen sabit olacaktır. (Leo,

1994). Minimum iyonlaştırıcı değerden düşük değerdeki enerjilerde, $\frac{dE}{dx}$ eğrisi her parçacık için farklı olacaktır. Bu karakteristik, parçacık fiziğinde, bu enerji aralığındaki parçacıklar için parçacık tanımlanmasında kullanılır (Leo, 1994).

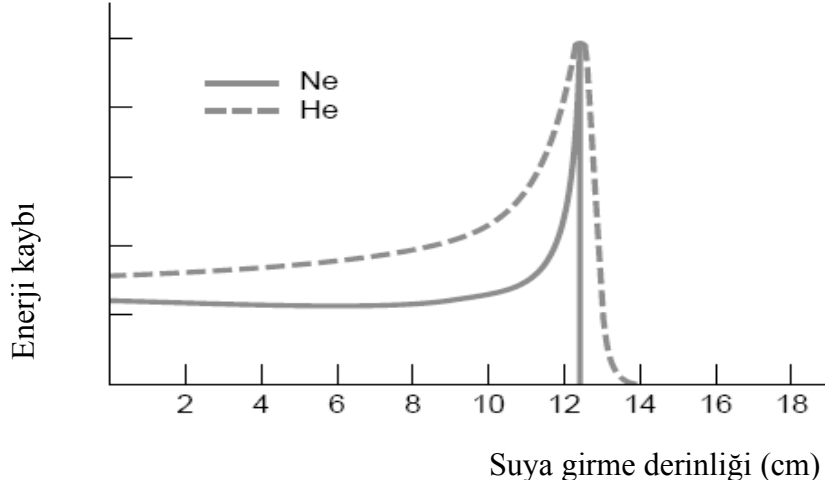


Şekil 2.7. Kinetik enerjiye göre durdurma gücünün değişim grafiği (Leo,2014)



Şekil 2.8. Parçacık tanımlamada durdurma gücü- momentum grafiğinin kullanılması (Şahin, 2014)

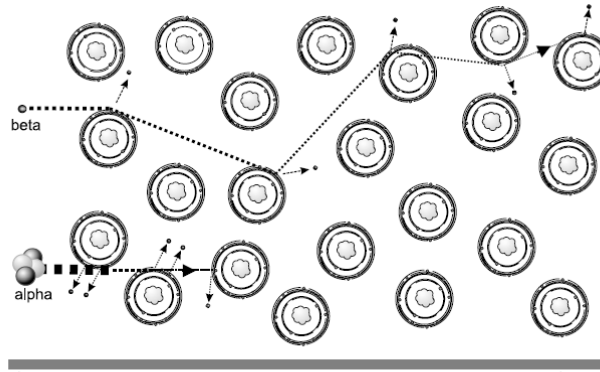
Ağır yüklü parçacıklar madde içerisinde yavaşlarken, kinetik enerjilerindeki azalmadan dolayı enerji kayıp oranı da değişiklik gösterecektir. Birim uzunluk başına kaybettiği enerji, parçacığın durmasına yakın başlangıçtaki duruma göre daha fazla olacaktır. Parçacığın yavaşladığı yol üzerindeki pozisyona göre oluşturulan iyonlaşma miktarı Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Bu Bragg eğrisi olarak adlandırılır. En sonunda, yüklü parçacık elektron yakalar ve $\frac{dE}{dx}$ aniden düşer. Bu davranış, sağlam hücrelere en az zararı verecek şekilde tümörlerin yok edilmesinde tıpta kullanılan bir radyasyon ile tedavi yönteminin temelini oluşturur.



Şekil 2.9. Helyum ve Neon iyonlarının birim uzunluk başına enerji kaybının su içerisindeki yollarına göre değişimi (Şahin, 2014)

Hafif yüklü parçacıklar

Hafif yüklü parçacıklar (elektronlar ve pozitronlar) madde içerisinde geçerken tıpkı ağır yüklü parçacıklarda olduğu gibi çarpışmalarla enerji kaybederler. Fakat burada enerji kaybı mekanizması küçük kütlelerinden dolayı, ağır yüklü parçacıklardan farklı olarak çekirdeğin elektrik alanından saçılması sonucu yörüngesinden sapan ve dolayısı ile ivmeli hareket yapan yükler nedeniyle ortaya çıkan Bremsstrahlung şeklinde olacaktır. Hafif yüklü parçacıklar maddesel ortamın atomik elektronlarıyla çarpışmalarında büyük sapmalara uğrarlar ve düzensiz yörüngeler çizerler (Şekil 2.10.).



Şekil 2.10. Alfa ve Beta parçacıklarının madde içinde izledikleri yol (Şahin,2014)

Hafif yüklü parçacıkların madde içerisinde geçerken toplam enerji kayıpları, radyasyonla ve çarpışmayla olmak üzere iki kısımdan meydana gelir;

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{Toplam} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{Rad} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{Çar} \quad (2.11)$$

Yüksek enerjili elektronlar için radyasyona enerji kaybının çarpışmaya enerji kaybına oranı;

$$\frac{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{Rad}}{\left(\frac{dE}{dx}\right)_{Çar}} = \frac{EZ}{1200m_e c^2} \quad (2.12)$$

şeklinde verilir.

2.4.2. Yüksüz parçacıklar

Foton, nötron ve nötrino gibi yüksüz parçacıklar madde içinden geçerken yüklü parçacıklarda olduğu gibi Coulomb etkileşmesine maruz kalmazlar ve herbiri maddeyle farklı şekilde etkileşirler.

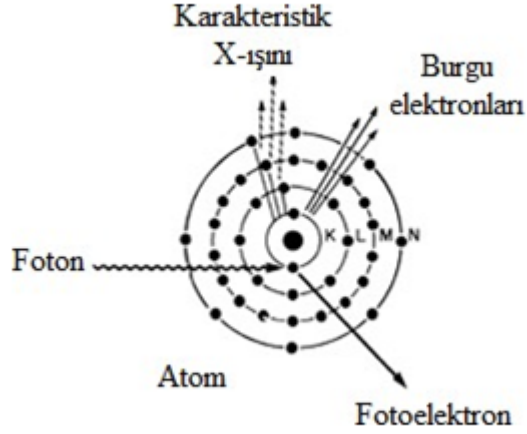
Fotonlar

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. Etkileşimde rol oynayan en önemli olaylar fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumdur. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur veya enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır ya da hiç enerji bırakmadan kendi yolundan sapar.

Fotoelektrik olay

Fotoelektrik olay, bir fotonun bir atomla etkileşerek atomdan elektron koparmasıdır. Diğer bir ifadeyle, düşük enerjili bir fotonun soğurucu ortamdaki bağlı elektron tarafından soğurularak K_e kinetik enerjisine sahip bir elektronun yayınlanmasıdır. Bu etkileşmenin K , L , M ve N kabuklarında elektronlarda gerçekleşebilir. Elektron atomdan

koparıldıktan sonra kabukta bir boşluk oluşur ve atom uyarılmış bir durumda kalır. Boşluk karakteristik x-ışını yayılımı ile birlikte daha dış bir yörünge elektronu ile doldurulur. Atom tarafından karakteristik x-ışınlarının soğurulmasıyla oluşturulan tek enerjili Auger elektronlarının yayılma olasılığı da vardır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Fotoelektrik olay (Gürsoy,2013)

I_B bir atomik elektronun serbest hale gelebilmesi için gerekli enerji, $h\nu$ gelen fotonun enerjisi, K_e kopan elektronun kinetik enerjisi olmak üzere Eşitlik 2.13 geçerli olacaktır.

$$E_\gamma = h\nu = I_B + K_e \quad (2.13)$$

Fotoelektrik olay, x-ışını enerji aralığında (keV) büyük tesir kesitine sahiptir. Bu tesir kesiti yaklaşık olarak aşağıdaki şekilde tanımlanır;

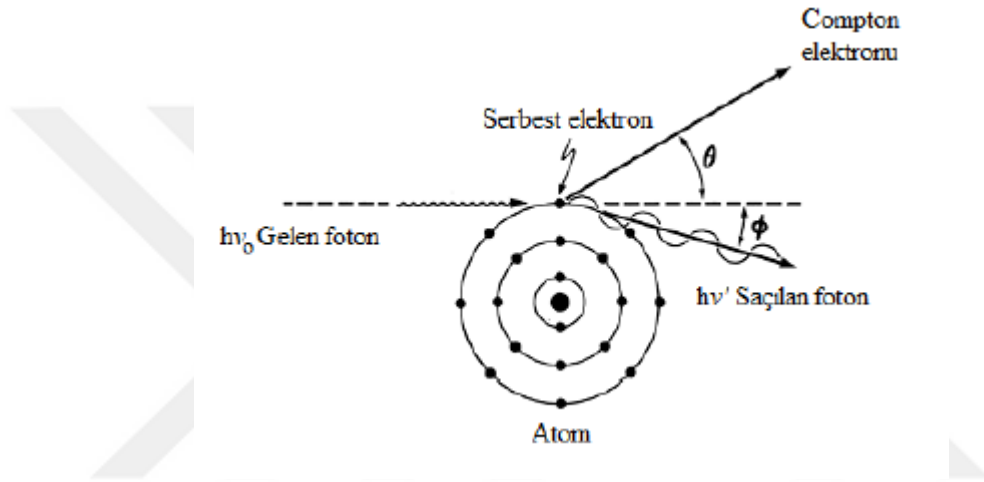
$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)^2} \quad E_\gamma < m_e c^2 \quad \text{için} \quad (2.14)$$

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)} \quad E_\gamma > m_e c^2 \quad \text{için} \quad (2.15)$$

Bu etkileşme mekanizması yüksek atom numaralı atomlar için oldukça önemlidir ve 1 MeV lik foton enerjilerinde önemini kaybetmektedir.

Compton saçılması

Compton saçılmasında foton bağ enerjisi en az olan atomun en dış yörüngesindeki elektronlardan biriyle etkileşime girer ve elektronu yörüngesinden fırlatır. Geri kalan enerjisiyle bir başka yönde yoluna devam eder. Fırlayan elektrona Compton elektronu adı verilir. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden yüksek ise, bağlanma enerjisi yok sayarak elektronu serbest olduğunu düşünülür. Gelen foton atomik bağlanma enerjisinin önemli olduğu enerjiye (100 keV altı) sahipse bu olay gerçekleşemez.(Gürsoy, 2012)



Şekil 2.12. Compton saçılması (Gürsoy, 2013)

Şekil 2.13'te görüldüğü gibi $h\nu$ enerjili bir foton, serbest bir elektron ile etkileştiğinde, foton etkileşme öncesi duruma göre daha düşük frekansta saçılmakta ve elektron etkileşme öncesi duruma göre daha büyük bir enerji ile ortamdan yayınlanmaktadır. Fotonun saçılma açısı fotondan elektrona aktarılan enerji miktarına bağlıdır. Compton saçılmasında, saçılan foton ve yayınlanan elektronun enerjileri için aşağıdaki bağıntılar geçerlidir;

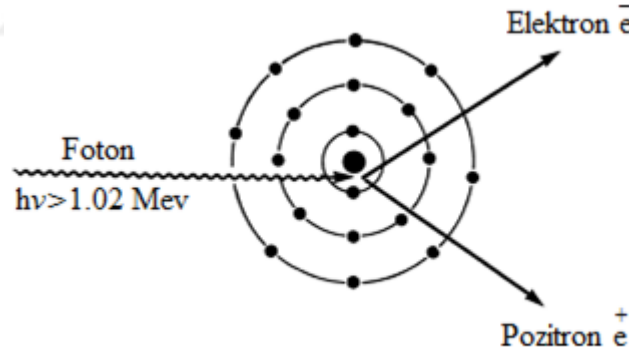
$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad \text{burada } \gamma \equiv h\nu / m_e c^2$$

$$K_e = h\nu - h\nu' = h\nu \frac{\gamma(1 - \cos\theta)}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)}$$

Compton saçılması tesir kesiti yaklaşık olarak $\sigma \approx \frac{Z}{hv}$ ile verilir. Foton enerjisinin 0.1 ile 10 MeV olduğu aralıkta ortamda enerji depolanmasında Compton saçılması baskın olur (Şahin, 2014)

Çift oluşumu

Bir foton yeterli enerjiye sahip olduğunda, madde tarafından soğurulur ve elektron ve pozitron çiftine dönüşebilir. Bu olay çift oluşumu olarak adlandırılır. Momentum korunumunu sağlamak için boşlukta meydana gelmez. Bir pozitron- elektron çifti oluşabilmesi için gelen fotonun enerjisinin en az $h\nu \approx 2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$ olması gerekir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Çift oluşum (Gürsoy, 2013)

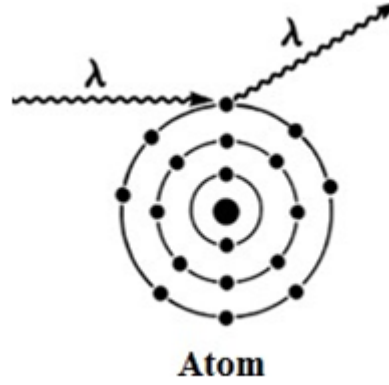
Çift oluşum tesir kesiti Z^2 ile değişir, burada Z ortamın atom numarasıdır. Çift oluşum eşikten hızlıca yükselir ve foton enerjilerinin 10 MeV den büyük olduğu durumlarda enerji kaybı mekanizmalarında baskın olur. Çok yüksek enerjilerde (>100 MeV), elektron-pozitron çifti tesir kesiti azalır ve ortamın radyasyon uzunluğuna eşit olan sabit soğurma katsayısı ile ifade edilir. (Şahin, 2014)

Pozitronda maddenin içinden geçerken enerjisini kaybeder. Azalan enerjisiyle yavaşça hareket eden pozitron çevresindeki serbest elektronların biri ile karşılaşırsa

zıt yüklü olduklarından birbirlerini yok ederler. Bu yok olma olayı sonunda her biri 0.51 MeV olan iki gama ışını oluşur. Buna çift yok olma (anihilasyon) radyasyonları adı verilir. Bu olay parçacıkların meydana gelişlerindeki olayın tersidir. Burada kütle yok olarak enerji haline dönüşmüştür (Khan,1992; Harol Elford Johns and John Robert Cunnigham, 1992; Özalpan 1980).

Koharent saçılma

Kohorent saçılma, Rayleigh saçılması veya klasik saçılma olarak da bilinen kohorent saçılma Şekil 2.14' de görülmektedir. Bu etkileşimde radyasyonun dalga boyunda bir değişiklik olmaz, yalnızca yönü değişir.



Şekil 2.14. Kohorent saçılma diyagramı(Gürsoy,2013)

Nötronlar

Nötronlar yüksüz olduklarından madde içerisinden geçerken Coulomb kuvvetine maruz kalmazlar ve çekirdek ile nükleer kuvvetler aracılığıyla etkileşirler. Çekirdek ile etkileşebilmeleri için çekirdeğe en az 10^{-13} cm kadar yaklaşmalıdırlar. Nötronları varlamak için yüklü parçacıklar üretilmek zorundadır. Bu sebeple, nötronları çok protonlu malzemeler ile yavaşlatmak gerekir (Şahin,2014)

Nötronlar, sadece atomun çekirdekleri kuvvet yoluyla etkileştiklerinden madde içinde oldukça giricidirler. Ayrıca nötron etkileşimleri çekirdek ve nükleer dönüşümler gerçekleşebileceğinden, etkileşim önemli radyasyon hasarı oluşur.

Nötronlar enerjilerine bağlı olarak madde içinde ayrı reaksiyonlara yol açarlar.

Esnek saçılma, $A(n,n)A$: Nötronlar için temel etkileşimdir, nötron ile çekirdek arasında kinetik enerji aktarımı şeklinde gerçekleşir.

Esnek olmayan saçılma, $A(n,n')A^*$: Yeterince enerji taşıyan bir nötron (1 MeV civarı) A çekirdeği ile çarpıştığında onu uyararak A^* durumuna geçirir.

Radyoaktif yakalama, $A(n,\gamma)A+1$: Gelen nötron çekirdekte tutulur ve açığa gama çıkar. Düşük enerjili nötronlar için önemlidir.

Fisyon, $A(n,f)$: Her nötron enerjisinde mümkündür, ancak ısı enerjilerde (0.025 eV) daha olası bir reaksiyondur. Gelen nötron çekirdekte tutulduğunda nötronun bağlanma enerjisi çekirdeğin fisyon engel yüksekliğini aşıyorsa fisyon gerçekleşir (Şahin,2014)

2.5. Radyasyon birimleri

Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) tarafından radyasyon çalışmalarında kullanılan birimleri aşağıdaki çizelge verilmiştir.

Çizelge 2.1.Radyasyon ölçü birimleri (Kumaş,2009)

Terim	Eski Birim	Yeni Birim	Dönüşüm
Işınlama Dozu	Röntgen (R)	Coulomb/Kilogram (C/kg)	1 C/kg=3876 R 1 R= $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg
Aktivite	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1 Ci= $3,7 \times 10^{10}$ Bq 1 Ci=37 GBq
Soğurulmuş Doz	Radyasyon Absorplama	Gray (Gy)	1 Gy=100 Rad 1 Rad=0,01 Gy
Eşdeğer Doz	İnsan Eşdeğer Dozu (Rem)	Sievert (Sv)	1 Sv=100 Rem 1 Rem= 0,01 Sv

Röntgen (R): Normal hava koşullarında, bir cm^3 havada 1 elektrostatik yük birimi oluşturabilen x ve gamma ışını miktarıdır. Işınlama birimi olarak röntgen birimi yerine Coulomb/Kilogram (C/kg) birimi tanımlanmıştır.

Coulomb/Kilogram (C/Kg): Normal koşullar altında, 1 kg havada 1 Coulomb elektrik yüküne eşdeğer iyon çifti oluşturan x veya gamma ışını miktarıdır.

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R veya } 1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

Curie (Ci): Saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanmadan meydana gelen radyoaktivite miktarıdır. 1 gram radyumun aktivitesi yaklaşık 1 Curie'ye eşittir.

Becquerel (Bq): Saniyede 1 tane parçalanma gösteren radyoaktif madde miktarıdır.

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

$$1 \text{ Ci} = 37 \text{ GBq (Giga Becquerel)}$$

Vücudumuzda bulunan radyoaktif maddelerden [Potasyum-40]'in radyoaktivitesi 4400 Bq, [Karbon-14]'ün radyoaktivitesi ise 3600 Bq kadardır. Dolayısıyla insan vücudu doğal bir radyasyon dozuna maruz kalmaktadır.

Radyasyon Absorplama Dozu (RAD): 1 gram ağırlığındaki bir maddeye (dokuya) 100 Erg değerinde enerji veren radyasyon miktarıdır.

Gray (Gy): Işınlanan maddenin 1 kilogramında 1 Joule değerinde enerji birikimine neden olan radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad veya } 1 \text{ Rad} = 0,01 \text{ Gy}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ Erg} = 100 \text{ Rad}$$

İnsan Eşdeğer Dozu (REM): Rem, organizma ve radyobiyojide radyasyon miktarını ölçmede kullanılan birimdir. Rem Ünitesinin Rad birimine oranına “ Rölatif Biyolojik Etkenlik” (RBE) denir. $RBE \times Rad = REM$ dir. Radyodiyagnostikte kullanılan ışınların enerji seviyesinde $RBE = 1$ olduğundan, 1 Rad=1 Rem olarak kabul edilir. Rem; biyolojik doz birimi olup, vücudun 1 gramı için ifade edilir. 1 Rem değerindeki röntgen ışınının, yumuşak dokunun 1 gramına verdiği enerji 1 Rad'dır.

Sievert (Sv):1 Gray değerindeki x veya gamma ışınının oluşturduğu etkinin radyasyon miktarıdır.

1 Sv =100 Rem veya 1 Rem=0,01 Sv

Parçacık fiziği ve nükleer fizikte enerji birimi olarak eV kullanılmaktadır. Bir elektronun, bir volt değerindeki bir pilin (-) kutbundan (+) kutbuna doğru giderken kazandığı enerji miktarı 1 eV dir.1 eV'in 1000 katına 1 Kilo elektron volt (keV), 1 Milyon katına ise Mega elektron volt (MeV) denir.

1 eV=1,6x10⁻¹⁹ Joule

2.6. Radyoloji

Radyoloji, hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanımını geliştiren teknik ve yöntemleri amacıyla kullanılan bilim dalıdır. Radyoloji tıpta x-ışınları ve bazı radyoaktif maddeler ile başlamıştır. Radyolojide önceden x-ışınları ve radyoaktif maddeler kullanılırken zamanla gelişmeler göstererek ses ötesi (eko) dalgaları, radyo dalgaları ile ısı dalgaları gibi çeşitlilikler görölerek radyolojinin sınırları genişlemiştir. Tanı ve tedavi amacıyla kullanılan yöntemler şunlardır, ultrason, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), nükleer tıp yöntemleri, pozitron emisyon tomografisi (PET), mamografi, floroskopi ve x-ışını kullanılan yöntemler olarak sıralayabiliriz.

Bu yöntemlerin tanıda amacıyla kullanılmasıyla elde edilen görüntülerin hastalıkların belirlenmesinde yararlı olurken, tedavi amacıyla cerrahi işlemlerde görüntüleme sayesinde daha az zararlı tedavi yapılmasını sağlamıştır. Radyolojinin iki önemli uygulama alanı, radyodiyognastik ve radyoterapi alanlarıdır.

2.6.1. Radyodiyognastik

Radyolojinin tanı dalı olup, tıbbi görüntüleme yöntemlerinde kullanılır. Bu görüntüleme yöntemlerinde vücudun her yeri flüoresan, dijital ekran veya film gibi bazı materyaller üzerinde görüntülenmektedir.

2.6.2. Radyoterapi

Radyolojinin tedavi dalı, iyonlayıcı radyasyonların etkisine dayalı olarak kullanılan tedavi yöntemlerinde kullanılır. Bu iyonlayıcı radyasyonlar, alfa, beta, elektron demeti ve x-ışınları kullanılmaktadır. İyonlayıcı radyasyondan yararlanılarak hastalıklı hücrelerin çoğalmasını ve vücutta yayılmasını önlemek için bu hastalıklı hücrelerin yok edilmesiyle sağlam dokuların korunması sağlanır. Bu tür tedavi yöntemiyle birçok kanserli hastaların tedavisinde olumlu sonuçlar verdiği gibi hastanın yaşam kalitesini artırır.

2.7. Radyolojinin Sağlık Hizmetlerindeki Yeri Ve Önemi

2.7.1. Radyolojinin tanısal alandaki yeri ve önemi

Tanısal radyolojide x-ışınlarıyla başlayan görüntüleme yöntemleri zamanla gelişerek günümüzde tatmin edici seviyeye ulaşmıştır. Radyolojinin tıp alanındaki kullanımında vücudun gözle görülmeyen kısımlarını flüoresan ve film materyalleriyle görüntülenerek hastalıklara doğru tanı koyma olanağı doğmuştur.

Radyodiyognastik alanında birçok yeni görüntüleme yöntemi geliştirilmiştir. Bunlar radyoskopi, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR), ultrason görüntüleme (US) termografi ve radyonükleid görüntüleme (RG) olarak söyleyebiliriz.

Radyoskopi: X-ışınları kullanılarak yemek borusu, mide, ince ve kalın bağırsak gibi organların flüoresan ekran üzerinde görüntüsüne 'radyografi' denilen film üzerine kaydedilerek görüntülerin incelenmesi olarak sağlamıştır.

Bilgisayarlı Tomografi(BT): X-ışınları kullanılarak vücudumuzda kafa, omurga ve akciğer gibi organlarımızı incelemek için kullanılır. Bilgisayarlı tomografi sistemiyle santral sinir sistemini incelemede büyük önem kazanmıştır. Beynin incelenmesinde tıpta önemli başarı olarak kabul edilmiştir. Bilgisayarlı tomografi ile kötü huylu tümörlerin tanısı kolaylaşmış ve tedavide başarı sağlanmıştır.

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG): Radyo frekans dalgalar kullanılarak beyin,beyincik ve omurilik gibi kemiğe yakın dokular ile kas lif ve eklemler bilgisayarlı tomografi yönteminden daha net görüntü elde edilir.Manyetik rezonans görüntülemeye iyonlayıcı karakter taşımadığından biyolojik zararı yoktur.

Ultrason Görüntüleme (US): Ses ötesi(eko) dalgaları kullanılarak anne karnındaki fetüs, tiroit, tükürük bezleri, meme ve testis gibi yumuşak dokuları ayrıntılı bir şekilde incelenir. Ultrason görüntülemeye iyonlayıcı karakter taşımadığından herhangi biyolojik zarar görülmemektedir.

Termografi: Kızılaltı bölgede yer alan ve vücudumuzdan yayılan ısı dalgalarının kaydedilmesi yöntemiyle deri kanseri, meme kanseri ve damar daralmalarını incelemeye iyi bir yöntemdir. Termografide incelenen bölgeye yayılan ısıdan kaynaklı olarak herhangi zararlı biyolojik etki görülmez.

Radyonükleid Görüntüleme(RG): Radyo aktif maddelerin organizmaya verilmesiyle tüm vücut ya da kalp ve beyin gibi organların taraması yapılabilmektedir. Radyonükleid görüntü, vücuda verilen radyoaktif maddelerden salınan gamma ışınları temasıyla oluşur.

2.7.2. Radyolojinin radyoterapi alanındaki yeri ve önemi

X-ışınların keşfinden sonra doğal ve yapay radyoaktivite bulunmuştur. Radyoterapi de x-ışınları ve radyum uzun yıllar kullanılmıştır. Zamanla geliştirilen birçok yöntem ve modern cihazlar, kanser tedavi hastalığında olumlu gelişmeler görülmüştür. Radyoterapi uygulamalarında [Kobalt-60] ya da parçacık hızlandırıcısı kullanan cihazlarla kanserli dokuları dışarıdan ışın verilerek tedavi edildiği gibi, radyoaktif kaynağı doku içine ya da vücut boşluğuna yerleştirilerek içten tedavi yapılabilmektedir. İyonlayıcı karaktere sahip radyasyonların canlı organizma üzerindeki biyolojik etkisinden yararlanarak kanserli dokuları öldürmede ve bu yolla tedavide önemli başarı sağlanmaktadır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Parçacık Hızlandırıcılar ve Elektromanyetik Radyasyon

Parçacıkların hızlandırılması fikrinin, 1911 'de Rutherford'un alfa parçacıklarıyla yaptığı deneyde ortaya çıktığını söyleyebiliriz. Rutherford bu deneyde, ince bir altın levha üzerine gönderdiği alfa parçacıklarının bazılarının hareket yönünü değiştirip geriye döndüğünü fark etti. Pozitif yüklü alfa parçacıkların sapmasını sağlayan olayın, atomun büyük bir kısmın boşluktan oluştuğunu ve atomun merkezinde çekirdek, çekirdekte pozitif yüklerin (proton) bulunduğunu ve elektronların kapladığı hacim çekirdeğinkinden büyük olduğunu saptamıştır. Bu sonuçtan yola çıkarak çekirdek atom modeli ya da Rutherford atom modeli olarak adlandırıldı.

Rutherford, azot çekirdeğini parçalamak için radyoaktif izotoplardan elde edilmiş yaklaşık 5 MeV enerjili alfa parçacıklarını kullandı. Rutherford bir konuşmasında, azottan daha yüksek bağlanma enerjisine sahip çekirdekleri parçalamak için yüklü parçacıkları hızlandırmak doğal alfa bozunumundan daha yüksek enerjilere çıkarılması gerektiğini söyledi.

19.yüzyıl başında ilk hızlandırıcı yapımına başlandı. Bu hızlandırıcı Crookes adında içinde elektrot bulunan vakumlu cam tüpünden oluşur.

1895 yılındaki Alman bilim adamı Konrad Röntgen tarafından yapılan X-ışını makinesi ilk modern hızlandırıcı olarak kabul edildi. Röntgen X-ışını makinesini icat ederken Crookes tüpünden faydalandı.

1912 yılında X-ışınları ile Max Van Lave ve Sır Lawrence Bragg tarafından kristal yapı içindeki atomun ilk detaylı fotoğrafı elde edildi.

1932 yılında John D.Cockroft ve Ernest Walton transformatörler kullanarak 800kv gerilime ulaşıldı ve hızlandırılan parçacık protondu.

1931 yılında Van de Graaff kendi adını verdiği hızlandırıcısını oluşturdu.

Gustav Isting tarafından ilk doğrusal hızlandırıcı düşünüldü ve şematik hale getirildi.1928 'de Rolf Wideröe tarafından üretildi. Parçacıkları hızlandırmak için radyo frekans (RF) gerilimi kullanılarak tarihte çığır açmıştır.

Doğrusal hızlandırıcıların uzunluğu nedeniyle inşaat maliyetini artırıyordu. 1929 yılında Ernest Lawrence dairesel hızlandırıcı fikrini ortaya koydu ve 1931 yılında Stanley Livingstone ile birlikte siklotronu inşa ettiler.

1936 yılında M.Steinbeck tarafından ilk betatron fikri ortaya atıldı.1939 yılında D.W.Kerst tarafından hayata geçirildi.

Siklotronda elektrik ve manyetik alan sabitti. Elektrik ve manyetik alanın değişken olduğu Sinkrotron fikrini 1944'de V.Veksler ortaya attı ve E.M.McMillon tarafından Los Alamos Labratuarında uygulandı.

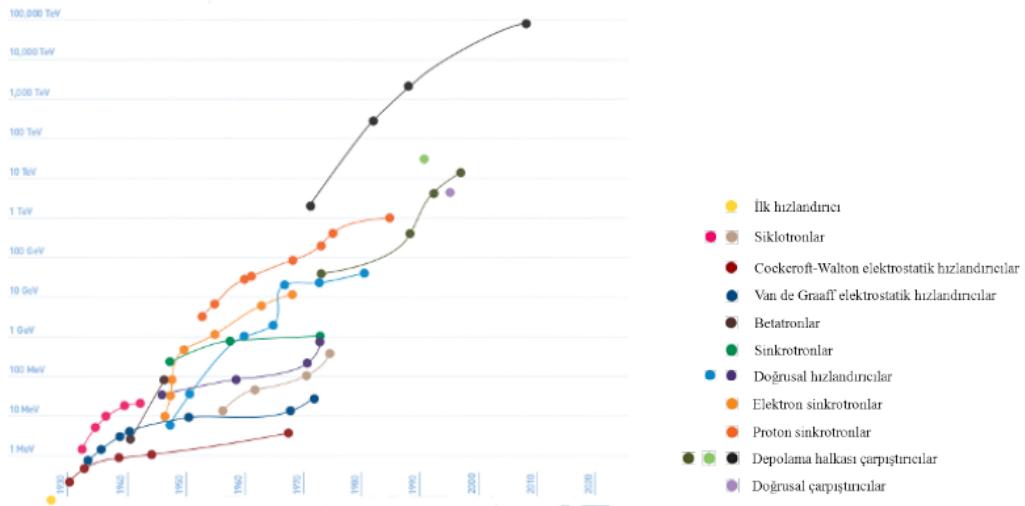
1945 'de Ernest Lawrence tarafından elektrik ve manyetik alanlardan biri sabit, diğeri değişken olarak çalışan sinkrosiklotron inşa edildi.

1950'de ilk büyük sinkrotronu olarak 3 GeV'lik Cosmotron, Brookhaven Labratuarına yapıldı.

1960 yılında dokuz Avrupa ülkesiyle birlikte 33 GeV'lik enerjiye sahip sinkrotron, İsviçre ve Fransa sınırında (CERN) inşa edildi. CERN zamanla gelişerek 2008'de yapımı tamamlanan LHC(Large Hadron Collider-Büyük hadron Çarpıştırıcısı) ile dünyadaki en büyük parçacık fiziği araştırma merkezi haline gelmiştir.

- 1900-1925 Radyoaktif Kaynak Deneyleri(E.Rutherford)
- 1928-1932 Elektrostatik Hızlandırma
- 1930-İlk Parçacık Hızlandırıcısı (John D.Cockroft ve Ernest WaltonCambridge, England)
- 1931- Van de Graaff Üretici (Robert Jemison Van de Graaff- Preston, ABD)
- 1928-İlk Doğrusal Hızlandırıcı(Ising – Rolf Wideröe)
- 1931-Amerikan Doğrusal Hızlandırıcısı (David Sloan- Berkelev. ABD)
- 1940-Betatron(Donald William Kerst-Illinois, ABD)
- 1945-Mikrotron(V.Veksler-SSCB, E.M.McMillan-kaliforniya Üniversitesi, ABD)
- 1946-Doğrusal Proton Hızlandırıcısı
- Elektron Siklotronu
- 1947-Sinkro-Siklotron
- 1950-Kuvvetli Odaklama
- 1951-Tandem Hızlandırıcı
- 1952-Proton Sinklotronu
- 1953-CERN Proton Sinklotronu
- 1955-AGS
- 1956-Çarpıştırıcı
- 1960-Depolama Halkası Çarpıştırıcı
- 1961-Elektron-Pozitron Çarpıştırıcı

- 1966-SLAC
- 1969CERN ISR
- 1970-DESY
- 1981- İlk Proton-Anti proton çarpıştırıcıları(CERN ve FNAL)
- 1981-LEP Elektron-Pozitron çarpıştırıcısı(CERN)
- 1983-TEVATRON(Illinois)
- 1993-Üstün iletken(Süperiletken)Süper Çarpıştırıcı SSC(Texas)
- 2000-Ağır İyon Çarpıştırıcıları (RHIC vE CERN)
- 2008-Büyük Hadron Çarpıştırıcısı-LHC(CERN)
- 2009 da LHC ilk tam çalışma dönemi sona erdi.
- 2010'da iki adet 3,5 TeV proton demeti LHC de ilk kez başarıyla dolaşiyor.
- 2012'de CMS dedektörü 8TeV kütleli enerji proton merkezinden kaydedilen olay yeni bir dünya rekoru elde edildi.
- 2013'deHiggs Bozonun keşfi onaylandı.
- 2015'de LHC' de 13 TeV değerindeki enerji eşliğindeki tüm deneylerinde çarpışmalar sağlandı.
- 2017 LHC deneyin, iki ağır kuark ile yeni bir parçacığın gözlemlendiği parçacık olan Ecc^{++} ($Xicc^{++}$)duyurmak için yapılmıştır.
- 2016 yılında CERN konseyi tarafından onaylanan ikinci nesil LHeC'nin 2025'ten sonra başlaması beklenmektedir. CERN bilim insanlarının Future Circular Collider (FCC) veya Compact Linear Collider (CLIC) gibi 2040'ın ötesinde hızlandırıcıların üzerinde çalışmaktadır.



Şekil 3.1. Parçacık hızlandırıcılarının tarihsel gelişimi (Ulu., 2008)

3.1.1. Parçacık Hızlandırmanın Temeli

Hızlandırıcılarda bir parçacığı hızlandırabilmek için parçacığa etkiyen tüm kuvvetler, uygulanan elektromanyetik alandan kaynaklanır. Hızlandırıcı içindeki parçacığa etkiyen iki bileşeni vardır. Bunlar elektrik alan ve manyetik alan bileşenleridir. Parçacığı hızlandırmak için Lorentz kuvvetinin (Denklemler 2.1 ve 2.2) sadece elektrik alanla ilgilidir. Çünkü manyetik alan parçacıkları hareket doğrultularına dik bir kuvvet uygular bu kuvvetten dolayı parçacıklar enerji kazanmazlar. Elektromanyetik dalgalar ise parçacıklara hareket doğrultusuna dik bir itme kuvveti uygular.

Maxwell denklemleri:

$$\nabla \times \mathbf{E} = - \frac{1}{c} \frac{d\mathbf{B}}{dt} \quad (2.1)$$

E=Elektrik alan

B=Manyetik alan

c=Işık hızı

t= Zaman

Lorentz Kuvveti:

$$\mathbf{F} = q (\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B}) \quad (2.2)$$

F=Kuvvet

q=Parçacığın elektriksel yükü

v=Parçacığın ani hızı

Parçacıklar pozitif yüklü ise elektrik alanın yönüyle kuvvetin yönü aynı olur, parçacıklar negatif yüklü ise elektrik alanın yönü kuvvet yönüyle zıt olur. Bu kuvvet $\vec{F} = q\vec{E}$ eşitliği ile verilir. Bundan dolayı parçacıklar, dalga ile birlikte hareket etmektedir (Şekil 3.2).



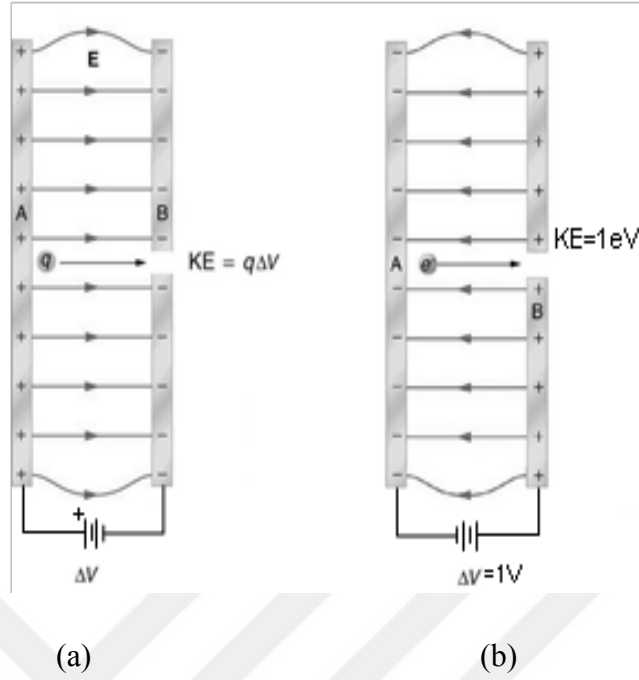
Şekil 3.2. Hareket halindeki EM dalganın yolu üzerindeki parçacıkların sürüklenmesi (Ulu., 2008)

3.2. Parçacık Hızlandırıcı Türleri

Hızlandırıcı türleri ikiye ayrılır. Elektrostatik hızlandırıcı ve Radyo frekanslı(RF) hızlandırıcılar olarak. Aşağıdaki tabloda hızlandırıcılarda kullanılan parçacıklar, hangi tür elektrik ve manyetik alan ve akım ve enerji

3.2.1. Elektrostatik hızlandırıcılar

Elektrostatik hızlandırıcılar; iki kutbundan doğru akım geçen iki paralel levha arasında oluşan elektrik alanından dolayı parçacıkları hızlandırabiliriz. Bir cismi hızlandırmak için ona kuvvet uygularız. Söz konusu yüklü parçacıklar olunca bu kuvvet elektrikseldir.



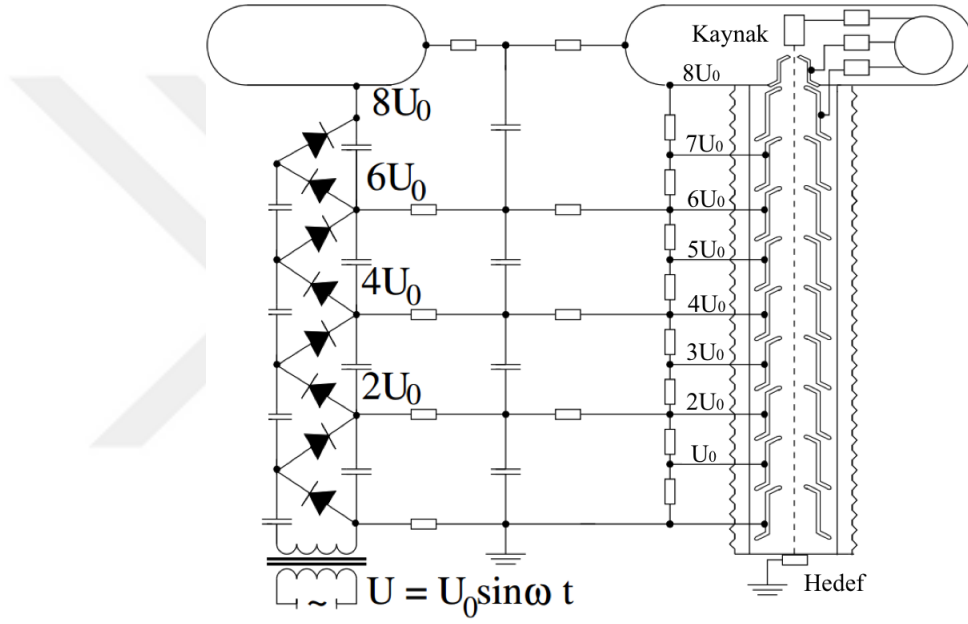
Şekil 3.3. Paralel levhalardan yapılan basit bir parçacık hızlandırıcısı (Yıldız ve ark., 2014)

Yüklü parçacıklar levhalar arasındaki mesafeyi kazanacakları kinetik enerji, parçacığın yükü ile levhalar arasındaki potansiyel farkın çarpımıyla elde ederiz. ($\Delta E_k = q\Delta V$)bağımsızdır. Elektrik alan içerisinde pozitif (+) yüklü parçacıklara elektrik alanla aynı yönde, negatif yüklü (-) parçacıklar ise elektrik alana zıt yönde bir kuvvet uygulanır. Şekil (a) daki gibi elektrik alana bırakılan pozitif yüklü (+q) parçacığı elektrik alan yönde hızlandırılırken, elektrik alana bırakılan bir elektron yükünün negatif olduğundan zıt yönde hızlanır.

Bir eV, elektronun 1 voltluk potansiyel farkında kazandığı enerjidir. Hızlandırıcı fiziğinde enerji birimi olarak elektro volt (eV) kullanılır. Şekil (b) deki elektron A levhası ve B levhası arasındaki kazandığı kinetik enerji 1eV tur. Yüksek enerji için yüksek gerilimlere ihtiyacımız vardır. Yüksek gerilim levhaları arasında elektrik boşalmasına neden olacağından bizi sınırlar. Üretcin gerilimi bir dizi elektrot arasında paylaştırılarak bu sorun aşılmaya çalışılır.(Yıldız ve ark., 2014)

Cockroft Walton Hızlandırıcısı

1928 yılında John D. Cockroft ve Ernest T.S Walton, elektrostatik alanın ivmelenmesinden faydalanarak protonu 0,7 MeV'lik kinetik enerjiyle hızlandırdılar. İlk defa bir çekirdeği (lityum çekirdeği) 400 keV'lik protonlarla parçalamayı başardılar. Bu parçalamadan dolayı ortaya iki helyum çekirdeği meydana gelir.



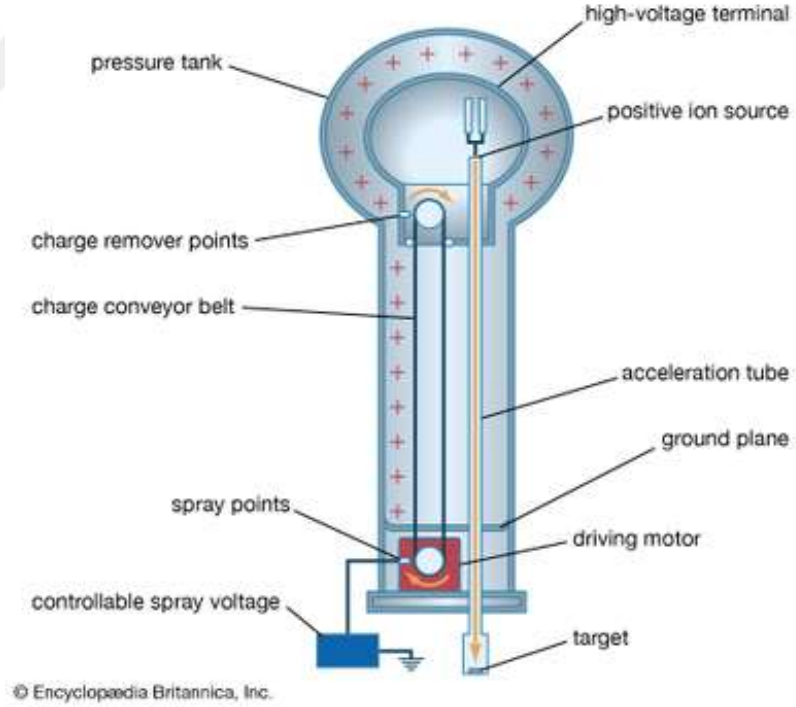
Şekil 3.4.Cockroft-Walton hızlandırıcısının şeması (Yıldız ve ark., 2014)

Bu deney sonucunda, yapay olarak bir atom çekirdeği parçalandı. Voltaj ikileyici bir devrede, iki tane doğrultucu ve AC dalgasının zıt tarafında bir kondansatörün iki kat voltajla yüklemesine etki eder. Bu durum birçok alana genişletilebilir. Cockroft-Walton hızlandırıcısı (Şekil3.4) 1MV'a kadar voltajlara ulaşır. Özel basınç sistemleriyle 3MV'a kadar inşa edilmiştir. Cockroft-Walton hızlandırıcıları yüksek enerji hızlandırıcıları sistemlerinde yaygın olarak kullanılmıştır.

Van de Graaff Hızlandırıcısı

Robert J. Van de Graaff yüksek potansiyel üretebilecek bir sistem geliştirdi. Şekildeki gibi metal bir elektrottan çıkan elektrik yüklerini bir taşıyıcı olan bir banda aktarır ve banttaki yükler büyük bir iletken küreye aktarılır. Bu kürenin potansiyeli ile toprak ucu arasında yeterice yüksek bir gerilim oluşmaktadır. Potansiyeli artırmak için küre üzerinde biriken yükü arttırmamız gerekir Van de Graaff jeneratörü ile 25 MeV'lik enerji üretilir. Elektriksel boşalmayı önlemek için, Van de Graaff Jeneratörü'nün yüksek potansiyel taşıyan metal kısımları gaz malzemeler kullanılarak yalıtılmaktadır.

Van de Graaff jeneratörü, Cockroft-Walton hızlandırıcısındaki gibi bir dizi elektrottan oluşan bir hızlandırma tüpüne bağlanarak yüklü parçacıkları hızlandırılmada kullanılır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Van de Graaff jeneratörü (Anonim., 2019)

Çizelge 3.1. Parçacık hızlandırıcıların özellikleri (Türemen., 2012)

Hızlandırıcı Tipi	Hızlandırılan Parçacık	Elektrik Alan	Manyetik Alan	Tipik Enerji	Tipik Ortalama Akım
Van de Graff	e, p, d, α	Düzenli	-	1-6 MeV	100 μA
Cockcroft-Walton	e, p, d, α	Düzenli	-	1 MeV	1 mA
Linak	e	Sabit frekans	-	20 GeV	50 μA
Linak	p	Sabit frekans	-	800 MeV LAMPF*	1 mA
Linak	Ağır iyon	Sabit frekans	-	10 x (Atom No) MeV	1 μA
Betatron	e	Elektromanyetik elektrikleme	Düzenli, değişken	300 MeV	1 μA
Siklotron	p, d, α , vb.	Sabit frekans	Düzenli, sabit	15 MeV/u	50 μA
Siklotron AVF (Azimutal değişen alan)	p, d, α , vb.	Sabit frekans	AVF, sabit	20-80 MeV/u	500 μA
Mikrotron	e	Sabit frekans	Düzenli	4 GeV CEBAF*	100 μA
Sinkrotron	p	Kipleme	Düzenli, değişken	6 GeV	1 μA
Sinkrotron AG (Dalgalı gradyent)	p	Kipleme	AG, değişken	450 GeV SPS*	10 μA
Depolama Halkası	e	-	-	8 GeV SPring-8*	100 mA

*LAMPF: Los Almos Mezon Fiziği Tesisi(USA)

*CEBAF: Sürekli Elektron Demeti Hızlandırıcı Tesisi (USA)

*SPS: Süper-Proton Sinklotronu(CERN)

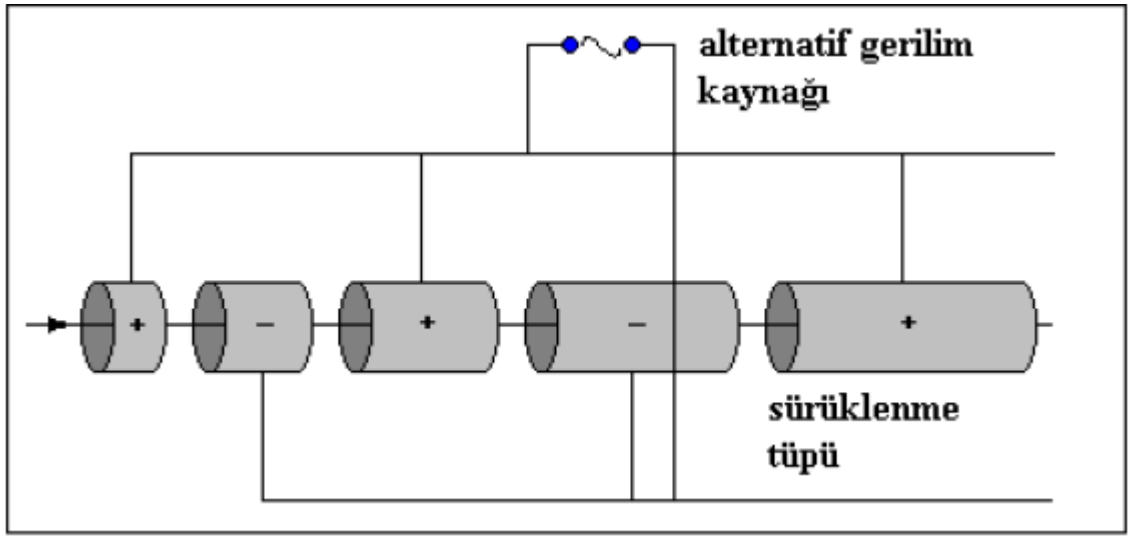
*SPring-8:Süper Foton Halkası

3.2.2. Radyo frekanslı hızlandırıcılar (RF)

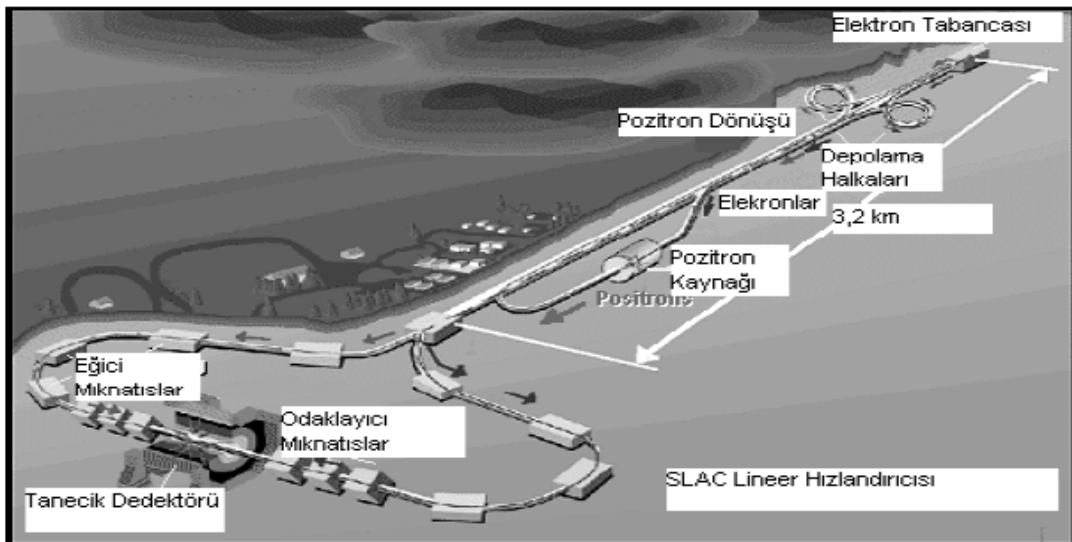
Elektrostatik hızlandırıcılarla parçacıkların ulaşabileceği maksimum enerji, üretcin potansiyeli ile sınırlıdır. Bu sınırlamayı alternatif akım kullanarak parçacıkların ulaşabileceği maksimum enerji alternatif akım üretcin potansiyelinden çok hızlandırıcının boyutlarına bağlıdır. Yaklaşık olarak 3kHz ile 300 GHz arasında kalan salınımlı frekansa radyo frekansı (RF) olarak adlandırırız. Radyo frekans hızlandırıcılarını doğrusal hızlandırıcılar ve dairesel hızlandırıcılar olarak ikiye ayırırız.

Doğrusal Hızlandırıcılar

Doğrusal hızlandırıcı, demetinin hareket doğrultusu boyunca dizilmiş bir sürüklenme (drift) tüplerinden meydana gelir. Bu tüpler bir radyo frekansı kaynağına bağlıdır. Radyo frekans kaynağı yüksek frekansta alternatif voltaj sağlar. Buradaki salınım olayı sürüklenme tüpleri ve parçacıkların çarpıştırılması gerçekleştirilmektedir. Doğrusal hızlandırıcılara lineer hızlandırıcı da denilir.

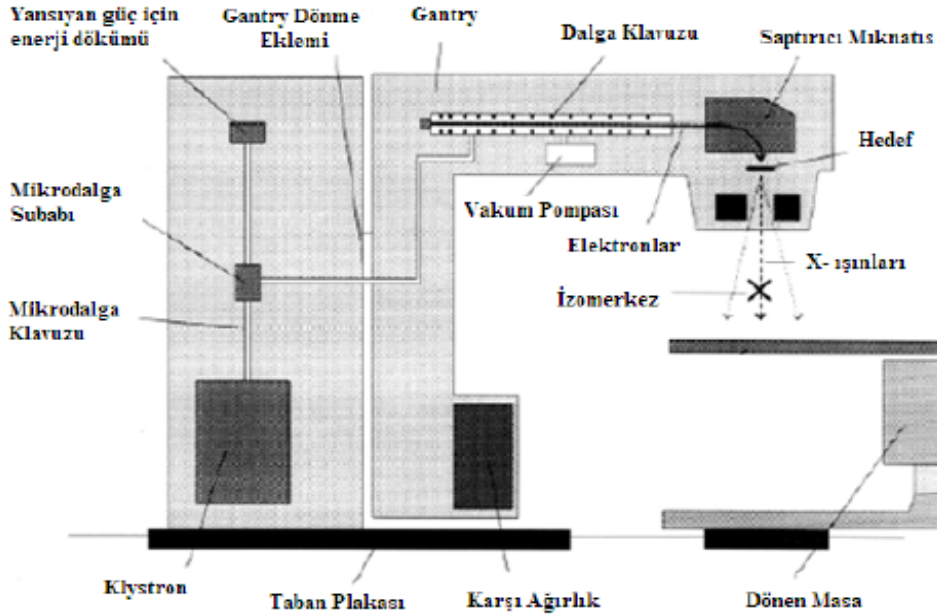


Şekil 3.6. Wideröe lineer hızlandırıcısı (Anonim., 2019)



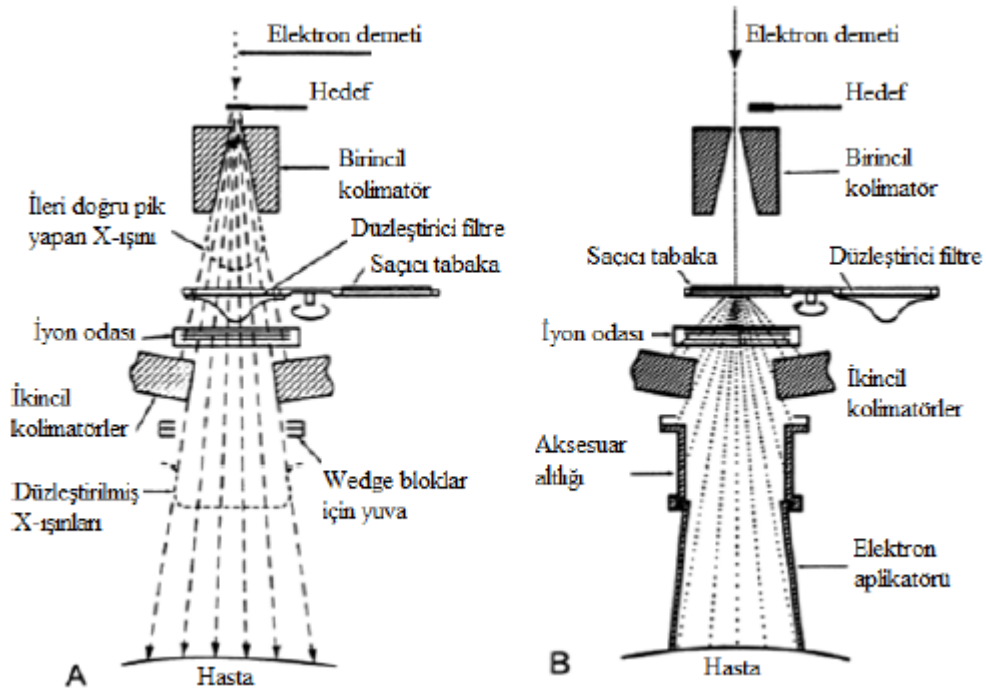
Şekil 3.7. Stanford'da bulunan 32 Gev'lik lineer hızlandırıcı (Anonim, 2019)

1940 yılından sonra yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilmiştir. Bunlar lineer hızlandırıcılarda elektronların hızlandırılmasında kullanılmıştır. Yüksek frekans kaynağı olarak 3000 MHz frekansta elektromanyetik dalga veren magnetron ve klaystron tüpleri lineer hızlandırıcılarda kullanılmaya başlanmıştır. Magnetron ve klaystron, mikrodalgada oluşturulan düzeneklerdir. Bu üretilen mikrodalgalar, hızlandırıcı tüpün içine gönderilir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar enerji kazandırmak ve hızlandırmak için elektromanyetik dalgaların üstüne bindirilirlir. Burada elektromanyetik dalgaların hızı elektronlardan fazla olduğu için tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hıza göre belirlenir. Hızlandırma sırasında elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilir. Hızlandırıcı tüp sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metredir. Küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek ışınlar elde etmek için hızlandırılmış elektronlar 90° - 270° saptırıcı magnetler ile saptırılarak target üzerine veya doğrudan tüpün dışına gönderilirler. Lineer tedavi cihazları hareketli dalga hızlandırıcıları ve duran dalga hızlandırıcı olarak iki şekilde yapılmıştır.



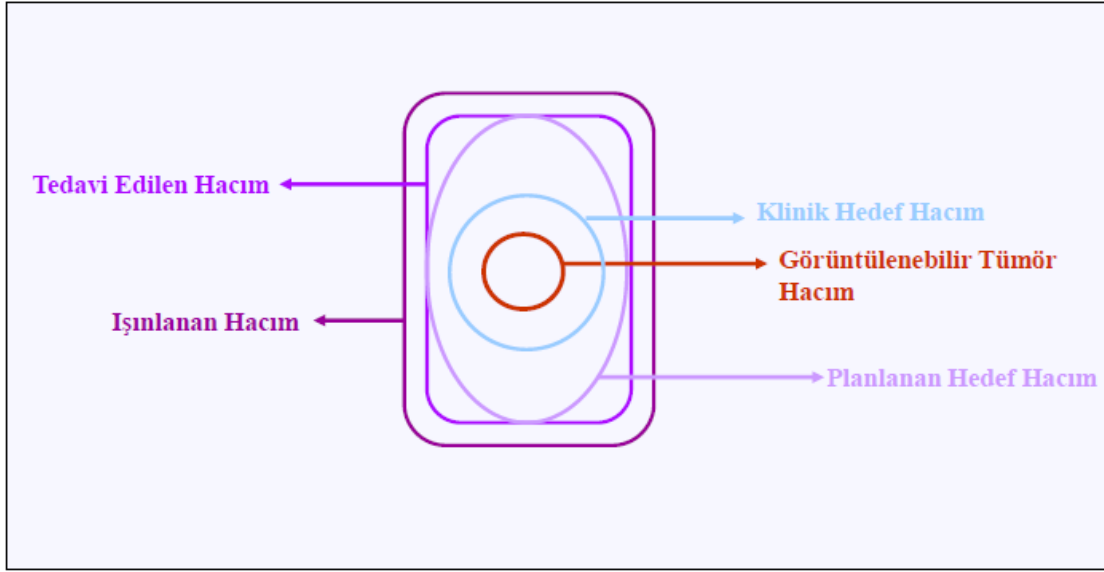
Şekil 3.8. Medikal Lineer hızlandırıcı sisteminin gösterimi (Dirican., 2019)

Lineer hızlandırıcıların çalışmasını sağlayan birçok bileşen vardır. Güç kaynağı ile modülatöre doğru akım sağlanır. Modülatör şebekeye ilk akımı sağlar. Bu akım modülatör içinde bulunan hidrojen thyrotron lambaları aracılığıyla elde edilir. Hızlandırıcı tüple genelde bakırdan yapılmıştır. Elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerji foton demetleri elde edilir. Işımlar tedavi bölgesine gönderilmeden önce düzeltici filtrelerden geçirilir. Elektron tedavisinde saçıcı filtrelerden geçirilir ve taramalı demet yönetiminde elektronlara manyetik alan aracılığı ile geniş demet alanları sağlanır.



Şekil 3.9. Medikal lineer hızlandırıcı kafa yapısı: a) X-ışını ışınlanma durumu, b) Elektron ışınlanma durumu (Dirican., 2019)

Düzeltilici filtreler tungsten ve alüminyumdan yapılmıştır. Cihaz kafa sisteminde primer kolimatör, monitör iyon odaları, ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Kolimatörün alt kısmında wedge filtre ve koruyucu blok tepsisi için özel bölge vardır. Lineer hızlandırıcıda hastanın tedavi bölgesine uygulanacak hedef hacim alanı şekildeki gibidir.



Şekil 3.10.Hedef hacim şematik gösterimi (Dirican., 2019)

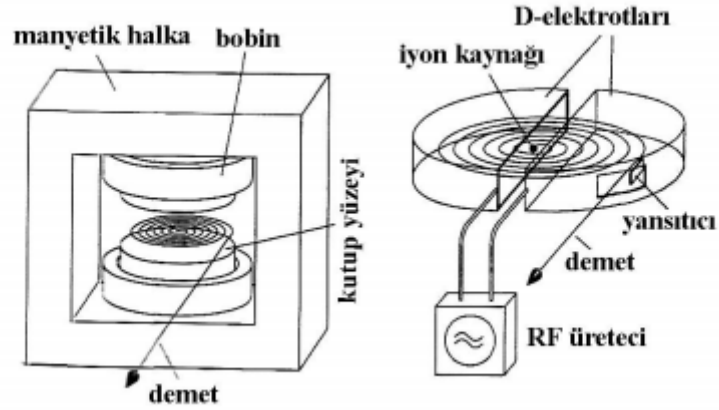
Dairesel Hızlandırıcılar

Dairesel hızlandırıcılar adından da anlaşılacağı gibi daire şeklindedirler. Parçacıkları kapalı bir yörüngede radyo frekanslardan geçirilerek hızlandırılan ve içindeki magnetler aracılığıyla dairesele bir yön verilerek yörüngede tutulan hızlandırıcılar. Parçacıklar, hızlandırıcı yapıyı sürekli olarak dolar ve her defasında enerji alarak kapalı yörüngeler izler. (Yavaş, 2005)

Dairesel hızlandırıcılar; Siklotron, Mikrotron, Betatron ve Sinkrotron olarak ayrılabilir.

Siklotron

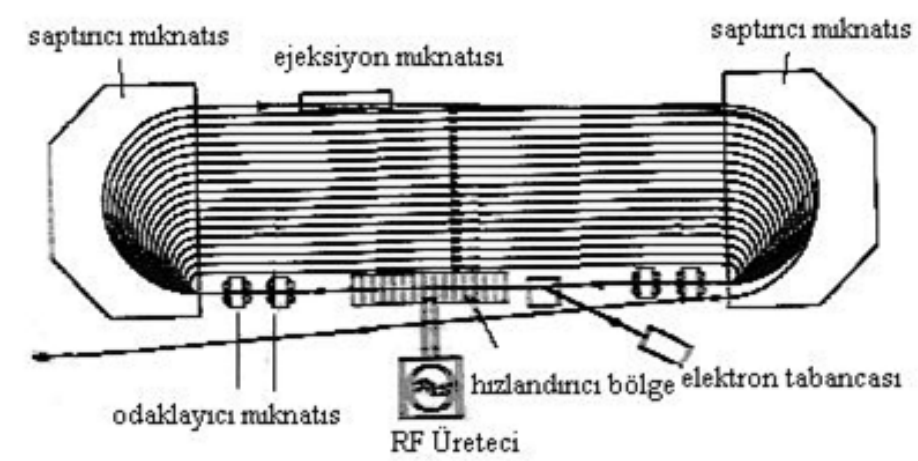
Ağır iyonlar ve proton gibi rölativistik olmayan parçacıkları RF gerilim ile değişken magnetler içinde hızlandırılan dairesele bir hızlandırıcıdır. Siklotronda, düzgün manyetik alan ve RF boşlukları kullanılır. Siklotron, bu hızlandırma kavitelelerini "D" şeklindeki yarım dairelere ayrılmış magnetlerden oluşur. (şekli 2.12) magnetler arasında boşluk vardır. Boşluklarda iyon kaynağı bulunur. "D"ler arasındaki boşlukta parçacık hızlandırıcı gerilim etki alanına girer. Bundan dolayı parçacıklar her dönüşte bu boşluklarda kazandığı enerji ile hızlanır. Siklotronda döteron ve proton gibi ağır parçacıklar hızlandırılır. Bu tip hızlandırıcılarda protonlar 20-30 MeV'e çıkarabilirler.



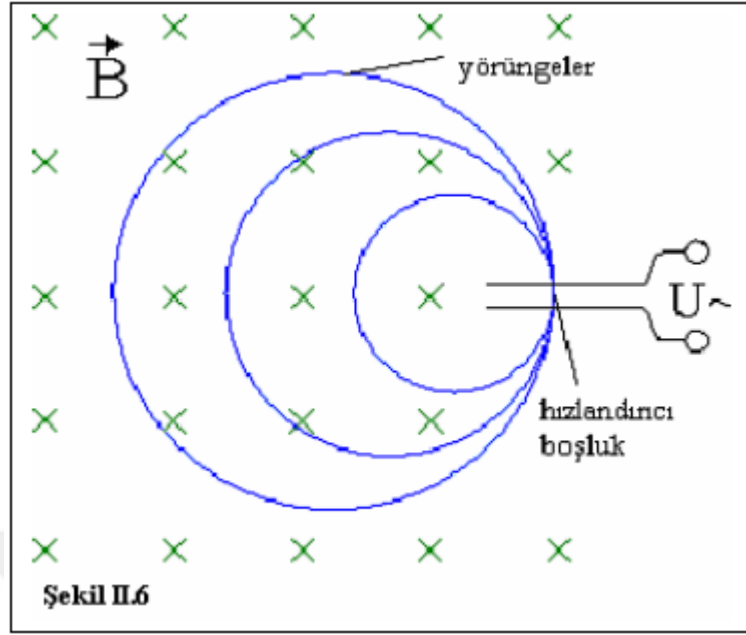
Şekil 3.11.Siklotron hızlandırıcının ana elemanları (Anonim., 2007)

Mikrotron

Parçacıkları belirli bir yörüngede sabit bir manyetik alan altında farklı yarıçaplarla döndürülüp belirli bir hızlandırıcı kaviteden birden fazla geçirerek enerji kazandıran hızlandırıcılar dır.



Şekil 3.12.Mikrotronda elektronun hızlandırılması şeması (Ulu., 2008)



Şekil 3.13.Mikrotron şeması (Anonim.,2018)

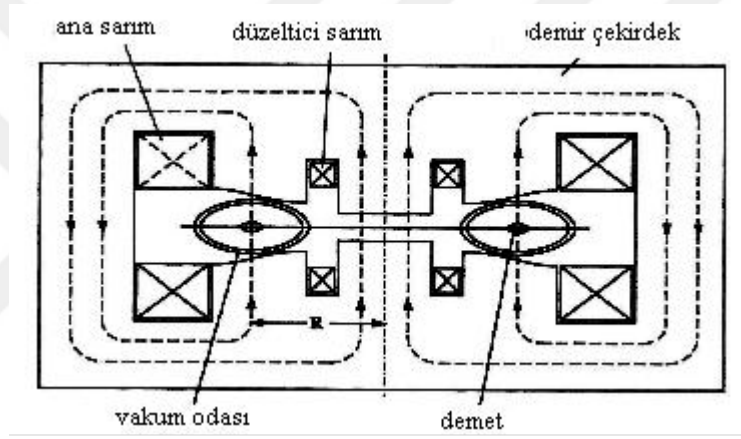
Mikrotron hızlandırıcılar, elektron hızlandırıcısı sistemi olup, lineer hızlandırıcılar ile siklotron hızlandırıcının bazı özelliklerin birleşmesiyle oluşmuştur. Mikrotronların sisteminde en önemli özelliği, tek jeneratörle birden fazla tedavi odasına elektron ışını sağlayabilir. Mikrotronlarda 44 MeV maksimum ulaşabildiği enerjidir. 100 mikroamper ortalama akım sağlar.

Betatron

Betatron, yüksek enerjilere ulaşmış, beta (β) olarak adlandırıldıkları için “Betatron” ismi beta ışınması ve elektrondan gelmektedir. Betatron hızlandırıcılar; ısıtılan flamanndan yayılan elektronlara dairesel hız kazandıran hem elektron hem de X-ışınlarıyla tedavi yapmaya uygun eksternal radyoterapi cihazıdır. Bu cihazda manyetik alan değişimi ile elektronlar dairesel bir yörüngede hızlandırılırlar. Daire şeklindeki hızlandırıcı tüp alternatif akım ile çalışan bir elektromıknatısın kutupları arasına yerleştirilir. Havası boşaltılmış hızlandırıcı tüp içine elektron tabancasından salınan elektronlar gönderilir. Manyetik alanın şiddetinden akım arttıkça elektronların hızı artacak ve binlerce kez döndüklerinde enerjileri maksimuma erişecektir. Bu anda istenilen enerjiye önce ya da sonra ulaşılması halinde istenilen enerjiye bağlı bir kuvvet uygulanarak elektronlar

dönme yörüngesinden saptırılır ve targete çarptırılarak X-ışını demetleri veya saçıcı foliye çarptırılarak geniş elektron demetleri elde edilir. 1952 yılında D. W. KERST tarafından 315 MeV enerjiye sahip elektron üretilen betatronlar geliştirildiği gibi 10-100 MeV arasında X-ışını üreten betatronlarda geliştirilmiştir. Radyoterapi alanında kullanılan betatronların enerjileri 18-50 MeV ya da 5-43 MeV gibi düşük enerjilere sahiptir.

Betatronlar X-ışını doz verimlerinin düşük olması ve geniş alan tedavilerine uygun olmamaları nedeniyle yapımlarına son verilmiştir. Elektron tedavilerine uygun olup doz verimleri yüksektir.

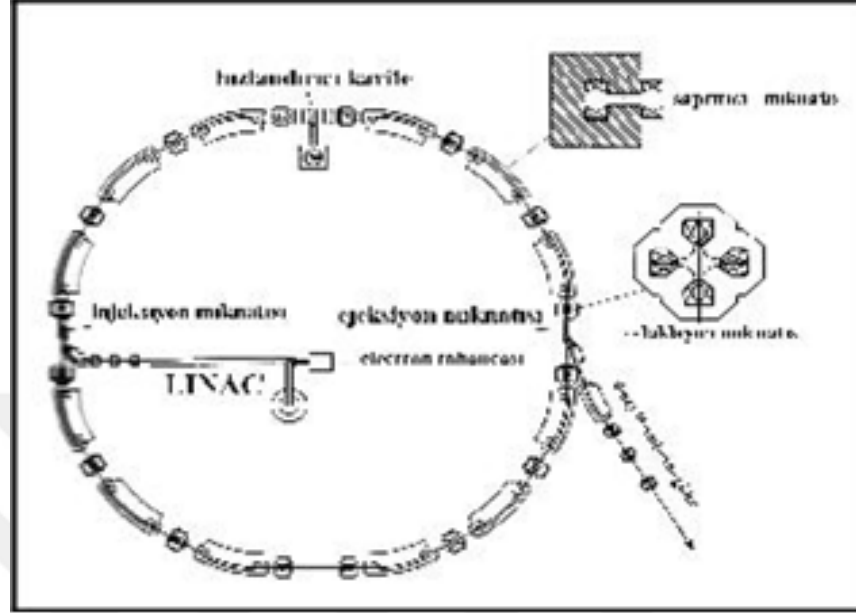


Şekil 3.14. Betatronun kesit görüntüsü (Ulu., 2008)

Sinkrotron

Sinkrotronlar da parçacıkların yüksek enerjilere çıkabilmesi için önce sabit bir (R) yarıçapta tutunmaları gerekir. Sabit yarıçapta tutulan parçacık küçük mıknatıslar ile daha yüksek enerjilere çıkabilir. Manyetik alan hacmin tamamına değil, sadece dairenin çevresindeki ayrıık mıknatıslara uygulanır. Dairesel yörüngedeki parçacıklar, her hızlandırıcı boşluğundan geçişte, elektrik alana maruz kalırlar ve bundan dolayı enerjileri artar. Her bir dönüşte parçacıkların hızı artar, sabit bir periyotla hızlandırıcı boşluğundan geçmediğinden boşluğun AC gerilimin frekansı arttırmalıdır. Merkezci kuvveti artan tanecikleri, yörüngede tutmak için manyetik alanda artırılır. Sinkrotronlar da elektrik ve manyetik alan sabitken de, sinkrotronlar da her ikisi de değişkendir. Bir

sinkrotron hızlandırıcısı, güçlü odaklama ve üstün iletken teknolojisini kullanarak protonları birkaç TeV enerji mertebesine çıkarabilir.



Şekil 3.15. Sinkrotronun temel yapısı (Ulu., 2008)

3.3. Parçacık Hızlandırıcıların Kullanım Alanları

Parçacık hızlandırıcılar nükleer fizik ve temel parçacık fiziğindeki ilerlemelerle gelişmiştir. Hızlandırıcıların gelişmesiyle tıpta, sanayide, endüstriyede, ziraat, eski sanat eserleri ve hava kirliliğini incelemelerle tüm alanlarda önem sağlamıştır. Bu alanların kullanımları şunlardır.

Çizelge 2.2. Parçacıkların kullanım alanları (Türemen., 2012)

	Elektron	X-ışını	İyon	Nötron
Araştırma	*	*	*	*
Temel Parçacık Fiziği	*	*	*	*
Nötron Fiziği	*	*	*	*
Tıp	*	*	*	*

Radyoterapi		*		
			*	
		*		
			*	
Tanısal radyoloji		*(SR)		
Ziraat				
	*	*		
Endüstriyel Radyografi				
			*	*
			*	*
	İyon aşılama	*		
		*		
		*		
Cilalama		*(SR)		
		*(SR)		
Madde Analizi			*	*
	*		*	
	Aktivasyon analizi	*	*	
		*(SR)		
Mikroskopi			*	
			*	
Radyoizotop Üretimi			*	*

SR: Sinkrotron radyasyonu

3.4. Radyoterapide kullanılan radyasyonlar

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar ikiye ayrılır; Elektromanyetik radyasyon (x ışını, γ ışını) , parçacık şeklinde radyasyonlar (elektron, protonlar ve nötronlar)

Elektromanyetik radyasyonlar, sinüzoidal yayılım yaparlar, elektromanyetik radyasyonlar “foton” denilen ve elektrik yüklü olmayan, kütsüz enerji tanecikleridir. Elektromanyetik radyasyondan x ışını, gamma ışınları,

X- ışınları tıpta tanısal amaçla kullanılır. X- ışını fotonları atomları iyonize edebilecek ve moleküller bağları kırabilecek enerjiye sahiptir. Bundan dolayı x-ışınları canlı doku üzerinde iyonlaştırıcı radyasyon sınıfına girer. X- Işınlarını düşük dozda uzun süre maruz kalındığında kanser riskini arttırır. Ancak x- ışınları tıbbi görüntüleme faydası

potansiyel zararların üstün gelir. Kullanılan doz miktarı dikkatli ve kontrollü verildiğinde faydalanmış oluruz.

Gama ışınları atomda bulunan enerji seviyelerindeki farklılıklardan meydana gelir. Gama ışınları, alfa (α) ve beta (β) ışınlarından daha fazla enerjiye sahiptir. Bu nedenle maddelere nüfusu daha kolaydır. Bundan dolayı diğer elektromanyetik ışınlar arasında en yüksek frekansa ve en alçak dalga boyuna sahiptir. Yüksek enerjiye sahip olduklarından insan sağlığına zararları vardır. İyonlaşmaya sebep olma etkileri az olduğundan kalın cisimlerden kolayca nüfuz edebilmektedir ancak bu da ışımının enerjisine orantılı olarak değişmektedir. Yüksüzdürler ve bu sebeple elektrik ve manyetik alanda sapmazlar (Leo, 1994).

3.5. Radyoterapi Ve Hızlandırıcı Kullanılan Radyoterapi Cihazları

Radyoterapi uygulama şekillerine göre üçe ayrılır. Bunlar eksternal tedavi, brakiterapi ve internal tedavilerdir.

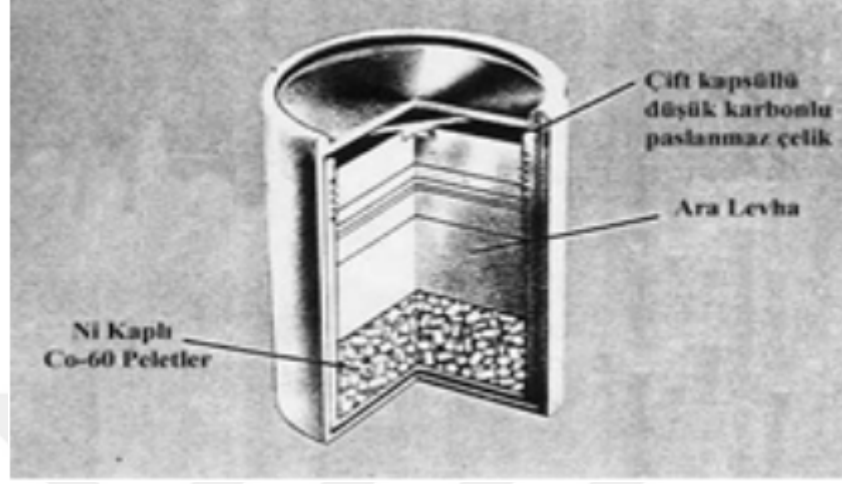
3.6. Eksternal Tedavi (Uzak Mesafeden Tedavi)

Eksternal tedavi (uzak mesafeden tedavi) radyoterapi uzmanının kaynak ile hastanın uygulanacak olan tedavi bölgesine olan uzaklığı ayarlaması ve genel olarak 5-350 cm dir. X-Işınları Co-60 ile γ ışınları parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar kullanılır) eksternal tedavi kendi içerisinde ikiye ayrılır. Lineer hızlandırıcılar ve Co-60 (teleterapi) cihazlarıdır.

Lineer hızlandırıcılar hem elektron hem de proton hızlandırma amacıyla planlanan x-ışını veya elektron demeti elektrik enerjisi yardımıyla kendisi üreten, düzenleyerek tedavi edilecek bölgeye uzak mesafeli radyoterapi cihazıdır.

İlk Co-60 cihazı 1951 yılında Kanada'da kullanılmıştır. Co-60 cihazlarında radyoaktif izotopundan salınan gamma ışınların enerjisi 1.17 MeV ile 1.33 MeV (yaklaşık 1.25 MeV) kadardır. Co-60 yarı ömrü 5,3 yıl olan bir radyo izotoptur. Bu yarılanma süresi ayda %1bir yılda %13 ve beş yılda %50 aktivitesini kaybettiğinden cihaz beş yılda bir yenilenmesi gerekmektedir. Şekil 3.17.'de görüldüğü gibi Co-60 kaynağın kalınlığı 1cm ve 1-2 cm çapında daire şeklinde diskler ve küre şeklindedir(Şekil 3.16). Teleterapi

cihazı kaynak ağırlığı yaklaşık 1 ton olan Wolfram ve kurşundan yapılmış bir kafa içinde korunur.



Şekil 3.16. Co-60 kaynağı (Anonim., 2018)

Co-60 cihazının bulunduğu kafa, ışının hastaya gönderildiği kalimatör, kafanın izomerkez etrafında dönmesini sağlayan gantri, hastanın tedavi edildiği masa ve cihazın uzaktan kontrolünü sağlayan konsoldan oluşur. Kaynaktan çıkan ışınlar, kaynak ve cilt uzaklığı 80 cm olan noktaya dakikada 120-200 cGy gamma ışını ulaşır. Co-60 cihazları 20 cm kalınlığındaki vücut bölgesinde 10 cm derinliğine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır. Co-60 cihazları genelde beyin tümörleri, baş, boyun kanserleri ve kemik-yumuşak doku metastazları tedavisinde kullanılır.

3.7. Brakiterapi (Yakın Mesafeden Tedavi)

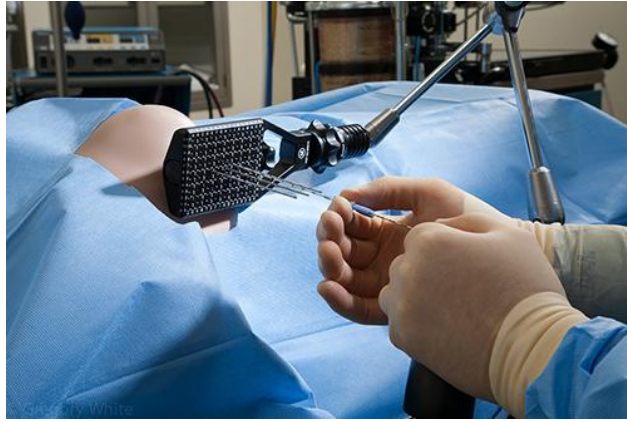
Brakiterapi yakın mesafe tedavi anlamındadır. Braki tedavi yöntemi kanser tedavisinde uygulanan radyoterapi yöntemlerinden biridir. Dışarıdan uygulanan radyoterapiye ek olarak ya da tek başına, radyasyon kaynağının tümörün içine ya da yakınına yerleştirilerek yapılan radyoterapi uygulama yöntemidir. γ ışınları veren kapalı kaynaklar ve β parçacıklar kullanılır. Brakiterapi tedavi planlamasında tümörlü dokuya uygulanan doz miktarını ne kadar arttırırsak, tümör tedavisindeki başarılarımız artmış olur. Bundan dolayı çevrede yüksek dozdan etkilenecek olan riskli organların daha az doz almasını bu da yan etkisinde bize avantaj sağlar. Yakın mesafede yapılan tedavide

kullanılan kapalı radyoaktif kaynaklar şunlardır; İnterstisyel tedavi, İnterkaviter tedavi ve yüzeysel tedavilerdir.

3.7.1. İnterstisyel tedavi

Hastalıklı tümörü sınırlayacak şekilde radyoaktif kaynağın yerleştirilmesiyle oluşan bir radyoterapi tekniğidir. Bu tedavi tekniğinde, tel tohum, iğne, firkete ve tanecik şeklinde radyoaktif kaynaklar doku içine yerleştirilir. Bu tedavi şekli harici tedavi yöntemidir. Hastalıklı tümörü sınırlayacak şekilde radyoaktif kaynağın yerleştirilmesiyle oluşan bir radyoterapi tekniğidir.

Bu tedavi tekniğinde iğne, tel, tohum, iğne, firkete veya tanecik şeklindeki radyoaktif kaynaklar tedaviye yönelik dokular içerisine yerleştirilir(Şekil 3.17). Bu tedavi şekli harici (eksternal) tedavi yöntemini tamamlayıcı olarak uygulanabileceği gibi, esas tedavi olarak da uygulanabilir. Bu teknik en çok meme, dudak ve ağız boşluğu tümörlerinde uygulanır. Bu tedavide radyoaktif kaynak olarak en çok [İridyum-192], [Sezyum-137], [Radyum-226], [İyot-125], [Altın-198], [Kaliforniyum-252], [Padalyum-103], [Samaryum-145] ve [Kobalt-60] kullanılır. Bu maddeler spinal anestezi veya genel anestezi altında dokuya yerleştirilir. Radyoaktif kaynakların doğru konumda olup-olmadığı röntgen filmi çekilerek kontrol edilir.



Şekil 3.17. Doku içine brakiterapi (Kumaş.,2009)

İğne, tel, tohum veya tüp şeklindeki (Şekil 3.18.) söz konusu radyoaktif kaynaklar çoğunlukla gamma ışını salan ve konulduğu yerin 1-2 cm çevresinde en iyi doz sağlayan materyallerdir.

İnterstisyel radyoterapi tekniğinde doku içine yerleştirilen radyoaktif kaynakların dokuda kalma süresi, gerekli doz değeri ve uygulanan radyoaktif kaynağın aktivitesine göre değişmektedir. Bu süre yaklaşık 20 dakika veya 1-2 gün olabileceği gibi, radyoaktif altın uygulamalarında ise madde dokuda sürekli kalmaktadır.

3.7.2. İnterkaviter tedavi

Bu teknikte, radyoaktif kaynağın yakınındaki veya tümörde en yüksek oranda doz dağılımı sağlanır. Radyoaktif kaynak belli bir doz verilinceye kadar hastada bırakıldıktan sonra çıkarılır. Radyoaktif kaynakların özel aletler yardımıyla vücut boşluğu içerisine yerleştirilerek, istenen dokunun ışınlanması esasına dayalı bir dahili radyoterapi tekniğidir. İnterkaviter radyoterapi'nin en çok kullanım alanı rahim ve rahim ağzı kanserleridir. Bu yöntem çoğunlukla harici (eksternal) radyoterapiden sonra uygulanır.



Şekil 3.18. Rahim ağzı kullanılan aletler (Anonim., 2019)

İnterkaviter radyoterapi tekniğinde radyoaktif kaynak olarak en çok [Sezyum-137], [Kobalt-60] ve radyumun radyoaktif izotopları kullanılır. İnterkaviter radyoterapide kullanılan kaynaklar genellikle bilye veya tel şeklindedir. Bu aplikatörler vücut

boşluklarına yerleştirildikten sonra doğru konumda olup olmadıklarını saptamak için röntgen filmi çekilir, gerekirse düzeltme yapılır.

3.7.3. Kontak (temas) radyoterapi

Radyoaktif materyallerin tedavi bölgesi üzerine konularak temas şeklinde uygulanan bir radyoterapi tekniğidir. Kontak radyoterapi tekniğinde en çok [Kobalt-60], [Strensiyum-90] ile radyum ve iridyum gibi radyoaktif kaynaklar kullanılır. Kontak radyoterapi tekniği en çok cilt kanserleri ve göz tümörlerinin tedavisinde kullanılır.

3.8. Sistemik Selektif Radyoterapi

İntravenöz yolla verilen radyoaktif maddelerin hastalıklı organlarda toplanması esasına dayalı bir radyoterapi yöntemidir. Bu yöntem en çok [İyot-131] kullanılarak kemik kanserlerinin tedavisinde uygulanmaktadır. Az başvurulan uygulamalardan biri ise lenf damarları içine [İyot-131] verilerek yapılan tedavidir.

3.9. Hipertermik Radyoterapi ve Cihazları

Hipertermi; yüksek ısı dalgalarıyla kanserli olguları tedavi etmeye yönelik bir radyoterapi yöntemidir. Hipertermi; servikal nodülleri tutan metastatik kanser, menolomlar ve lokal nükslü meme kanseri gibi yüzeysel kötü huylu tümörlerin tedavisinde klinik uygulama alanı bulmuştur. Hipertermi, yalnız başına bir tedavi yöntemi olarak uygulandığında, kısmi veya kısa süreli bir tedavi olanağı bulabilmektedir. Hipertermi uygulamalarında genellikle 42-45 °C ısı tercih edilmektedir. Hipertermi yönteminde lokal ısıtmayı gerçekleştirmede rezitif ısıtma, mikrodalga ısıtma ve radyo frekans ısıtma gibi birçok teknikten yararlanılmaktadır.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Hızlandırıcıların Kullanıldığı Radyoterapi Teknikleri

4.1.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi

Üç boyutlu konformal radyoterapi hastanın, tedavi bölgesindeki tümöre uygun doz ile normal olan dokulara minimum olası doz amaçlı hedef hacmine iyi uyumlandırılan doz dağılımı yapılan tedavidir.

4.1.2. Stereotaktik radyoterapi

Stereotaktik radyoterapide dört tedavi yöntemi vardır. Bunlar Gamma Knife, Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyo cerrahi, Cyberknife, Ağır Yüklü Parçacılardır.

Gamma knife

Gamma knife kafa içindeki hastalıkları milimetrik olarak odaklanmış gamma ışınları ile tedavi eden bir teknolojidir. Gamma knife yüzlerce kobalt kaynağından gelen ışınları noktasal bir hedefe yönlendirilir. Kaynaklardan düşük enerjili ışın demetleri gönderilse de tek bir noktada birleşmesinden dolayı çok büyük bir enerji aktarmasıyla oluşur.

Lineer hızlandırıcı tabanlı radyocerrahi

Stereotaktik radyocerrahide tedavi bölgesine radyasyon vererek iyi huylu ya da kötü huylu tümör hücrelerini yok etmek için kontrollü bir şekilde hücrelerdeki yok olmaları görmeyi planlayan cerrahi sistemidir. Hasta başına sabitlenen çerçeveye ile hastanın planlama görüntüsünün alındığı ve tedavi alanında hareketsiz kalması sağlanır. X-ışını hızması cihazdan çıkan farklı açılarda ve farklı masa açılarında izomerkez çevresinde dönmesi ile ortaya çıkan ışın demetleri sayesinde tedavi uygulanır.

Cyberknife

Radyo cerrahi, stereotaktik belli bir alanda sınırlı olan yüksek enerjili radyasyon kaynağından çıkan ışın hüzmelerinin kullanılması tekniğini birleştiren tedavi yöntemidir. Cyberknife radyo cerrahi sistemi, hasta yatağından ve bir robot üzerine yerleştirilen 6 MV' lik x-ışını üreten lineer hızlandırıcılardan oluşur. Cyberknife diğer yöntemlerden farkı, görüntüleme ile hedefin yerini bulma ve kılavuzluk sağlayan sistemle bilgisayar kontrolü robot sistemini birleştirerek tümörlerin yüksek bir hassasiyetle ışınlanmasını sağlar. Diğer yöntemlerdeki lokal anestezi ile konulan başlık yerine termoplastik maske kullanılır. Lineer hızlandırıcı bir magnetron, kararlı dalga ve hızlandırıcı kullanılarak 6 MV X- ışını üretir; doz hızı 1000 cGy/dk'dır. Lineer hızlandırıcı robotik manipülatör üzerindedir. Tedavi odasında iki adet tanısal X- ışını kaynağı ile görüntü eşliğinde tedavi yapılır ve görüntü kayıt algoritması sayesinde gerçek zamanlı tümör takibi de yapılır. Görüntü tanımlama, doz hesaplama, hedef belirleme, tedavi etkinliği optimize ederek kapsamlı bir tedavi planlama sistemi olur ve bu da tedavi başarısını artırır.

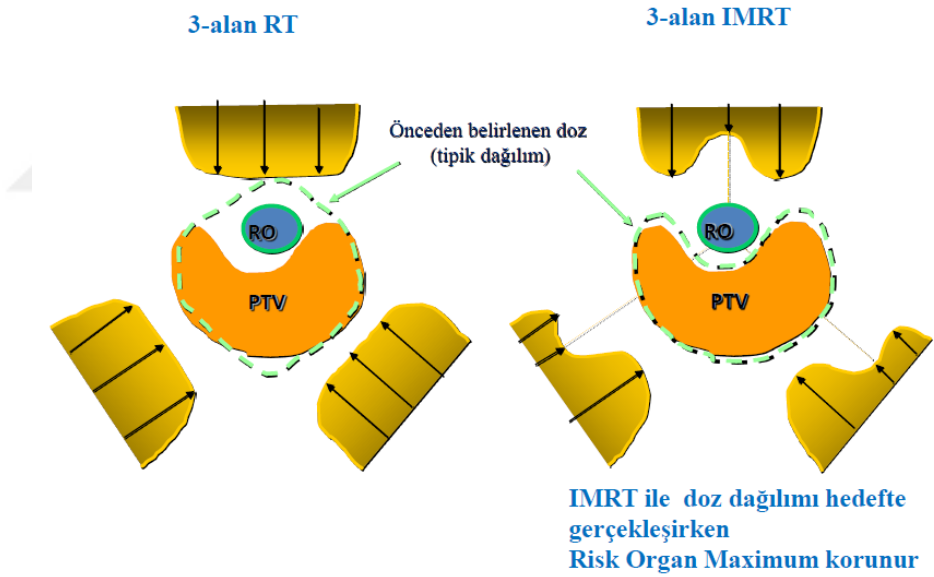


Şekil 4.1. Cyberknife cihazı (Anonim,2019)

4.1.3. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

Kanser tedavisi alanında en son yeniliklerden biri IMRT teknolojisidir. Bu teknoloji sayesinde kanserli dokunun maksimum radyasyon dozu alınırken, ışın almaması gereken çevre dokular minimum doz olarak yüksek korunma sağlanır.

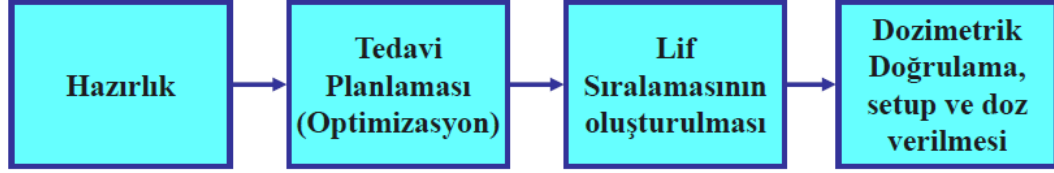
IMRT ile yapılan radyoterapide lineer okseleratör cihazı kullanılıyor ve bu cihazların geçmişi 20-25 yıl öncesine dayanıyor. IMRT cihazlarını yeni gelişmelerden bir de çok yapraklı kalimatör sistemidir. Bu sistem çok yapraklı bir sistemdir. Radyoterapi uygulanırken 8-9-10 ışın alanı kullanmak zorunda kalabiliyoruz. Çok yapraklı sistem bize sadece tümör bölgesinin açılmasını sağlayarak istenilen noktaları korumuş oluruz.



Şekil 4.2. IMRT' nin riskli organların koruma alanının şeması (Dirican.,2019)

IMRT radyasyon tedavisini uygulanan önce ışını istenilen bölgeye gönderip doğru ölçümleri yaptıktan sonra tedavi işlemine geçilebilir. IMRT cihazının en önemli özelliklerinden biri de denetlenebilen radyasyon yoğunluklu ayarlanabilen doz dağılımı oluşturabilmemizdir. Bunu başarabilmemiz için her bir tedavi alanı birçok küçük demetlere bölünür ve küçük demetlerin yoğunlukları değiştirilir. Tedavi planlaması için bilgisayar yardımı gereklidir. IMRT tedavisine yarar sağladığımız kadar bazı dezavantajları da vardır. IMRT 'de gereken planlama ve kalite güvence süreçleri,

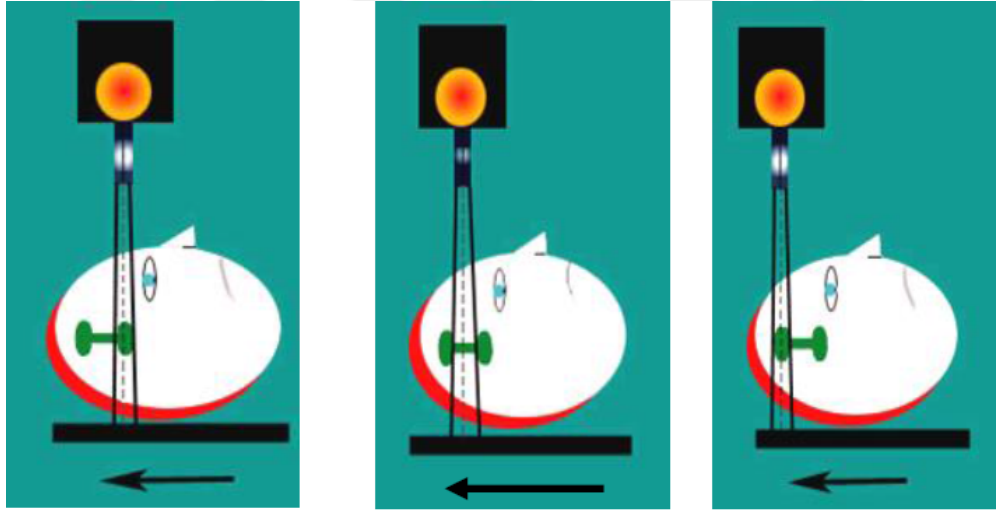
kaynaklar üzerinde önemli bir etkiye sahip olan konformal radyoterapi tekniğine göre daha karmaşık ve uzun zaman alır.



Şekil 4.3. IMRT 'nin tedavi hazırlık aşamaları (Dirican.,2019)

Tomoterapi

Tomoterapi IMRT tekniğidir. BT görüntülemeye benzer şekilde hasta kesit kesit tedavi edilir. Gantri hastanın uzun eksenini etrafında dönerken yoğunluk ayarlı demetleri oluşturan özel bir kalimatör dizayn edilmiştir. Hasta yatağı BT de olduğu gibi spiral olarak hareket eder. Hasta hareket ederken lineer hızlandırıcı gantrisi döner ve hasta spiral olarak ışınlanır. Hasta boyu doğrultusunda ilerlemektedir.



Şekil 4.4. Hasta yatağı spiral olarak hareketi (Dirican., 2019)

Volumetrik ark terapisi (VMAT)

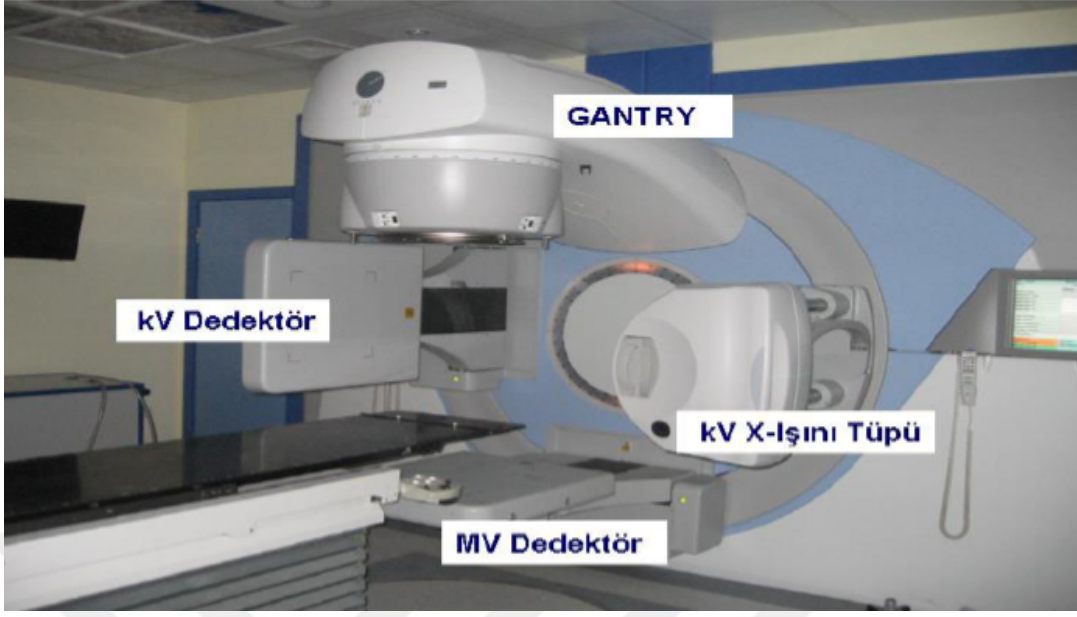
Volumetrik Ark Terapisi (VMAT) -RapidArc da denir- hacimsel yoğunluk ayarlı arc tedavisi olarak adlandırılan bir tedavi cihazıdır. Volumetrik ark terapisi IMRT terapisine göre makinenin hasta etrafında 360° dönmesi ile hassas şekilde şekillendirilmiş bir 3D

doz dağılımını sağlayan gelişmiş bir IMRT tekniğidir. VMAT tedavisinin bize kazandırdığı avantajı sabit gantri IMRT' den çok daha hızlı zamanda hasta tedavi edebilmesidir. Tedavi süresi toplam 4 dk gibi çok kısa bir sürede tamamlanabilmektedir. Cihazın hasta etrafında bir veya daha fazla dönmesiyle gerçekleştirilen bu teknik tümörün daha hassas ve yüksek dozda ışınlanması sağlarken korunma dokularında yüksek oranda korunma sağlanır. VMAT' nin dezavantajı ise IMRT 'ye göre optimizasyon zamanının uzun olmasıdır. Ancak optimizasyon zamanları gelişen cihaz ve teknolojilerle azaltılmıştır. VMAT cihaz tüm kanser türlerinde kullanabilmekte olup özellikle yüksek radyoterapi dozu gerektiren tümörlerde ve sağlam dokulara yakın yerleşim gösteren tümör tedavisinde kullanılır.

4.1.4. Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT)

IGRT metodu iki ve üç boyutlu anatomik görüntüleme ve tedavi alanlarının kontrol işlemidir. Tedavi hazırlığındaki hastalar, organ hareketleri, radyoterapiye bağlı tümör küçülmesi, hasta pozisyon değişiklikleri, solunum sırasındaki organ hareketi, kilo kaybı gibi bu belirsizlikleri ortadan kaldırıp tedavi başarı şansını artırır.

IGRT tedavi odasında yapılan görüntüleme ile tedavi öncesi sırasında ya da sonrasındaki görüntülemenin karşılaştırılıp, uygulanan radyoterapinin doğruluğunu, kurulum hatalarını ve organ hareketleri dikkate alınarak radyoterapinin uygulanmasıdır. IGRT günümüzde kilo voltaj (kv-kv) görüntüleme, kv veya mega voltaj (MV) conebeam bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleme, kv floroskopi, radyo frekans, optik metotlar veya ultrasonografi (USG) kullanılmaktadır. IGRT tedavisinin dezavantajı, tedavi planlamasının uzun sürmesi hastanın tedavi yatağında daha fazla kalması günlük IGRT görüntüleme programları ile hastaya uygulanacak olan toplam radyasyon miktarının artmasıdır.



Şekil 4.5. Elekta Synergy IGRT cihaz (Anonim., 2019)

IGRT radyasyon onkologlarının tedavi odasındaki gözüdür. Yüksek dozlara çıkılan, küçük emniyet sınırlarının kullanıldığı kesim doz düşüşlerine sahip IMRT tedavilerinde güvenle yapılır. Hastaya en uygun IGRT görüntüleme yöntemleri kullanılarak çok daha başarılı sonuçlar elde edebiliriz.

4.2. Türkiye'deki Hızlandırıcı Merkezleri

4.2.1. Türkiye Atom Enerji Kurumu proton hızlandırıcısı (TAEK) (PHT)

Nükleer teknoloji hayatımızda tıpta, enerji üretiminde, bilişimden çevre korumaya pek çok alanda insanlığa yararlı olduğu kadar, ülkemizin nükleer teknolojinin hayatımızın her bir alanında kullandığımız ürünlerin yararlı hale gelmesi önem arz etmektedir. Dünyada, radyoizotop üretimi hastalıkların tanı ve tedavisinde radyoizotopları üretimi büyük önem arz etmektedir. Dünyada, radyoizotop üreten yaklaşık 500 adet dairesel (siklotron) tip hızlandırıcı merkezi bulunmaktadır. Uluslararası Atom Enerji Ajansı'nın verilerine göre ABD (70), Japonya (36) ve Almanya (23) tane ve Avrupa Birliği ülkelerinde ABD'den fazla radyoizotop üreten hızlandırıcıları mevcuttur. Türkiye Atom

Enerji Kurumu (TAEK), Ankara’da TAEK’e bağlı 2012 yılında Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (SANAEM)’nde 30 MeV enerjili siklotron tipi Proton Hızlandırıcısı Tesisi (PHT) kurulmuştur. Bu tesiste tıbbı uygulamalarda kullanılmak üzere [İyot-123] ,[Flor-18], [Galyum-67], [İndiyum-111], [Talyum-201] ile radyoizotop ve radyofamasotiklerin üretilmesi, kalite kontrolü ve hasta dozu olarak dağılımları ve nükleer araştırma ve eğitim alanında kullanılmak üzere kurulmuştur. PHT’ nin 15-30 MeV’lik değişken demet enerjili ve 1,2mA değişken demet akımına sahip dairesel proton hızlandırıcısı ve hedef sistemler ve radyofamasotik üretim ve kalite kontrol laboratuvarından oluşmaktadır. Ülkemizdeki düşük enerjili (<20MeV) siklotron tipi hızlandırıcıları sayısı on ikidir ve bu hızlandırıcıların tamamı FDG (2-Deoksi-2-[¹⁸F]floro-D-Glikoz) retimine yönelik olarak işletilmektedir (TAEK, 2012)

Bu tesisin kurulması ülkemize hızlandırıcı teknolojisiyle tanışmış olmakla birlikte hem radyoizotop üretimi hem de nükleer alanda Ar-Ge çalışmalarını kapsayan bütünleşik bir tesis olma özelliğindedir.



şekil 4.6. TAEK Proton hızlandırıcı tesisi(TAEK.,2012)

4.2.2. Türk hızlandırıcı merkezi (THM)

Ülkemizde Ar-Ge çalışmalarımızı gelişmiş ülkelerin seviyesine çıkarmak ve hızlandırıcı teknolojisinin ülkemize taşımak, dünyanın önde gelen hızlandırıcı merkezleri ile işbirliği yapmak ve hızlandırıcı alanında yetişmiş insan gücü elde etmek için THM kurulmuştur. Parçacık fiziği, nükleer fizik, katıhal fiziği, tıp, kimya, nanoteknoloji, malzeme mühendisliği, jeoloji, biyoloji, savunma sistemleri, enerji ve endüstri vb yaklaşık 400 başlıkta kullanım alanı olan parçacık hızlandırıcılarından biri olacak THM parçacık hızlandırıcıların ülkemizde Ar-Ge amaçlı kullanılacağı, hızlandırıcı ve algıç teknolojileri alanında yetişmiş insan gücü kaynağı olacağı önemli bir tesis konumundadır. THM Ankara Üniversitesi koordinatörlüğünde 14 Üniversiteden (Ankara Üniv. Gazi, Üniv. İstanbul Üniv., Boğaziçi Üniv., Doğu Üniv., Uludağ Üniv., Dumlupınar Üniv., Gebze Teknik, Erciyes Üniv., Osmangazi Üniv., S. Demirel Üniv., Niğde Üniv., Gaziosmanpaşa Üniv. ve Adıyaman Üniv.) 156 araştırmacı çalışmaktadır.

THM projelendirilen tesisler Sinkrotron Işınım Tesisi (TURKAY), Serbest Elektron Lazeri Tesisi (TURKSEL), Proton Hızlandırıcı Tesisi (TURKPRO), Parçacık Fabrikası Tesisi (TURKFAB) ve Türk Hızlandırıcı ve Radyasyon Laboratuvarı (TARLA) tesisleri olup, şu anda sadece TARLA tesisinin kurulumu sürmektedir. TARLA tesislerinde doğrusal bir hızlandırıcıda 15-40 MeV enerjiye hızlandırılan elektronların undulatörlerden (sinüsel manyetik alan) geçirilerek 2.5-250 mikron dalgaboylu infrared serbest elektron lazeri (IR-SEL) elde edilmesi planlanmaktadır. IR-SEL ile fotokimya, biyoteknoloji nanoteknoloji, yüzey fiziği, sağlık fiziği, atom ve molekül fiziği ve lazer fiziği alanlarında Ar-Ge çalışmaları yapmak mümkün olacaktır.

2011 'de Ankara Üniversitesi Gölbaşı kampüsün de kullanılmaya başlanan TARLA tesisi, ülkemizde yapılan ilk elektron hızlandırıcı tesisidir.

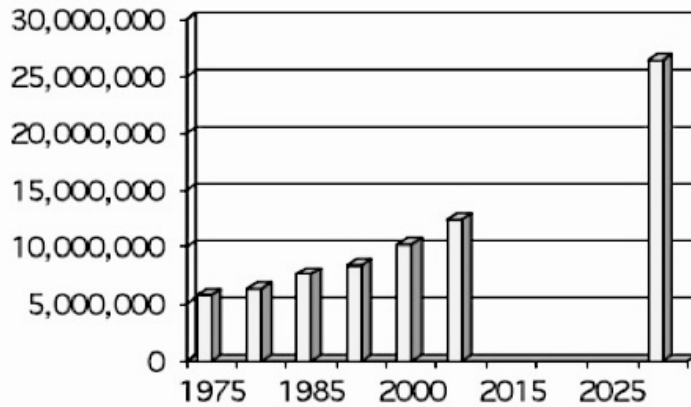


Şekil 4.7. Türk hızlandırıcı merkezi planı (Yavaş.,2013)

4.3. Türkiye’deki radyoterapi merkezleri

İçinde bulunduğumuz yüz yılın en büyük sağlık sorunu kanser hastalığıdır. 2020 yılında kanserli hasta sayısının 17 milyona ulaşacağı, 2030 yılında ise bu sayının 27 milyona, kanserden kaynaklı ölümlerin ise yıllık 17 milyona ulaşacağı tahmin edilmektedir (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. Küresel yıllık yeni kanser yükü tahmini (THGM, 2010)



Kanserli hastaların sayısındaki artış hem halk sağlığı açısından hem de lkelerişn sağlık sistemleri açısından büyük bir sorun teşkil etmekle beraber teşhis ve tedavi açısından büyük bir maliyeti de beraberinde getirecektir. Ülkemizin ikinci sık ölüm nedeni olan kanser hastalığının önlenmesi, tedavi edilmesi ve iyileştirilmesi açısından hızlandırıcı sistemlerin kullanıldığı sistemlerin yaygınlaştırılması kanserle mücadelede önemli bir yere sahiptir.

Ülkemizdeki 153 tane Co-60 ve doğrusal hızlandırıcı 25 ilde dağılmıştır. Bu rakamlara göre ülkemizde 500.000 hasta/cihaz oranı mevcuttur. Fransa'da bu oran lkemizdekinden üç kat fazladır (THGM, 2010). lkelere göre hasta başına MV mertebesinde radyoterapi cihazı sayısı izelge 4.2.'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Bazı ülkelerin bir milyon nüfusa düşen mega voltaj radyoterapi aygıt sayıları ve radyoterapi uzman sayısı (THGM, 2010)

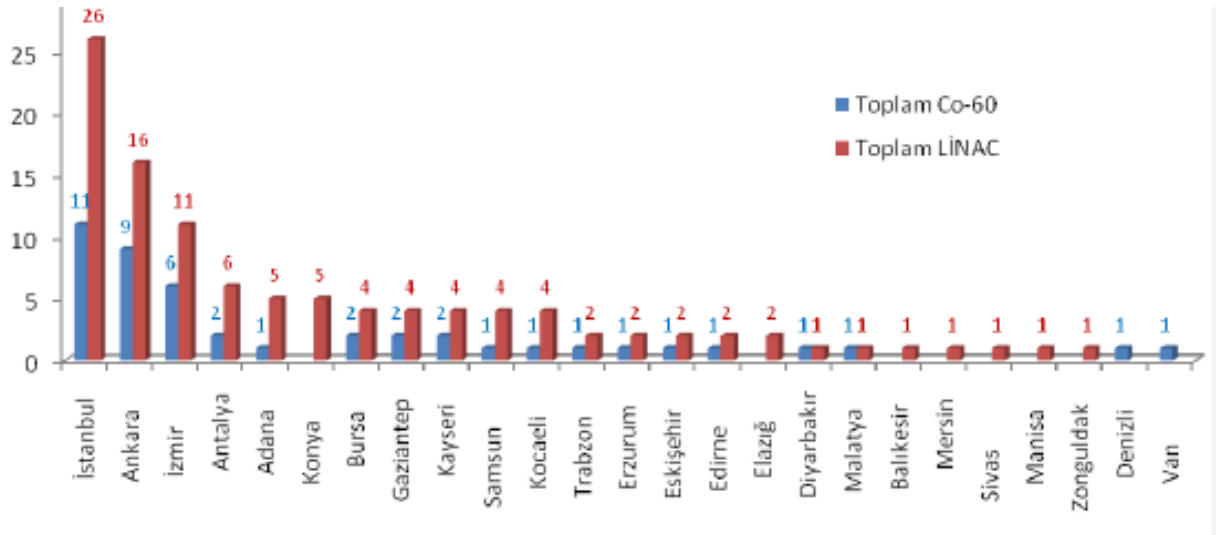
Bir Milyon Nüfusa düşen	Mega voltaj aygıt sayısı	RT Uzmanı sayısı
DSÖ nerisi	5	6
ABD	12	
Fransa	6,5	
İngiltere	3,8	
Hindistan	0,3	
Türkiye	2	5,5

Co-60 ve doğrusal hızlandırıcılar ile radyoterapi cihazlarının ülkemizdeki kurumlara göre dağılımı izelge 4.3.'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Radyoterapi cihazları bakımında Türkiye’deki mevcut durum (THGM, 2010)

	Co-60	LINAC	Toplam(Co-60+LINAC)	Brakiterapi	Temoterapi	Cyberknife	Gammaknife
Devlet Hastanelerinde	12	24	37(%24)	2	6	3	
Üniversitelerde	20	55	75(%49)	18		2	2
Özet merkezlerde	11	29	41(%27)	7	1	2	1
Toplam	43	108	153	27	7	7	3

Radyoterapi cihazlarının illere göre dağılımı Şekil 4.8.’de verilmiştir. Bu verilere göre İstanbul, toplam 26 doğrusal hızlandırıcı sayısı ile Türkiye’deki en çok tıbbi doğrusal hızlandırıcıya sahip ilimizdir.



Şekil 4.8. Radyoterapi cihazlarının illere göre dağılım grafiği (Türkiye onkoloji hizmetleri yeniden yapılanma programı., 2010)

5. SONUÇ

Parçacık hızlandırıcı sistemlerinin teknolojik tarihsel gelişimi ile birlikte bir çok disiplinde kullanım alanları giderek artmaktadır. Bu disiplinlerden biri de tıp alanıdır. Tüm dünyadaki ölüm nedenlerinin başlıca kaynağı olan kanser vakalarındaki artışa paralel olarak radyoterapide de lineer hızlandırıcıların tedavi tekniklerinde zamanla büyük gelişmeler meydana gelmiştir. Radyoterapi tekniklerinin sayısı hastalığın ve tedavinin özel durumlarına göre gün geçtikçe artmaktadır. Bu tedavilerden Gamma Knife, kafa içindeki tümörleri milimetrik olarak odaklanmış gamma ışınlarıyla tedavi eden bir teknolojiye sahiptir. Diğer bir teknik olan Cyberknife tedavi yöntemi ise diğerlerinden farklı olarak görüntüleme ile hedefin yerini bulma ve bilgisayarlı kontrollü robot sistemi birleştirilerek yüksek hassasiyetli ışınlanma ile başarılı bir tedavi elde edilmesine olanak sağlar. Bir diğer yöntem olan yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) cihazlarında, geliştirilen son teknoloji sayesinde çok yapraklı kolimatörler ile tedavi edilecek bölgeye maksimum dozun verilmesine olanak sağlarken, kolimatörlerin sağlam dokuları kapatmasıyla yaklaşık bu bölgedeki doz miktarı %2 gibi düşük doza maruz kalarak sağlam dokuların korunması sağlanabilmektedir. IMRT'nin en önemli özelliği denetlenebilir radyasyon yoğunluğunu ve ayarlanabilen doz dağılımının yapımını oluşturabilmemizdir. Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) metodu iki ile üç boyutlu anatomik görüntüleme ve tedavi öncesi sırasında yada sonrasında görüntülemelerinin karşılaştırılıp uygulanan radyoterapinin doğruluğunu kurulum hatalarını ve organ hareketlerini dikkate alarak uygulanan bir tedavi yöntemidir. Tomoterapi cihazı doğrusal hızlandırıcı kullanan ve IMRT yapabilen bir cihazdır. Hacimsel yoğunluk ayarlı arc tedavisinde kullanılan cihaz, diğer cihazlardan farklı olarak hasta etrafında dönerek tedavinin hızlı bir şekilde yapılmasını sağlamaktadır. Böylelikle diğer cihazlara nazaran daha çok hastanın tedavi almasına imkan vermektedir. Proton radyoterapisinin en büyük avantajı hedef tümöre yüksek oranda doz vererek iyileşmeyi hızlandırırken çevre dokulara en az zararı vermesidir. Özellikle pediyatrik tümörlerin tedavisinde, omirilik kanserlerinde ve karaciğer kanserlerinde kullanılmaktadır.

Ülkemizde görülen ve nüfusla beraber artan kanser vakaları, kanserle mücadelenin daha yoğun bir şekilde yapılmasını zorunlu kılmaktadır. Ülkemizde 500.000 hastaya 1

radyoterapi cihazı düşmektedir ve mevcut cihaz sayı 153'tür. Ancak nüfus ile paralel olarak artan kanser vakaları için gereken radyoterapi cihazı sayının 203-254 arasında olmasını gerekli kılmaktadır. Mevcut cihazlardan 43 tanesi çok eski teknoloji Co-60 cihazlardır ve 3 boyutlu görüntüleme kullanılamazlar.

Bu bilgiler ışığında Cumhuriyetin 100. Yılı projeksiyonu çerçevesinde yapılan nüfus tahminleri ve buna paralel olarak artan yıllık yeni kanser vakalarının bir projeksiyonu yapılmış ve ideal doğrusal hızlandırıcı içeren radyoterapi cihaz gereksiniminin 2023 yılı itibarıyla 379 sayısına ulaşması gerektiği belirlenmiştir (THGM, 2010).



6. KAYNAKLAR

- Anonim, 2010. Türkiye Onkoloji Hizmetleri Yeniden Yapılanma Programı (2010-2023), Yayın No:2010, Ankara,
- Anonim, 2012. TAEK Proton Hızlandırıcı Tesisi (2012), Yayın No:2012, Ankara,
- Arya, A. P. 1968. "Fundamentals of Nuclear Physics", USA, 19-40; 2017.
- Aşat, M., 2018. Tıbbi Görüntüleme Sistemleri, Life Of Medical, 2018.
- Avesis, <https://studylibr.com/doc/590012/radyasyonun-madde-ile-etkile%C5%9Fmesi--aves>, 2019
- Aydın, F., 2016. Bilgisayarlı Tomografi, Nükleer Tıp Seminerleri, 2018.
- CERN, 2018. Parçacık Hızlandırıcıların Tarihsel Gelişimi, <https://home.cern/>, 2017.
- Çobanoğlu, G., 2011. Parçacık Radyasyonlar. Yüksek Lisans Tezi, 2018.
- Dirican, B., 2011. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, VII. Uluslararası Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu, 2018.
- Dirican, B., 2001. Radyoterapi Teknikleri, 1. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Uygulamaları Kongresi, 2018.
- Dirican, B., 2019. İzodoz Eğrileri, Türk Fizik Derneği XIII. Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Detektörleri Yaz Okulu, 2019.
- Dönmez Yılmaz, B., Ünsal, M.; 2013. Brakiterapi, Okmeydanı Tıp Dergisi, 2019.
- Dosañh, M., 2019. Kanser tedavisinin değişen manzarası, <https://cerncourier.com/the-changing-landscape-of-cancer-therapy/>, 2019.
- Gürsoy, G., 2013. Lineer Hızlandırıcılar, Yüksek Lisans Tezi, 2018.
- Johns, H. E., and Cunnigham John Robert, 1992, The Physics of Radiology, 2019.
- Johns, H. E., and Cunnigham, J.R., 1983, : The Physics of Radiology 4.Ed. Charle, C. Thomas, Springfield, 2019.
- Indico, <https://Indico.Cern.Ch/Event/754507> , 2019.
- Khan, F.M., 2003. The Physics of Radiation Therapy 3nd ed., Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, 2019.
- Khan, F.M., 1992. "The Physics of Radiation Therapy 3rd", Department of

Therapeutic Radiology University of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, Chapter 4, 38-50, Chapter 9, 60-61, 164-165, Chapter 14, 300-309, 2019.

Kumaş , A., 2009. Parçacık Radyasyonları, Radyasyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları. Palme Yayınları , No: 367, Ankara, 2018.

Leo, W.R., 1994. Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments, II. Edition, Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2019.

Ocak, B., 2014. Radyasyon Madde Etkileşmesi (Yüklü Parçacıklar), VIII. Uluslararası Katılımlı Parçacık Hızlandırıcıları ve Dedektörleri Yaz Okulu, 2018.

Özalpan, A., 1980, Radyobioloji, İstanbul, İ.Ü. Fen Fakültesi Basımevi, 2019.



7. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: AYŞE AYDIN

Doğum Tarihi ve Yeri: 20.12.1989-SAMSUN

E-mail: ayseydin5555@hotmail.com

Eğitim bilgileri

<u>Derece</u>	<u>Eğitim Birimi</u>	<u>Mezuniyet Yılı</u>
Lise	Çarşamba Lisesi	2006
Lisans	Gaziosmanpaşa Üniversitesi	2013
Yüksek Lisans	Gaziosmanpaşa Üniversitesi	2019