

**ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mehmet Oğuz ULU

PARÇACIK DETEKTÖRLERİNİN TIPTA KULLANIMI

FİZİK ANABİLİM DALI

ADANA, 2008

**ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

PARÇACIK DETEKTÖRLERİNİN TIPTA KULLANIMI

Mehmet Oğuz ULU

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

**Bu tez/...../2008 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Oybirliği/Oyçokluğu İle Kabul Edilmiştir.**

İmza:.....

**Prof.Dr.Ayşe POLATÖZ
DANIŞMAN**

İmza:.....

**Prof.Dr.Eda EŞKUT
ÜYE**

İmza:.....

**Yrd.Doç.Dr.Ramazan BİLGİN
ÜYE**

**Bu tez Enstitümüz Fizik Anabilim Dalında hazırlanmıştır.
Kod No:**

**Prof. Dr. Aziz ERTUNÇ
Enstitü Müdürü
İmza ve Mühür**

**Bu Çalışma Ç.Ü. Araştırma Projeleri Birimi Tarafından Desteklenmiştir.
Proje No:FEF.2007.YL.3**

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PARÇACIK DETEKTÖRLERİN TIPTA KULLANIMI

Mehmet Oğuz ULU

ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI

Danışman : Prof. Dr. Ayşe POLATÖZ

Yıl : 2008, **Sayfa** : 63

Jüri : Prof. Dr. Ayşe POLATÖZ
Prof. Dr. Eda EŞKUT
Yrd.Doç. Dr. Ramazan BİLGİN

X-ışınlarının 1895 yılında Röntgen tarafından keşfedilmesinden hemen sonra tıpta görüntüleme alanında kullanılmaya başlanması ve daha sonraları radyoaktif elementlerin kanser tedavisinde kullanılabileceğinin keşfedilmesiyle tıp alanında yeni bir çığır açılmış oldu. 20. yüzyılın başlarından itibaren, birçok hastalıkların tanı ve tedavisindeki en önemli gelişmeler fizikte, özellikle parçacık fiziğinde kullanılan deneysel tekniklerdeki yeni buluşlar sayesinde olmuştur.

Bu çalışmada, hastalıkların tanısında kullanılan görüntüleme teknikleri (Bilgisayarlı Tomografi (BT), Tek Foton Yayınımlı Tomografi (SPECT), Pozitron Yayınım Tomografi (PET), vb.) ve kanser tedavisinde kullanılan yöntemler ile kullanılan detektörlerin fiziği ve çalışma prensipleri derlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Tıbbi Fizik, Röntgen, BT, PET, MR

ABSTRACT

MSc THESIS

MEDICAL APPLICATIONS OF PARTICLE DETECTORS

Mehmet Oğuz ULU

DEPARTMENT OF PHYSICS
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
UNIVERSITY OF CUKUROVA

Süpervisor : Prof. Dr. Ayşe POLATÖZ

Year : 2008, **Pages :** 63

Jury : Prof. Dr. Ayşe POLATÖZ
Prof. Dr. Eda EŞKUT
Asist.Prof. Ramazan BİLGİN

A new era was marked in medicine with the diccovery of x-rays by Rontgen in 1895 which was quickly followed by first imaging applications and the use of radioactive elements for the treatment of cancer. Since the beginning of the 20th century, major advances in medicine have been realized with the developments in physics, particulary experimental techniques used in particle physics.

In this study, diagnostic imaging methods (Computed Tomography (CT), Single Positron Emission Tomography (SPECT), Positron Emission Tomography (PET)) and cancer theraphy methods are reviewed. The physics and working principles of particle detectors used in medicine are also summarised.

Key Words: Medical Physics, Rontgen, CT, PET, MR

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında değerli zamanını, düşünce ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Ayşe POLATÖZ'e ve Prof. Dr. Eda EŞKUT'a, ayrıca manevi desteğini esirgemeyen her zaman ve her yerde yanımda olan annem Suzan ULU'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans çalışmalarımı maddi olarak destekleyen Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri Birimi'ne teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

SAYFA

ÖZ.....	I
ABSTRACT.....	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER.....	IV
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR	X
1.GİRİŞ.....	1
2. HIZLANDIRICI VE DETEKTÖRLER.....	3
2.1. Parçacık Hızlandırıcıları Hakkında Genel Bilgi.....	3
2.2. Hızlandırıcı Çeşitleri.....	4
2.2.1. Yüksek Gerilim Hızlandırıcıları (Doğru Voltaj Hızlandırıcı).....	5
2.2.2. Radyofrekans Salınlı Elektromanyetik Alan Kullanan Hızlandırıcılar.....	6
2.2.2.1. Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcılar.....	6
2.2.2.2. Dairesel Hızlandırıcılar.....	6
2.2.2.2.(1). Siklotronlar.....	7
2.2.2.2.(2). Mikrotatronlar.....	7
2.2.2.2.(3). Betatronlar.....	8
2.2.2.2.(4). Sinkrotronlar.....	9
2.3. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları.....	12
2.4. Detektörler Hakkında Genel Bilgi.....	13
2.5. Modern Parçacık Detektörleri.....	13
2.5.1. İz Saptama Katmanı.....	13
2.5.2. Elektromanyetik Kalorimetre.....	14
2.5.3. Hadronik Kalorimetre.....	15
2.5.4. Müon Kalorimetresi.....	15
2.6. Geleceğin Parçacık Detektörleri.....	17
3. X IŞINLARI VE TIPTA KULLANIM ALANLARI.....	19
3.1. X-Işınlının Özellikleri ve Oluşumu.....	19

3.2. X Işınlının Madde ile Etkileşimi.....	20
3.2.1. Koherent Saçılma.....	20
3.2.2. Fotoelektrik Soğurulma.....	21
3.2.3. Compton Saçılması.....	22
3.2.4. Çift Oluşum.....	23
3.3. X Işınlının Tıpta Kullanımı.....	24
3.3.1. Radyoloji.....	24
3.3.1.1. Tanısal (Diagnostik Radyoloji).....	24
3.3.1.2. Girişimsel (Tedavi Edici) Radyoloji.....	25
3.3.2. Radyolojide Kullanılan Enerji Türleri.....	25
3.3.2.1. Elektromanyetik Işımlar.....	25
3.3.2.2. Ultrases.....	26
3.3.3. Radyolojik Görüntüler ve Elde Edilmeleri.....	27
3.3.4. Röntgen.....	28
3.3.5. Röntgen Filmi Üzerinde Görüntü Oluşumu (Röntgenogram).....	29
3.3.5.1. Radyoskopi (Fluoroskopi).....	29
3.3.5.2. Radyografi.....	30
3.3.6. Dijital Röntgen.....	31
3.3.7. Saçılımın Radyolojik Görüntülere Etkisi.....	31
3.3.8. Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	32
3.3.9. Bilgisayarlı Tomografi Aletinin Temel Parçaları.....	35
3.3.10. Bilgisayarlı Tomografinin Kullanıldığı Yerler.....	36
4. X IŞINI DIŞINDAKİ YÖNTEMLERİN TIPTA KULLANIMI.....	37
4.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR).....	37
4.2. Ultrasonografi (US).....	41
4.2.1. Ses Dalgasının (Ultrason) Fiziği.....	41
4.2.2. Ultrasonografi Sistemleri.....	44
4.2.2.1. Problar (Transduser).....	45
4.2.2.2. Merkezi İşleme Ünitesi (MİÜ).....	45
4.2.2.3. Çıktı Üniteleri.....	46
4.3. Nükleer Tıp.....	46

4.4. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET).....	47
4.4.1. Temel Fiziksel Prensipleri.....	48
4.4.2. Temel Görüntüleme Prensipleri.....	50
4.4.3. Detektör ve Kristal Yapıları.....	50
4.4.5. PET-BT.....	52
5. RADYOTERAPİ.....	53
5.1. Radyoteapi Nedir?.....	53
5.2. Radyoterapi Çeşitleri.....	54
5.2.1. Kanser Terapi.....	54
5.2.2. Lokalize Radyoterapi.....	54
5.2.3. Hadron Terapi.....	55
5.2.4. Proton Terapi.....	55
5.2.5. Bor Nötron Yakalama Terapisi (BNTC).....	56
5.2.6. Endo-Radyonüklit Tedavi.....	57
5.3. Radyoterapi Uygulamaları.....	57
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	59
KAYNAKLAR.....	60
ÖZGEÇMİŞ.....	63

ÇİZELGELER DİZİNİ

SAYFA

Çizelge 2.1. Sinkrotron temelli tıbbi araştırma.....	11
Çizelge 4.1. Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı.....	43
Çizelge 4.2. En sık kullanılan pozitron yayan Radyonüklitler.....	47
Çizelge 4.3. PET görüntüleme maddeleri ve kullanım alanları.....	48

Şekil 2.1. Hareket halindeki EM dalga yolu üzerindeki parçacıkların sürüklenmesi...	4
Şekil 2.2. Yüksek gerilim hızlandırıcının genel ilkesi.....	5
Şekil 2.3. Bir Van de Graff Hızlandırıcısı.....	5
Şekil 2.4. Bir çeşit lineer hızlandırıcı.....	6
Şekil 2.5. Siklotronun genel görünüşü.....	7
Şekil 2.6. Mikrotronda elektronun hızlandırılması.....	8
Şekil 2.7. Betatronun kesit görünümü.....	8
Şekil 2.8. Sinkrotronun temel yapısı.....	9
Şekil 2.9. Elektromanyetik duşun şematik gösterimi.....	14
Şekil 2.10. Hadronik duşun şematik gösterimi.....	15
Şekil 2.11. Modern Parçacık Detektörü.....	16
Şekil 2.12. Parçacık türlerinin etkileşime girdiği katmanlar.....	16
Şekil 2.13. CMS detektörünün genel görünüşü.....	18
Şekil 3.1. Bir x ışını tüpü.....	20
Şekil 3.2. Koherent Saçılma.....	21
Şekil 3.3. Fotoelektrik etki.....	22
Şekil 3.4. Compton etkisi.....	23
Şekil 3.5. Çift Oluşum Olayı.....	24
Şekil 3.6. Elektromanyetik ışımının tayfı.....	27
Şekil 3.7. Fotografi.....	28
Şekil 3.8. Röntgen filminin banyosu ve bir göğüs röntgenogramı.....	30
Şekil 3.9. Fluoroskopi.....	30
Şekil 3.10. Radyografinin fiziksel prensibi.....	31
Şekil 3.11. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi.....	33
Şekil 3.12. Piksel.....	34
Şekil 3.13. Hounsfield Ölçeği.....	35
Şekil 3.14. BT Aleti.....	36
Şekil 4.1. Bir MR aleti.....	37
Şekil 4.2. Yüklü bir parçacığın spin hareketi yapması.....	38

Şekil 4.3. Spinler ve manyetik alan içerisindeki konumları.....	38
Şekil 4.4. Manyetik alan içindeki spinlerin presesyon hareketleri.....	39
Şekil 4.5. Alternatif akım görüntü oluşturma aşamaları.....	40
Şekil 4.6. Bir Ultrasonografi cihazının genel görünüşü.....	41
Şekil 4.7. Ses dalgasının genliği, dalga boyu, periyot.....	42
Şekil 4.8. İki farklı ortam yüzeyinde yansıma ve kırılma.....	43
Şekil 4.9. FDG bileşenleri.....	48
Şekil 4.10. Siklotron.....	49
Şekil 4.11. Yok Etme Olayı.....	49
Şekil 4.12. PET Görüntüleme Sistemi.....	50
Şekil 4.13. Bir PET tarayıcısı.....	51
Şekil 4.14. Entegre PET/BT sistemi görüntüsü.....	52
Şekil 5.1. Modern bir 3 GHz doğrusal hızlandırıcının hasta çevresinde dönerek elektron ve foton tedavileri için kullanılması.....	54
Şekil 5.2. Proton terapide Bragg Peak olayı.....	58

SİMGELER VE KISALTMALAR

EM	:	Elektromanyetik
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi
MR	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
FDG	:	Flurodeoksiglukoz
US	:	Ultrasonografi
NT	:	Nükleer Tıp
BHÇ	:	Büyük Hadron Çarpıştırıcısı
CMS	:	Sıkı Müon Selenoid
ATLAS	:	Toroidal BHÇ Aygıtı
ALİCE	:	Büyük İyon Çarpışma Deneyi
LHCb	:	Büyük Bir Hadron Çarpıştırıcı-Güzellik
2D	:	İki Boyutlu
3D	:	Üç Boyutlu
HU	:	Hounsfield Üniti
T	:	Tesla
RF	:	Radyofrekans
TE	:	Sinyal Dinleme Süresi
TR	:	RF sinyalleri arasındaki süre
Hz	:	Hertz
PZT	:	Piezoelektrik Kristali
SPECT	:	Tek Foton Yayan Tomografi
CERN	:	Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi
BNTC	:	Bor Nötron Yakalama Terapisi
SR	:	Sinkrotron Işınımı
EKAL	:	Elektromanyetik Kalorimetre
HKAL	:	Hadronik Kalorimetre
PET	:	Pozitron Emisyon Tomografisi
SE	:	Spin Eko
MİÜ	:	Merkezi İşleme Ünitesi

1.GİRİŞ

Fizikteki temel buluşlar tıpta birçok hastalıkların tanı ve tedavisinde yeni teknolojilerin gelişmesine yol açmıştır. Bunun en iyi bilinen örneği, x-ışınlarının keşfinden hemen sonra tıpta kullanılmaya başlaması ve bu sayede hastalıkların teşhis ve tedavisinde hızla yeni yöntemlerin geliştirilmesidir.

Fizik, kimya ve moleküler biyolojideki temel araştırmaların sonuçları hızla tıpta kullanım alanı bulmaya devam etmektedir. Parçacık hızlandırıcıları, kontrol sistemleri ve detektör sistemleri başlangıçta fizik araştırmaları için geliştirilmiş olmasına rağmen günümüzde teşhis ve tedavi yöntemlerinde ve tıbbi araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde dünyada kullanılan 17.000 civarında hızlandırıcı olup bunlardan sadece birkaç yüzü fizik araştırmaları için geri kalanlar ise tıp yada endüstri alanlarında kullanılmaktadır.

Bu çalışmada fiziğin tıptaki kullanım alanları, hastalıkların tanısında kullanılan görüntüleme ve tedavi yöntemleri ile bu yöntemlerde kullanılan fizik yasaları derlenmiştir.

Tezin ikinci bölümünde, görüntüleme ve tedavi yöntemlerinde kullanılan ışınlamaların üretildiği hızlandırıcı ve detektörlerin çalışma prensipleri hakkında bilgi verilmiştir.

X-ışınları keşfedildiğinden beri tıpta teşhise yönelik en önemli görüntüleme yöntemi olmanın yanında radyoterapide de merkezi bir role sahiptir. Sinktrotron ışınlamalarının bulunması ise görüntü ve terapi yöntemlerine yeni bir boyut kazandırmıştır. Bu bölümde x-ışınlarının özellikleri ve tıpta görüntüleme amaçlı kullanıldığı alanlardan bahsedilmiştir.

Son yıllarda görüntüleme aletlerinde ve tekniklerinde büyük yenilikler olmuştur. Bunlardan en önemlileri: Magnetik Rezonans Görüntü (MR), Bilgisayarlı x-ışın Tomografisi (BT), Tek Foton Tomografisi (SPECT) ve Pozitron Yayınım Tomografisi (PET)'dir. Üçüncü bölümde ayrıca bu görüntüleme tekniklerinden bazılarına da yer verilmiştir. Dördüncü bölümde ise nükleer tıpta kullanılan yöntemlerden, özellikle yukarıda bahsedilen yeni görüntüleme tekniklerinden PET'in çalışma prensibi ve kullanılan temel fizik yasalarından bahsedilmiştir. Tezin

beşinci bölümünde hastalıkların (özellikle kanser) tedavisinde kullanılan yöntemler anlatılmıştır. Bu tedavi yöntemleri arasında hadron terapi, proton terapi, Bor Nötron yakalama terapisi ve Endo radyonüklit tedavi sayılabilir.

Tezin son bölümü olan sonuç ve tartışma kısmında ise fiziğin yeri ve tıptaki kullanım alanları özetlenmiştir.

2. HIZLANDIRICI VE DETEKTÖRLER

2.1. Parçacık Hızlandırıcıları Hakkında Genel Bilgi

Parçacık fiziğin temel amacı maddenin temel yapı taşlarını ve aralarındaki etkileşimleri incelemektir. İncelenen parçacıkların boyutları 10^{-15} m mertebesinde olduğundan görünür ışık bu durumda yeterli değildir ve bu parçacıklar gözle görülemezler. Böyle bir durumda yüksek enerjili parçacık demetleri veya foton kullanılır.

Parçacık hızlandırıcıları, yüksek enerjili yüklü temel parçacık (elektron, pozitron, proton, anti proton gibi) demetleri üreten aletlerdir. Hızlandırıcılar, yüklü parçacıkları birbirlerine iten veya birbirlerine çeken elektrik alanlar vasıtasıyla hızlandırırlar.

Hızlandırıcı içindeki parçacıklara EM dalga gönderildiğinde, parçacık üzerinde iki bileşen etkili olur. Biri manyetik alan diğeri ise elektrik alan bileşenidir. EM dalganın manyetik alan bileşeninin parçacığın enerjisine etkisi olmaz. Çünkü manyetik alan bileşeni parçacıkların hareket doğrultularına dik yönde bir kuvvet uygular. EM dalganın elektrik alanı bileşeni ise, gideceği yol üzerinde bulunan parçacıklara itme kuvveti uygular. Parçacıklar negatif yüklü ise kuvvetin yönü elektrik alanının yönüyle ters, parçacıklar pozitif yüklü ise kuvvetin yönü elektrik alanının yönüyle aynı olur. Bu kuvvet $\vec{F} = q\vec{E}$ eşitliği ile verilir. Sonuç olarak parçacıklar dalga ile birlikte hareket etme eğilimindedir (Şekil 2.1).

Parçacıkları hızlandırıcıda iten bu EM dalgalar, mikrodalga fırınların daha gelişmiş olan klistronlardan sağlanır. Klistronlardan sağlanan mikrodalgalar hızlandırıcıya dalga kılavuzları ile taşınır.



Şekil 2.1. Hareket halindeki EM dalganın yolu üzerindeki parçacıkların sürüklenmesi (Bilim ve Teknik Dergisi, 2004).

2.2. Hızlandırıcı Çeşitleri

Tüm hızlandırıcı türlerinde sabit hedef deneyi ve demet çarpıştırma deneyi olmak üzere iki tür çarpışma gerçekleştirilebilir.

Sabit hedef deneyinde, elektrik alanla hızlandırılmış bir yüklü parçacık (elektron veya proton) hızlandırıcı içerisinde sabit bir hedefle çarpıştırılır. Parçacıklar hızlandırılırken ve sabit bir hedefle çarpıştıktan sonra, ışıma yaparak enerjilerinin bir kısmını kaybederler. Parçacığın sabit bir hedefle çarpışmasından sonra yeni parçacıklar üretilir.

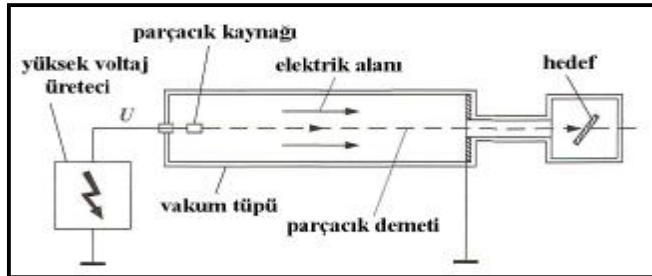
Demet çarpıştırma deneyi kullanarak da deneyler yapılabilir. Bu deneyde, iki yüksek enerjili parçacık demeti birbirinin içinden geçirilir. Her iki demetin de yüksek enerjileri vardır. O yüzden birbirleriyle çarpışmaları sonucunda daha yüksek kütleli parçacıklar meydana gelir. Demet çarpıştırma deneyinin sabit hedef deneyine göre meydana gelme olasılığı daha fazladır.

Nükleer fizik ve parçacık fiziği araştırmalarında kullanılan hızlandırıcılar genel olarak ikiye ayrılır: Yüksek Gerilim Hızlandırıcıları ve Radyofrekans salınımlı EM alan kullanan hızlandırıcılar.

2.2.1 Yüksek Gerilim Hızlandırıcıları (Doğru Voltaj Hızlandırıcı)

Yüksek gerilim hızlandırıcılarında istenilen voltaj mertebesine ulaşmak için önce topraklama ucundan negatif iyonlar, hızlandırıcıdaki birinci elektrotta doğru hızlandırılır. Bu elektrotta parçacık kaynağı bulunur. O yüzden buradaki voltaj yüksek değere sahiptir. Bu voltaja ulaşan demet, vakumlu bir metalden geçerek ikinci elektrotta kadar enerji kaybetmeden hızlanırlar. Buradan sonra parçacık elektrik alanının olmadığı bölgeden geçerek sabit bir hedefle çarpışır. Bu çarpışma sonucu elektronları çıkarıp pozitif iyonlar da toprak potansiyeline doğru geri hızlandırılarak gönderilir. Bu şekilde hızlandırıcıdan yüksek enerji elde edilir, ama bu enerji yeterli değildir. Bu tip hızlandırıcılar belli limit aralıklarında çalışırlar. Bu bir dezavantajdır. Ama yinede yaygın olarak kullanılırlar (Şekil 2.2).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan Tandem Van de Graff hızlandırıcılarında 25 MeV'lik voltaj kullanılır (Ertürk ve Boztosun, 2004).



Şekil 2.2. Yüksek gerilim hızlandırıcının genel ilkesi (Blogger, 2007)



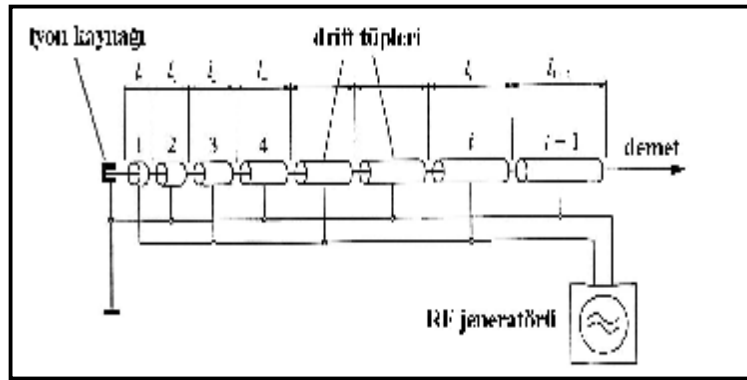
Şekil 2.3. Bir Van de Graff Hızlandırıcısı (Yavaş, 2005)

2.2.2. Radyofrekans Salınlı Elektromanyetik Alan Kullanan Hızlandırıcılar

Bu tipte yer alan iki çeşit hızlandırıcı vardır: Lineer hızlandırıcılar ve dairesel hızlandırıcılar.

2.2.2.1 Lineer (Doğrusal) Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcı, parçacık demetinin hareket doğrultusu boyunca sıralanmış bir dizi sürüklenme (drift) tüplerinden meydana gelmektedir. Bu tüpler bir RF (radyo frekans) kaynağına bağlıdır. RF kaynağı yüksek frekansta alternatif voltaj sağlamaktadır. Buradaki salınlı alanlar ve sürüklenme tüpleri ile parçacıkların çarpıştırılması gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.4. Bir çeşit lineer hızlandırıcı (Blogger, 2007).

2.2.2.2. Dairesel Hızlandırıcılar

Parçacıkları kapalı bir yörüngedeki RF'lerden çok sayıda geçirerek hızlandıran ve içerisindeki magnetler aracılığıyla onları dairesel yörüngelerde tutan hızlandırıcılardır. Dairesel hızlandırıcılardaki parçacıklar, hızlandırıcı yapıyı periyodik olarak dolanır ve her defasında enerji alarak kapalı yörüngeler izler (Yavaş, 2005).

Dairesel hızlandırıcılarda (lineer hızlandırıcılarda da olduğu gibi) parçacıklar sabit hedef deneyini veya demet çarpıştırıcı deneyini kullanılarak çarpıştırılabilirler.

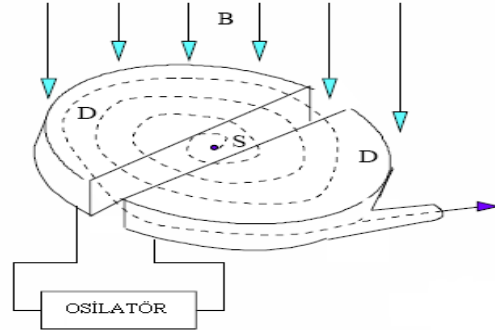
Çarpışmada sonrasında ortaya çıkan parçacıkların kimliklerin belirlenmesi, dairesel hızlandırıcılar sayesinde gerçekleşmiş olur.

Dairesel Hızlandırıcıların; Siklotron, Mikrotron, Betatron ve Sinkrotron olmak üzere dört çeşidi vardır.

2.2.2.2.(1). Siklotronlar:

Proton veya ağır iyonlar gibi relativistik olmayan parçacıkları RF gerilim (değişen fazlar) ile dairesel magnetler içinde hızlandıran dairesel bir hızlandırıcıdır.

Siklotronda, düzgün manyetik alan ve RF kavite (boşluk) kullanır. Siklotron yani bu hızlandırma kaviteyi D şeklinde iki yarım dairesel odacıklara ayrılmış magnetlerden oluşur (Şekil 2.12). Bu magnetler arasında boşluk vardır. Bu boşlukta bir iyon kaynağı bulunur. Hızlandırma alanı RF gerilimi bu magnetler arasında üretilir (Yavaş, 2005).



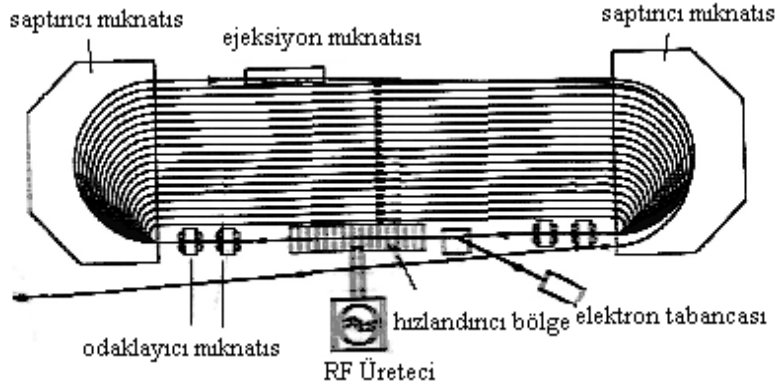
Şekil 2.5. Siklotronun genel görünüşü (Güven ve ark., 2008).

2.2.2.2.(2). Mikrotronlar:

Mikrotronlar elektronlar için kullanılan lineer hızlandırıcı ile siklotron karışımı bir tedavi cihazıdır. Mikrotronların yapıları basit ve enerji seçimi kolaydır. Diğer lineer hızlandırıcılara göre daha küçük hacimli cihazlardır.

Mikrotronlarda tek kavite bulunur. Elektronlar, mikrotronlarda bir kaynaktan çıkarak bu kavite içine gelirler ve burada elektrik alanın yardımıyla hızlandırılırlar.

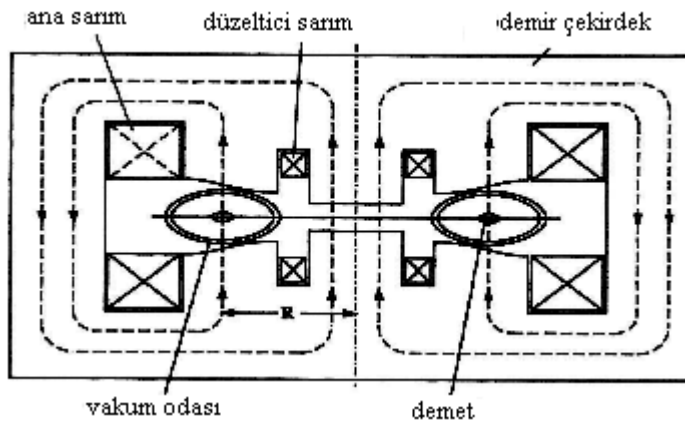
Bir süre sonra kaviteden uzaklaşırlar. Daha sonra manyetik alanın içinde elektronlar, tekrar kaviteye yönlendiren dairesel bir hareket yaparlar. Elektronların kavite içinden her geçişlerinde hem enerjileri hem de yarıçapları artar.



Şekil 2.6. Mikrotronda elektronun hızlandırılması (Yavaş, 2005).

2.2.2.2.(3). Betatronlar:

Elektron gibi yeterli olarak hızlandırılmayan hafif parçacıkları hızlandırmak için kullanılan düzeneklerdir. Etrafı manyetik alanla çevrilidir. Bu özellikten dolayı betatronlar içerisinde özel bir bölge düzenlemeye gerek yoktur. Betatronlarda parçacıklardaki hızlandırmayı sağlayan elektrik alan, manyetik alan tarafından oluşturulur. Betatronlar, proton gibi ağır parçacıklar için uygun bir hızlandırıcı değildirler (Yavaş, 2005).



Şekil 2.7. Betatronun kesit görünümü (Blogger, 2007).

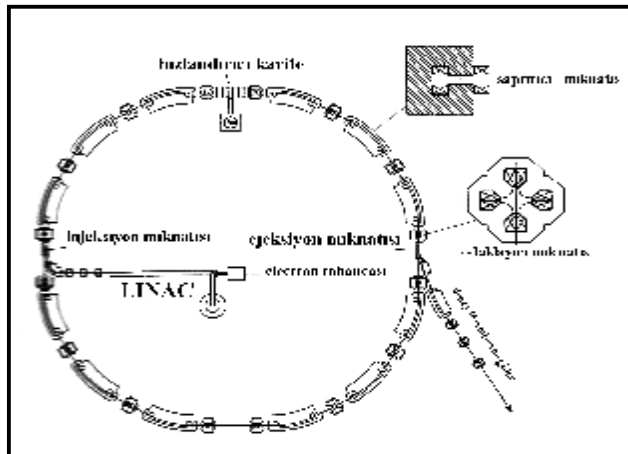
2.2.2.2.(4). Sinkrotronlar:

Sinkrotronlarda parçacıkların yüksek enerjilere ulaşabilmesi için önce sabit R yarıçapında tutulmaları gerekmektedir. Daha sonra parçacıklar sinkrotrona girerek burada RF kaviteler ve parçacık yörüngesi boyunca küçük magnetler ile hızlandırılırlar. Bu durum $L = n l_{RF}$ şeklinde formüle edilebilir. Burada sinkrotronun çevresi (L), dalgaboyunun (λ) tam katı olmalıdır.

Sinkrotronların iki önemli çeşidi bulunur: Depolama halkaları ve çarpıştırıcılar. Depolama halkaları küçük sinkrotronlardan oluşur. Burada parçacıklar bir araya getirilirler ve sabit bir enerjiyle uzun süre dairesel harekette tutulurlar.

Çarpıştırıcılar ise zıt yönlerde hareket eden iki demeti kesiştirerek, en yüksek enerjiyi kullanır. Çünkü bu enerji demetlerin ağırlık merkezinde kullanılan en yüksek enerjidir. Çarpıştırıcılar genellikle yüksek enerjili çarpışmada kullanılırlar.

Sinkrotronlarda parçacıklar $E=0$ 'dan başlayarak hızlanamazlar. Çünkü $B=0$ 'dan başlayan bir mıknatıs yoktur. O yüzden, parçacıklar önce lineer hızlandırıcılarda belli bir enerjiye varıncaya kadar hızlandırılmalı ondan sonra sinkrotrona geçmelidirler (Vikipedi, Kasım 2007).



Şekil 2.8. Sinkrotronun temel yapısı (Blogger, 2007).

- **Sinkrotron Işınımı ve Tıpta Kullanımı**

X-ışınları tıpta kullanılmaya başladığından beri teşhise yönelik en önemli görüntü yöntemi olduğu gibi halen radyoterapide önemli bir role sahiptir. Sinkrotron ışınımının (SR) gelişile görüntü ve terapi yöntemlerine yeni bir boyut eklenmiştir.

Elektron veya pozitron gibi yüklü bir parçacığın manyetik alan içindeki dairesel bir yörüngede, relativistik hızlardaki yörüngesel hareketinden elde edilen ışınımına 'sinkrotron ışınımı' denir.

X-ışınlarını kullanan çok sayıda klinik görüntü metotları (Röntgen, BT,...vb) vardır. Bu klinik görüntü metotlarının birçok sınırlamaları vardır. Bu sınırlamalar, genellikle yetersiz uzaysal çözünürlük, kontrast ve nicel ölçeklemeden kaynaklanır. X-ışınlarının kullanıldığı radyoterapinin önemli problemleri de tümörün soğurduğu dozun sınırlı olması ve sağlıklı doku ile kanserli doku arasındaki farkın küçük olmasıdır. Sinkrotron ışınımının kullanımı bu problemlere yeni çözümler sağlayacak potansiyele sahiptir. Modern biyotıp araştırma kurumunu oluşturan makromoleküllerin yapısal çalışmaları, sinkrotron ışınımı ile tamamen değiştirilmiştir ve diğer alanlarda da aynı eğilimlerin görülmesi beklenmektedir (Suortti ve Thomlinson, 2003).

Sinkrotron ışınımının görüntü uygulamaları kronik damar anjiyografisi, mamografi, akciğer filmi, bilgisayarlı tomografi, x-ışını mikroskobu ve saçılma ile ilgili görüntülemeleri içerir.

Çizelge 2.1'de sinkrotron ışınımının tıbbi araştırmalarda kullanıldığı durumlar gösterilmektedir.

Çizelge 2.1. Sinkrotron temelli tıbbi araştırmalar (Suortti ve Thomlinson, 2003)

Görüntü Uygulamaları	Görüntü veya Tedavi	Birincil Bölge	Araştırma Durumları
Damarsal Grafik	Projeksiyon Görüntüsü	Kroner Atardamar	İnsan çalışmaları
Bronşit	Projeksiyon ve BT	Akciğer ve hava yolları	Hayvan modelleri
Bilgisayarlı Tomografi	BT Görüntüsü	Baş ve Boyun	Hayvan modelleri
Mikro tomografi	3 Boyutlu BT Görüntüsü	Kemik Yapı	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)
Mamografi	Soğurma, faz, saçılım kontrastı	Göğüs Tümörleri	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)
Radyoterapi	Dış Hüzme	Beyin Tümörleri	Hayvan modelleri
Foton aktivasyon terapisi	Dış Huzme	Beyin	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)
X-ışını mikroskobu ve mikroflorans	Projeksiyon ve BT	Hücreler ve dokular	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)
Küçük açılı saçılma	Saçılma Modeli	Moleküler Birleşim	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)
Yapısal Biyoloji	Kristallografi	Protein Yapı	in vitro (Labaratuar Çalışmalarında)

2.3. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları

Hızlandırıcıların kullanım alanları altı başlık altında toplanılır.

Yüksek Enerji Fiziği:

Sabit hedef deneylerinde, depolama halkalarında çarpışan demetlerde ve lineer çarpıştırıcılarda.

Nükleer Fizik:

Parçacık (elektron veya proton) hızlandırıcılarında, iyon hızlandırıcıları/ çarpıştırıcılarında, sürekli demet yapılarında ve sabit hedef deneylerinde.

Güç Üretimi:

Durgun füzyonda, seyrek yakıt cihazlarında.

Endüstri:

X-ışınları ile radyografide, iyon aşılmasında, izotop üretimi/ayırışımında, malzeme testlerinde ve gıda sterilizasyonunda.

Sinkrotron ışınımı:

Temel atomik ve moleküler fizikte, yoğun madde fiziğinde, yer fiziğinde, moleküler ve hücre biyolojisinde ve yüzey/ara yüzey fiziğinde.

Tıp:

Radyoterapide, sağlık fiziğinde, anjiyografide ve mikrocerrahide.

2.4. Detektörler Hakkında Genel Bilgi

Detektörler, duyularla algılanamayan olayları ve parçacıkları saptamak için kullanılır. Detektörler bu parçacıkların kütle, spin, elektrik yükü gibi özelliklerinin belirlenerek kimliklerinin saptanmasını, saçılma açılarını, enerji ve momentumlarını ölçer. Bu ölçümü sağlayan detektörlere iz saptama detektörleri denir. Yıllardan beri bu özelliklerin ortaya çıkması için iz saptama detektörlerinde çok çeşitli teknikler (gaz ve katı hal detektörleri gibi) kullanılmıştır. Günümüzde ise iz saptama detektörleri modern detektörlerin içerisinde bir katman olarak yer almıştır.

2.5. Modern Parçacık Detektörleri

Modern parçacık detektörleri birçok değişik katmandan oluşurlar. Bu katmanların her biri ayrı bir olayın değişik yönlerini inceler. Bu katmanlar sayesinde bir olayda çok sayıda üretilen parçacıklar hakkında çok sayıda bilgi elde edilebilmektedir. Buna göre modern detektörler içten dışa doğru dört katmandan meydana gelir: İz saptama katmanı, Elektromanyetik kalorimetre, Hadron kalorimetre, Müon spektrometreleri.

2.5.1. İz Saptama Katmanı

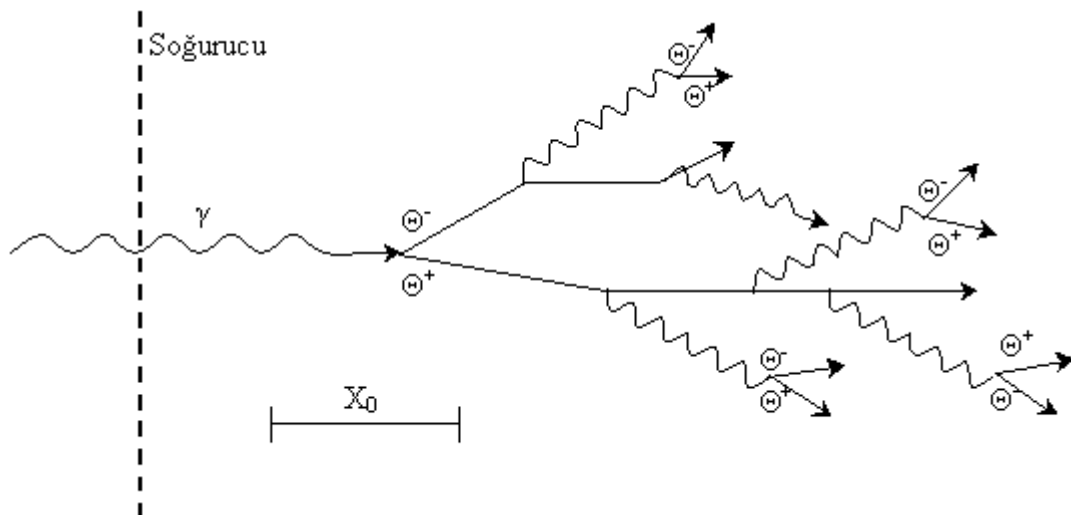
İz saptama katmanı, detektörün en iç katmanıdır. Burası tüm yüklü parçacıkların izlerini kaydetmek üzere düzenlenmiştir. Bu katmanda, parçacıklar hemen hemen hiç etkilenmezler. O yüzden bu katmanda, çok fazla miktarda enerji kaybı olmaz. Parçacıklar bu katmanda hiçbir şey olmamış gibi yollarına devam ederler. Bu katmanda, sadece yüklü parçacıklar iz bırakır.

Yüksüz parçacıklar (foton veya nötron) ise bu katmanda etkileşmeye girmezler ve iz bırakmadan fark edilemeyerek ikinci katmana geçerler. Bu kısım, bir sürüklenme odası veya silikon şeritlerden oluşan bir tabaka olabilir (Groom, 1999).

2.5.2. Elektromanyetik Kalorimetre

Elektromanyetik kalorimetrenin amacı elektron, pozitron ve fotonların enerjisini ölçmektir. Elektromanyetik kalorimetre ince (yaklaşık olarak 15 mm) kurşun levhalar ve aralarına yerleştirilmiş sintilasyon kristallerden oluşur.

Elektromanyetik kalorimetreye giren yüksek enerjili elektronlar ortamın atom çekirdeği ile elektromanyetik etkileşime yaparak yüksek enerjili fotonlar üretir. Bu fotonlar ortamın atom çekirdeğinin Coulomb alanından etkilenerek tekrar elektron ve pozitron çiftleri oluşturur. Oluşan elektronlar tekrar yeni fotonlar ve oluşan yeni fotonlar da yeni elektron pozitron çiftleri üretir. Sonuç olarak elektromanyetik kalorimetreye giren yüksek enerjili bir elektron fotonlar, pozitronlar ve elektronlardan oluşmuş bir elektromanyetik duşa dönüşür. Bu durum meydana gelen ikincil parçacıkların enerji değerlerinin iyonizasyon ile enerji kaybı yapacağı enerji değerlerine düşmesine kadar devam eder (Şekil 2.9). Oluşan sağanak içindeki düşük enerjili elektronlar ve pozitronlar kristal içerisinde ışıldamalar (scintillation) meydana getirir. Bunlar da fotodetektörler (fotoçoğaltıcı veya fotodiyot) tarafından varlanırlar.



Şekil 2.9. Elektromanyetik duşun şematik gösterimi.

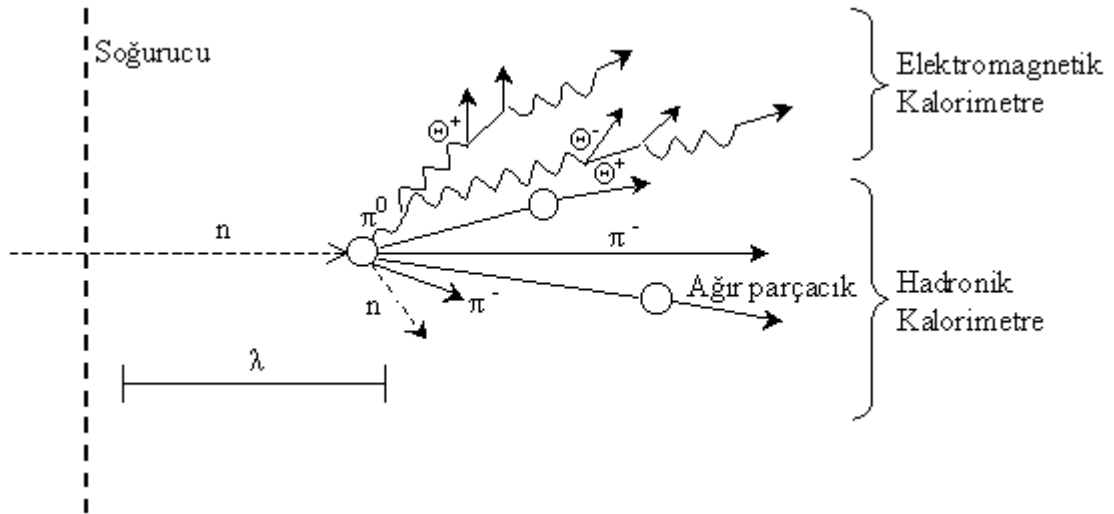
2.5.3. Hadronik Kalorimetre

Hadronik kalorimetreler çarpışmadan sonra oluşan hadronların (proton, nötron, pion ve diğer mezonların) enerjilerini ölçer.

Elektromanyetik kalorimetrede oluşan sağanağa kıyasla hadronik kalorimetredeki sağnak daha karmaşıktır.

Hadronik kalorimetreler bakır ve çelik gibi metal tabakalardan oluşur. Bu tabakaların görevi, hadronları inelastik çarpışma vasıtasıyla düşük enerjili ikincil hadronlara dönüştürmektir. Tabakalar arasındaki algılayıcılar düşük enerjili parçacıklarla orantılı olarak sinyaller üretirler.

Hadronik kalorimetreler elektromagnetik kalorimetrelerin dışındadır. Böylece elektronlar ve fotonlar elektromagnetik kalorimetrede soğurulduğu için buradaki sinyale katkıda bulunmaz.



Şekil 2.10. Hadronik duşun şematik gösterimi.

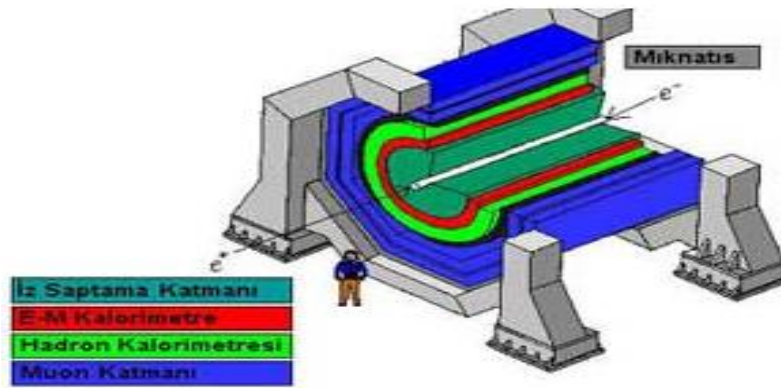
2.5.4. Müon Spektrometresi

Müonların enerjisi müon kalorimetresinin en dışında yer alan demir veya alüminyum plakalar ile ölçülür. Nötrinoların madde ile etkileşimleri zayıf

olduğundan dört katmanı da etkileşmeden geçerler ve bu nedenle enerjileri ölçülemez ancak enerjinin korunumu ilkesinden hesaplanır.

Elektron ve protonlar gibi yüklü parçacıklar, hem iz takip edici odada ve hem de elektromanyetik kalorimetre de gözlenirler (Groom, 1999).

Nötrinolar ve fotonlar gibi nötral parçacıklar, iz takip edici odada gözlenemezler. Varlıkları ancak detektör ile etkileştiklerinde anlaşılır. Fotonlar elektromanyetik kalorimetre ile, nötronlar ise hadron kalorimetrede biriktirdikleri enerji ile gözlenirler (Şekil 2.12).



Şekil 2.11. Modern Parçacık Detektörü (Groom, 1999).



Şekil 2.12. Parçacık türlerinin etkileşime girdiği katmanlar (Arık, 2005).

2.6. Günümüzdeki Parçacık Detektörleri

İsviçre ve Fransa sınırında yer alan Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi CERN’de inşa edilen ve bu yıl çalışmaya başlayacak olan Büyük Hadron Çarpıştırıcısında (BHÇ), protonlar 14 TeV’lik kütle merkezi enerjisinde çarpıştırılacaktır.

BHÇ bu büyük çarpışma sonrasında hem dünyadaki en yüksek enerjili çarpıştırıcı hem de dünyadaki en şiddetli huzmelere sahip olacaktır. 1 cm²’den bir saniyede geçecek parçacık sayısı 10^{34} gibi çok yüksek bir değere varacaktır. Saniyede gerçekleşecek bir milyar proton-proton etkileşmesinden ortalama 100 parçacık çıkacaktır. Bu kadar yüksek sayıda parçacığın algılanması ve çok düşük orandaki ilginç olayların seçilmesi çıkacak parçacıkların algılanacağı detektörlerin ve bilgi işleme sisteminin tasarımında mevcut teknolojiyi zorlar. BHÇ’de çalışacak olan dört büyük detektör (CMS, ATLAS, ALICE, LHCb) bu problemleri aşacak şekilde planlanmışlardır (TAEK, 2006).

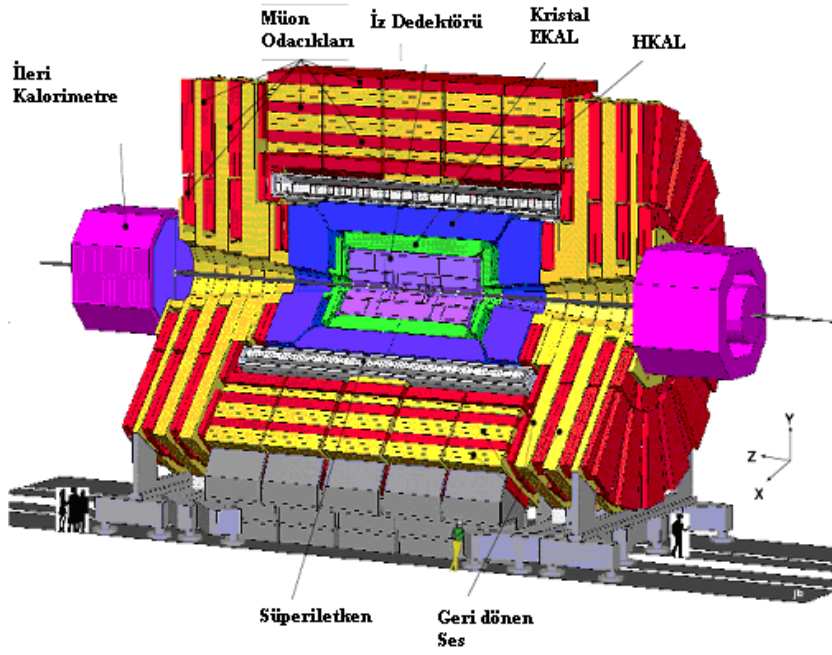
Bu detektörlerin yapıları birbirleriyle hemen hemen aynıdır. Ufak tefek farklılıklar dışında hepsi dört katmandan oluşur. İz detektörü, elektromanyetik kalorimetre, hadronik kalorimetre ve müon odacıkları.

Bu detektörlerden CMS (Sıkı Müon Selenoid) detektörünün temel amacı CERN’in BHÇ çarpışmalarında oluşacak tüm parçacıkların kimliklerini belirlemek, enerji ve momentumlarını hassas olarak ölçmelerini sağlamak olacaktır. Ayrıca bu detektör ile Higgs bozununun keşfinin gerçekleşeceğine de inanılmaktadır.

Boyut olarak en büyük BHÇ detektörü olan ATLAS detektörü de CMS detektörü gibi genel amaçlı bir detektördür. Ancak kullanılan teknoloji biraz daha farklıdır.

ALICE’de çekirdek-çekirdek çarpışmaları ile kuark-gluon plazma yapısı incelenecektir.

LHCb ise, b-kuark ve b mezonların özelliklerini ve parite bozulmasını araştırmak amacıyla kurulmuştur.



Şekil 2.13. CMS detektörünün genel görünüşü. EKAL: Elektromanyetik kalorimetre
HKAL: Hadronik kalorimetre.

3. X IŞINLARI VE TIPTAKİ KULLANIM ALANLARI

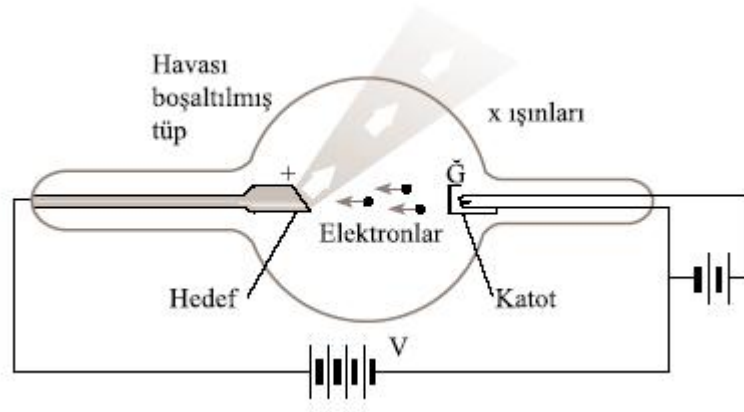
3.1. X Işınlının Özellikleri ve Oluşumu

1895'te Wilhelm Röntgen, hızlı elektronlar maddenin üstüne düştüğünde, doğası bilinmeyen, çok girici bir radyasyonun (x-ışınlarının) oluştuğunu buldu. Kısa zamanda x-ışınlarının doğru çizgiler üzerinde yol aldıkları, elektrik ve manyetik alanlardan etkilenmedikleri, saydam olmayan malzemedan kolaylıkla geçtikleri, fosfor gibi ışıldayan maddelerin ışıldamasına neden oldukları ve fotoğraf plâkalarında iz bıraktıkları bulundu. Başlangıçtaki elektronlar ne kadar hızlıysa, oluşan x-ışınları da o kadar girici ve x-ışını hüzmesinin şiddeti o kadar fazla olabilmektedir. Bu keşiften kısa zaman sonra x-ışınlarının elektromanyetik dalgalar (EM) olduğu açıklığa kavuştu. EM kuram, ivmeli bir elektrik yükünün EM dalgalar yayımlamasını öngördüğünden aniden durdurulan bir hızlı elektron tabii ki ivmelidir. Bu şartlarda oluşturulan ışınlara Almanca'da 'frenleme' anlamına gelen **bremsstrahlung** adı verilir. Elektronların bremsstrahlungdan dolayı enerji kaybı, ağır parçacıklara göre daha fazladır, çünkü elektronlar yolları üzerindeki çekirdeklerin yakınından geçerken daha fazla ivmelenirler. Elektronun enerjisi ve etkileştiği çekirdeklerin atom sayısı arttıkça frenleme ışınlının enerjisi artar.

Dalgaboyları 0.01 ile 10 nm civarına kadar olan elektromanyetik ışınlılar, x-ışınları kategorisine girer. Elektromanyetik spektrumda bu kategorinin sınırları keskin değildir: kısa dalgaboyu ucu gama ışınları ile, uzun dalgaboyu ucu ise morötesi ışılla karışır (Beiser, 1995).

Şekil.3.1'de bir x-ışını tüpünün diyagramı gösterilmektedir. İçinden elektrik akımı geçirilen bir telin ısıttığı bir katot, termo iyonik yayımlama yolu ile elektron salar. Katot ile bir metal hedef arasına uygulanan yüksek bir V voltajı, elektronları hedefe doğru hızlandırır. Hedef yüzeyinin elektron hüzmesine göre belli bir açısı olup hedeften çıkan x-ışınları tüpün çeperinden dışarı çıkar. Elektronların yavaşlamadan hedefe varmalarını sağlamak için tüpün havası boşaltılmıştır.

Klasik EM kuram, elektronlar ivmeli olduğunda frenleme ışınlının oluşacağını öngörür, bu da bir x-ışını tüpünde oluşan x-ışınlarının sebebidir.



Şekil 3.1. Bir x-ışını tüpü. V hızlandırma voltajı arttıkça, elektronların hızı artar ve x ışınlarının dalgaboyu kısalır (Beiser, 1995).

3.2. X-Işınlarının Madde ile Etkileşimi

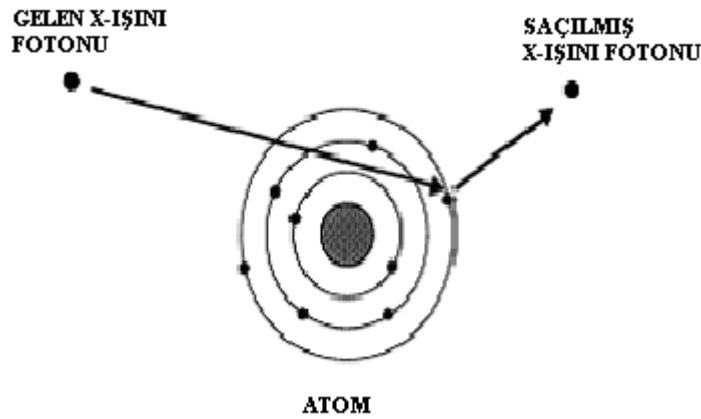
X-ışınları madde ile etkileştiği zaman, birkaç farklı olay meydana gelebilir.

Bunlardan en önemlileri:

- Koherent Saçılma
- Fotoelektrik Soğurulma
- Compton Saçılımı
- Çift Oluşum

3.2.1. Koherent Saçılma

Düşük enerjili fotonların bir atomla etkileşimleri sonucu meydana gelen saçılmaya 'koherent saçılma' denir. Bu saçılmada gelen foton ile saçılan foton arasında enerji farkı hemen hemen yoktur. Koherent saçılma; Nükleer Rezonans, Rayleigh ve Thomson olarak gruplandırılabilir.



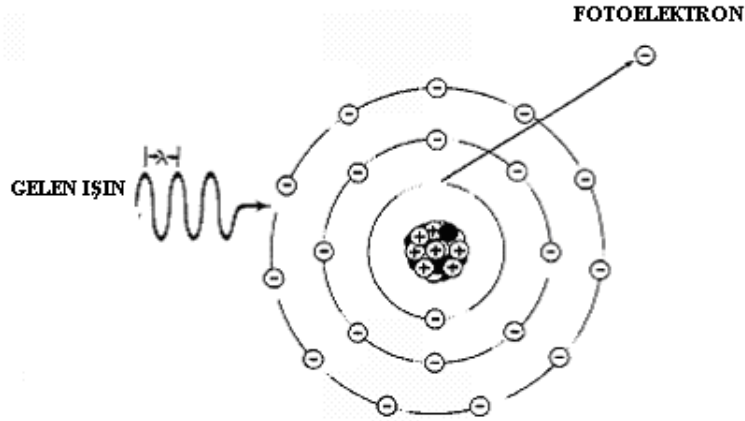
Şekil 3.2. Koherent Saçılma (Kybic, 2006).

3.2.2. Fotoelektrik Soğurulma

X-ışını bir atoma girdiğinde bu tür etkileşim meydana gelir ve tüm enerjisini iç kabukta bulunan bir elektrona aktararak onun yörüngesinden dışarı atılmasına neden olur. Dışarı atılan elektron fotoelektron olarak adlandırılır. Fotoelektronların enerjileri dokudan çıkamayacak kadar düşüktür. Elektron kabuğundaki boş kalan yer, bir dış kabuk elektronu tarafından doldurulur ve enerjisi kabuğunun seviyesine ulaşır ve bu atomun bağlanma enerjisine bağlı olan düşük enerjili karakteristik bir foton üretilir. Vücut dokularındaki mevcut bağlanma enerjileri çok düşük olduğundan ortaya çıkan fotonun vücuttan kurtulması mümkün değildir.

Tüm pratik amaçlar için, x-ışını fotonunun enerjisinin tamamı maddenin atomu tarafından soğurulur. Bu yüzden saçılma ışıması yoktur. Teşhise yönelik radyolojide fotoelektrik soğurulma prensibi kullanılır. X-ışının enerjisinin tümü soğurulduğu için hiçbir yoluna devam edemez, böylece röntgen filmine kaydedilmiş (veya saçılmış) x-ışınları yoktur. Aslında bir röntgen filminde, fotoelektrik soğurulmaya maruz kalan madde parçasının altında düzenli bir beyaz bölge görülür. Fotoelektrik soğurulma, bir röntgen filminde kemiklerin niçin beyaz olduğunun sebebidir. Ters işlemlerde baryumun niçin kullanıldığının da sebebidir. Kurşun blokların kullanma sebebi de budur. Kemik, kurşun ve baryum yüksek atom numaralı elementlerden oluşmuştur. Genellikle teşhise yönelik radyolojide x-ışını enerji seviyeleri kullanılır, sadece yüksek atom numaralı elementlerden oluşan dokular

fotoelektrik soğurulmaya maruz kalır. Vücut dokularının çoğu kalsiyumdan çok karbon ve hidrojenenden oluştuğundan, bu dokular farklı bir etkileşime maruz kalırlar. O da Compton saçılmasıdır.



Şekil 3.3. Gelen x-ışını bir iç-kabuk elektronunun iyonizasyonu sırasında tamamen soğurulduğu zaman, fotoelektrik etki meydana gelir.

3.2.3. Compton Saçılması

Foton soğurulmasından farklı olarak gelen x-ışın fotonu, enerjisinin sadece birazını dış kabuk elektronuna verir. Bunun sonucunda dış kabuktaki, çekirdeğe gevşek bir şekilde bağlı olan elektron yörüngesini terk eder, gelen x-ışını fotonu da düşük enerji ile yeni bir yönde hareket eder. Başka bir deyimle, bir bilardo topunun diğer topa çarpma sonrası gibi x-ışını fotonu atomdan saçılır.

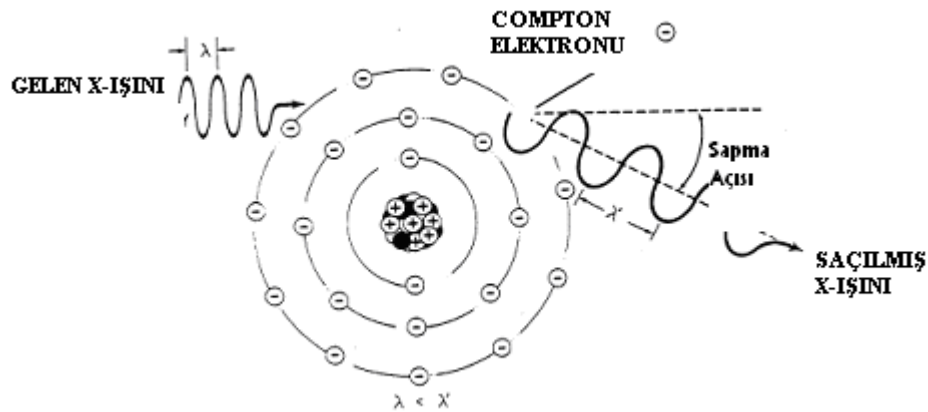
Bir Compton etkileşiminin olasılığı

a) Bir Compton etkileşiminin olasılığı soğurucunun artan yoğunluğu ile artar. Bu da maruz bırakılan daha çok doku, daha fazla Compton etkileşimlerine neden olması ve daha çok saçılan ışınım üretilmesi demektir. Saçılım olması kötüdür. Bu yüzden x-ışın alanı mümkün olduğu kadar küçük tutulmalıdır. Bu da saçılımı azaltır.

b) Daha yüksek x-ışın enerjileri ile azalır. KeV, x-ışın enerjisinin birimidir. Bu yüzden, daha yüksek bir KeV’lu x-ışın demeti daha çok saçılım yapar. Maalesef, yüksek enerjili ışınlarla kaliteli bir röntgen filmi üretmek için çok zaman gereklidir.

c) Artan doku (örnek) kalınlığı ile artar.

Özetleyecek olursak; bir x-ışını maddeye çarptığı zaman, geçip gidebilir veya madde ile etkileşebilir. Eğer etkileşirse, enerjisinin tümü soğurulabilir veya birazı saçılmış olabilir. Compton etkileşimleri saçılma ile ilgili olan etkileşimlerdir. Fotoelektrik etkileşim olasılığı soğurucunun artan atom numarası ile artar. Compton etkileşimlerinin olasılığı, artan örnek kalınlığı, artan x-ışın demet enerjisi ve x-ışınına maruz kalan örnek miktarı ile artar.

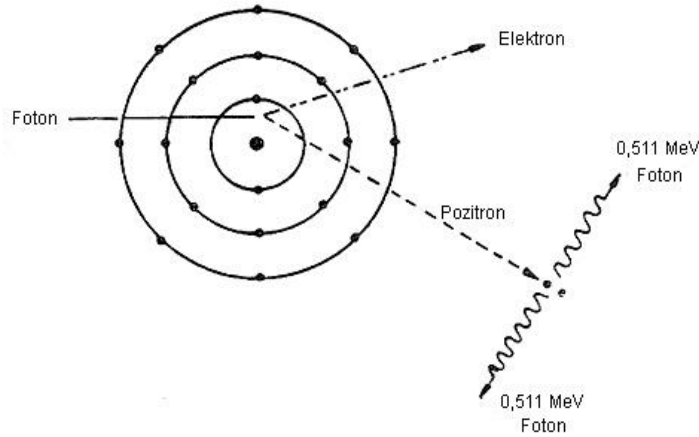


Şekil 3.4. Compton etkisi, orta enerjili x-ışınları ve dış kabuk elektronları arasında meydana gelir. Hedef atomun iyonlaşması, fotonun yönünün değişmesi ve fotonun enerjisinin azalmasıyla sonuçlanır. Saçılmış x-ışınının dalga boyu, gelen x ışınıkinden daha büyüktür.

3.2.4. Çift Oluşum

Bir foton, yüksek atom numaralı bir elementin çekirdeğinin yakınından geçerken enerjisinin tümünü kaybederek bir elektron-pozitron çiftine dönüşebilir. Bu olay ‘çift oluşumu’ olarak adlandırılır.

Elektronun ve pozitronun durgun kütle enerjileri $m_0c^2 = 0.51 \text{ MeV}$ olup çift oluşum olayının meydana gelebilmesi için gelen fotonun enerjisinin en az 1.02 MeV olması gerekir.



Şekil 3.5. Çift Oluşum Olayı (Tüysüz, 2004).

3.3. X-Işınlarının Tıpta Kullanımı

3.3.1. Radyoloji

Radyolojinin anlamı *ışın bilimi* olup tıpta bir uzmanlık dalıdır. Radyolojide vücudun organ ve dokularını görüntülemek için birçok modern makine ve araç-gereç kullanılır. Bu görüntülerin iki fonksiyonu vardır:

- Organ ve dokularda hastalık varsa ortaya çıkarmak (tanı koymak).
- Görüntüler yardımıyla hastalıklı bölgeyi tedavi etmeye çalışmak.

Bu tanımlamalara göre radyolojide biri tanı diğeri tedavi olmak üzere iki alan bulunmaktadır.

3.3.1.1. Tanısal (Diyagnostik) Radyoloji

Radyolojinin hastalıkların teşhisi ile uğraşan kısmına tanısal (radyodiagnostik) denir. Tanısal radyolojinin röntgen (fluoroskopi, radyografi), Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans (MR), Ultrasonografiden (US) ve radyonüklit olmak üzere beş temel yöntemi vardır (Tuncel, 2005).

3.3.1.2. Girişimsel (Tedavi Edici) Radyoloji:

Radyolojinin diğer kısmı ise *girişimsel (tedavi edici) radyolojidir*. Girişimsel radyolojide, tanısal radyoloji yöntemlerinin yardımıyla tedavi için hastalıklı bölge dışarıdan tedavi edilmeye çalışılır. Safra yolu tıkanıklıklarının açılması, apse boşaltılması, damar darlıklarının genişletilmesi gibi birçok işlem girişimsel radyolojinin uygulamasıdır.

Girişimsel radyolojiye **radıyoterapi** de denilmektedir. Radıyoterapi ile amaç; radyasyonun zarar verici etkilerini faydalı neticeler verecek şekilde kontrol altına almaktır. Radıyoterapi, radyasyonu tedavi metodu olarak kullanılır. Özellikle kanser tedavisinde çok önemli bir yere sahiptir.

Bölüm 5'te radıyoterapi ve çeşitlerinden daha ayrıntılı bir biçimde bahsedilecektir.

3.3.2. Radyolojide Kullanılan Enerji Türleri

Radyolojide kullanılan enerji türleri ikiye ayrılır:

- Elektromanyetik Işımlar
- Ultrases

Elektromanyetik ışımalardan x ışınları, röntgen ve BT'de, gama ışınları nükleer tıpta (NT), radyo dalgaları ise MR görüntülemede kullanılır. Elektromanyetik ışımalardan farklı olan ultrases enerjisi de US yönteminde kullanılmaktadır.

3.3.2.1. Elektromanyetik (EM) Işımlar:

EM ışımlar, içinde görülebilir ışık, x ışınları, gama ışınları ve radyo dalgalarının da bulunduğu, dalga boyları 10^{-13} ile 10^5 m arasında olan bir spektrumdan meydana gelen ışımlardır.

EM ışımların enerjileri, $E = hv$ olup en küçük birimi fotondur. Fotonlar, boşlukta ışık hızında enerji paketleri şeklinde yayılırlar ve enerjilerini geçtikleri ortama aktarırlar.

EM ışımaların madde ile yapacağı etkileşmenin türü onun enerjisine dolayısıyla dalga boyuna bağlıdır. EM ışımalarından olan x ve gama ışınlarının dalga boyu atomdan daha küçük olduğundan fotonlar, çekirdek ile elektron arasında yer alan boşluktan geçebilirler. Ayrıca elektronlarla etkileşime girerek onları yörüngelerinden söküp atarak iyonize edebilirler.

X ve gama ışınları elektromanyetik spektrumda yakın bölgelerde bulunurlar. Bu durum onları birçok açıdan aynı özelliklere sahip olmasına yol açmıştır. Aralarındaki tek fark atomdan kaynaklandıkları yerdir. Gama ışınları çekirdekten, x-ışınları ise elektrondan kaynaklanmaktadır.

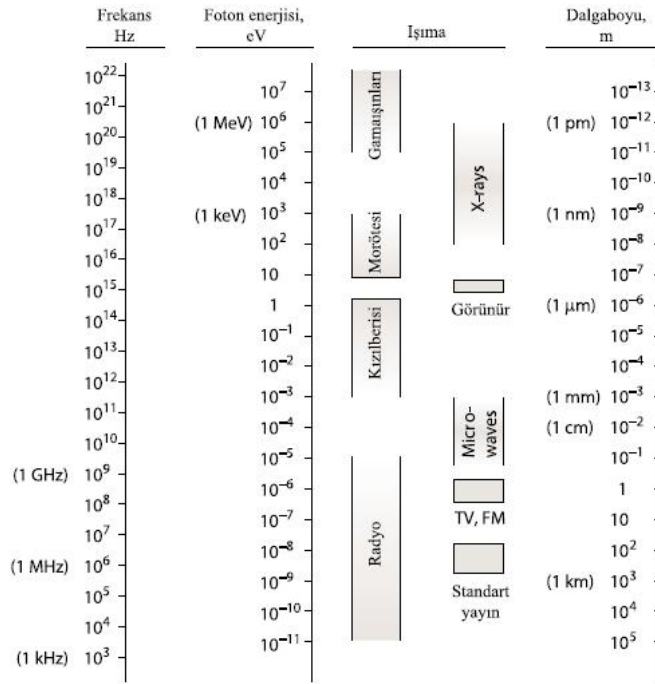
EM ışıma kullanılarak vücutta pek çok yer görüntülenebilir. X-ışınını ve gama ışınını kullanarak vücutta görüntülenebilen organlar şunlardır:

1. Akciğer, kafa ve omurga, böbrekler, üreterler, mesane ve gastrointestinal sistem (ağız, bağırsaklar, mide, rektum) görüntülenebilir.
2. Bilgisayarlı Tomografi: x-ışını kullanarak vücut kesit halinde görüntülenir.
3. Mamografi: Meme dokuları için kullanılır. Düşük doz x-ışını ile görüntüleme yapılır.

Radyofrekans dalgalarını kullanarak vücuttaki organları görüntüleyen yöntem Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)'dir. MRI, beyin ve omurilik görüntülenmesinde ve eklemlerin incelenmesinde kullanılır. Hareketli organların görüntüleri üç boyutlu olarak alınır (Vikipedi, 2005).

3.3.2.2. Ultrases

Ses dalgaları da radyolojide kullanılan bir enerji türüdür. Ses, elektromanyetik özellik taşımaz. Ses, atom ve moleküllerin titreşimleri sonucunda oluşan dalgaların ortamdaki hareketi ile yayılan bir enerjidir. Sesin saniyedeki titreşim sayısı frekanstır. İnsanın duyabildiği sesin frekansı 20 – 20 000 Hertz arasındadır. Ultrasonografide kullanılan ses dalgalarının frekansı ise 2-12 MHz olup oldukça yüksektir (Kaya, 2006).



Şekil 3.6. EM ışımanın tayfı (Beiser, 1995).

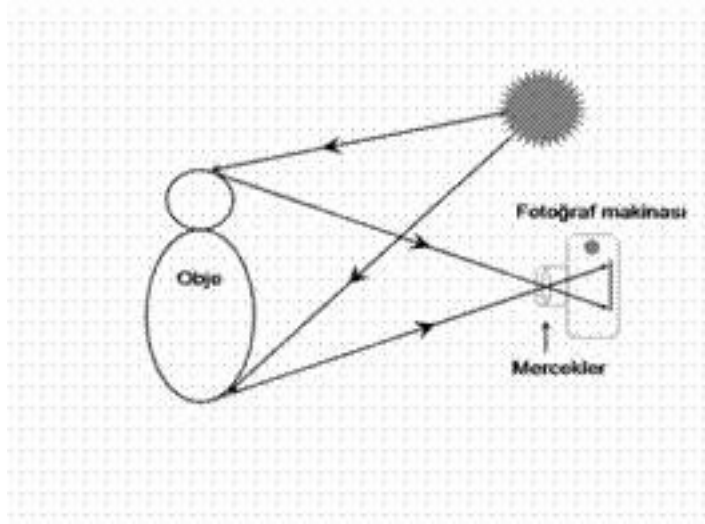
3.3.3. Radyolojik Görüntüler ve Elde Edilmeleri

Röntgen, BT, MR ve US'den elde edilen görüntüler, radyolojik görüntülerdir. Röntgende görüntüler iki boyutludur, diğerlerinde ise vücut bir kesit şeklinde görüntülenir (Tuncel, 2005).

Radyolojik yöntemler ile görüntünün nasıl elde edildiğini daha iyi anlamak için bir benzetme yapılmalıdır. Fotoğraf çekmek bu benzetmeye en iyi örnektir. Fotoğraf makinesi, içerisinde fotoğraf filmini saklayan ışık geçirmez bir kutudur (Şekil 3.7).

Buradaki temel fizik olayı ışığın yansımalarıdır. Fotoğrafı çekilen kişinin yüzüne düşen ışık, yüzündeki yapılar tarafından farklı oranlarda soğurulur ve yansır. Fotoğrafı oluşturan, bu yansıma farklılıklarıdır. Burada yansımaları kayıt eden fotoğraf filmi, radyolojide ise detektör olmaktadır. Fotoğrafta dişler vücudun birçok yerine göre daha parlak görünür, çünkü üzerlerine düşen ışığı daha çok yansıtırlar. Kaşlar ve saçlar ise koyu renkli görülür. Çünkü bu yapılar ışığı daha çok soğururlar. Radyolojik tanı yöntemlerinin görüntüleri de aynı ilkelere göre meydana gelir.

Fotoğrafta kullanılan enerji görülebilir ışık olurken, röntgende ve BT’de kullandığımız enerji x-ışını, MR’de kullandığımız enerji radyofrekans, US’de ise yüksek frekanslı sestir.



Şekil 3.7. Fotografi (Tuncel, 2005).

3.3.4. Röntgen

En eski radyolojik yöntemlerden olan röntgen, x-ışınlarının görüntüleme amacıyla kullanıldığı ve konvansiyonel olarak yapılan işlemleri içine alan bir projeksiyon yöntemidir. Bir projeksiyon makinesi ile röntgen birbirlerine benzer. Röntgende x-ışınları vücudu geçtikten sonra vücudun iç yapılarını röntgen filmi üzerine yansıtır. Projeksiyon cihazında da durum aynıdır (Tuncel, 2005).

Bu iki olay birbirine benzese de aralarında önemli bir fark bulunmaktadır. Projeksiyon makinesinde görüntüler iki boyutludur. Görüntüler perdeye aktarılırken bir sorun çıkmaz. Ama röntgen iki boyutlu, önündeki insan vücudu üç boyutlu olduğundan x ışınları görüntüyü röntgen filmine tam olarak aktaramaz. O yüzden görüntüler röntgen filmi üzerine üst üste düşer. Bu duruma süperpozisyon denir. Mesela arka-ön bir göğüs röntgenogramında yapılar üst üste düşer ve bu yapıların her biri açık bir şekilde görüntülenemez. BT ve MR’ın, tıpta kullanılmaya başlanmasıyla bu sorun ortadan kalmıştır.

X-ışınlarının röntgende kullanılmalarının sebebi, dokuyu geçebilmeleridir. İnsan vücudu değişik atom ağırlığında, değişik kalınlık ve yoğunluktaki dokulardan meydana geldiği için x-ışınının soğurunumu da farklı olacaktır. Farklı soğurum ve giricilik sonucu, röntgen filmi (röntgenogram) üzerine değişik oranlarda x-ışınları düşer ve geçtikleri vücut parçasının bir görüntüsünü oluştururlar. Bu görüntü, siyahtan beyaza kadar değişen gri tonlardan oluşur.

3.3.5. Röntgen Filmi Üzerinde Görüntü Oluşumu (Röntgenogram)

Röntgen filminin üzerinde eşit şekilde AgBr molekülleri bulunur. Bu film, x-ışınlarına karşı duyarlıdır (Tuncel, 2005).

Röntgen filmi üzerinde görüntü oluşumu şu şekilde gerçekleşir: Röntgen filmi üzerine x-ışınları farklı oranlarda düşer. X-ışınları burada AgBr molekülleri ile etkileşime girerek bağlarını gevşetir. Daha sonra bu röntgen filmi kimyasal bir sıvının içine konularak bromun, gümüşten ayrılmasına yol açar. Gümüş film üzerinde kalır. Brom ise sıvıya geçer (Şekil 3.8'deki I.Röntgen Banyosu). Bu gümüş atomları bir röntgen filmi üzerindeki görüntüyü oluşturur. Röntgen filmi üzerindeki siyah kısımlar x-ışınını az tutan, beyaz kısımlar ise çok tutan bölgelerdir.

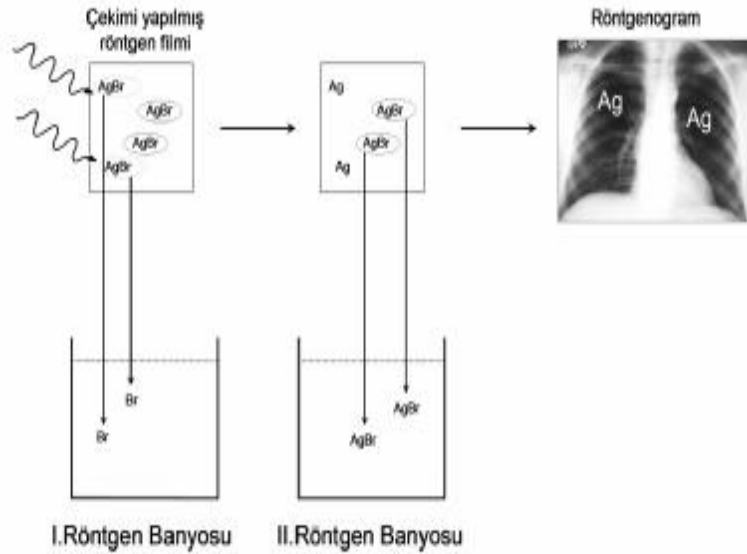
AgBr ile görüntülerinin meydana geldiği yönteme **konvansiyonel röntgen**, x-ışınlarının vücudu geçtikten sonra detektörlerde ölçülerek bilgisayarlarda işlenmesi sonucu meydana gelen yönteme ise **dijital röntgen** adı verilir.

Konvansiyonel röntgende de radyoskopi (fluoroskopi) ve radyografi olmak üzere iki temel yöntem vardır.

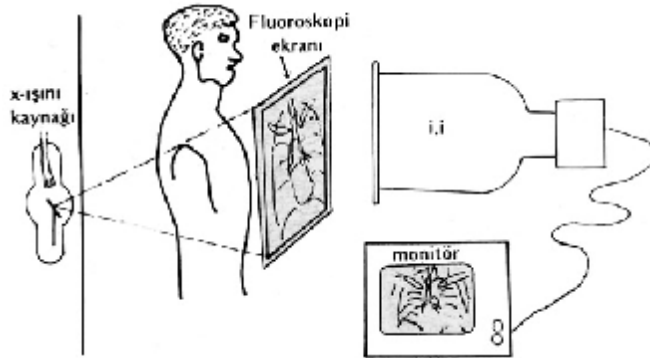
3.3.5.1. Radyoskopi (Fluoroskopi):

Bu yöntemde kullanılan floresan ekranlar, üzerine x ışını düşürüldüğünde ışık yayan maddelerle kaplı levhalardır. Hasta x-ışını kaynağı ile floresans ekran arasındadır. Hastayı geçen x-ışınları ekran üzerinde bir görüntü oluştururlar. Eskiden görüntüler karanlıkta izlenirdi. Bu sebepten dolayı artık bu tür makineler kullanılmamaktadır. Floresan ekranlar yerine, görüntü bir monitörden izlenir. Çünkü monitörler aydınlıkta net olarak izlenebilen aletlerdir (Şekil 3.9.).

Fluoroskopide görüntünün canlı olarak izlenebilmesi olayı radyografiden ayıran temel bir özellik olarak görülür. Fluoroskopinin hareketli yapıları gözlemesinin yanı sıra, asıl görevi radyografisi yapılacak bölgeyi belirlemeye yardımcı olmaktır (Tuncel, 2005).



Şekil 3.8. Bir röntgen filminin banyosu ve elde edilen bir göğüs röntgenogramı (Tuncel, 2005).



Şekil 3.9. Fluoroskopi (Tuncel, 2005).

3.3.5.2. Radyografi:

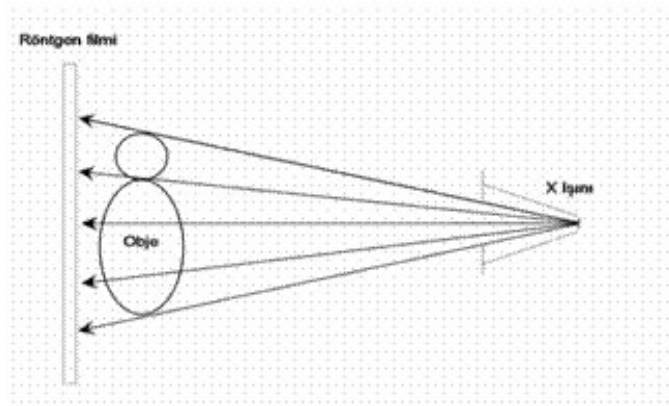
Bu yöntem ile hastadan geçen x-ışınları bir röntgen filmi üzerine düşürülerek görüntü elde edilir (Şekil 3.10). Üzerinde görüntü oluşmuş röntgen filmine

radyogram veya röntgenogram denir. Radyografi, incelenecek bölgeden doğrudan x-ışını geçirilerek veya incelenecek yapının içine veya çevresine kontrast madde verildikten sonra x-ışını geçirerek yapılır (Tuncel, 2005).

3.3.6. Dijital Röntgen:

Radyografi ve fluoroskopi, bilgisayar teknolojisine uyarlanarak dijital hale getirilmiştir. Burada hastayı geçen x-ışınları, ışınların miktarı ya detektör zinciriyle ya da görüntü plağı ile veya da fluoroskopi ekranının dijital hale getirilmesiyle saptanır. Görüntüler ise bu ölçümlerden faydalananak bilgisayar ile yapılır.

Dijital röntgende görüntü kalitesi, detektörün boyutu ile ters orantılıdır. Detektör boyutu ne kadar küçükse görüntü o kadar kalitelidir. Detektörler dijital röntgende görüntü alıcı sistemde yer alıp, görüntü sinyali oluştururlar.



Şekil 3.10. Radyografinin fiziksel prensibi (Tuncel, 2005).

3.3.7. Saçılımın Radyolojik Görüntülere Etkisi

Saçılım radyoloji açısından kötüdür. Çünkü saçılım, kötü kaliteli röntgen filmlerine neden olur. Bir x-ışını bir hastadan geçtiği zaman röntgen filmi x-ışınına maruz kalır. İki çeşit x-ışını ortaya çıkar. İlki birincil fotonlardır. Bunlar, iyi fotonlardır. Onlar direkt hastayı geçip (herhangi bir etkileşme olmaksızın) ve direkt olarak röntgen filmine çarparlar. Birincil fotonlar, röntgen filmindeki siyahlar ve beyazlar arasındaki farklılığı ortaya koyarlar. Saçılım fotonları, x-ışın demeti ile

hastanın etkileşiminden sonuçlanır. Hastayı doğrudan geçmezler ve birçok yönde saçılırlar. Bu, röntgen filminde siyahlar ve beyazlar arasındaki farklılığı azaltır ve filmde gri bir görünüme neden olur. Yani saçılımın filmin kalitesini bozduğu söylenebilir. Bu, radyografik donukluk terimini tanıtmak için iyi bir nokta olacaktır.

Donukluk (bulanıklık), bir röntgen filmindeki bir yapının rengidir. Şüphesiz, bir röntgen filminde renkler yoktur, sadece siyah ve beyaz vardır. Bu sebepten, donukluk bir yapının nasıl siyah veya beyaz olduğunu gösterir. Beyaz olan yapılar **‘radiopak’** olarak adlandırılır. Siyah olan yapılar **‘radiolucent’** olarak adlandırılır. Kontrast iki yapı arasındaki donukluktaki farklılığı gösterir.

İyi film kontrastlığı bir röntgen filmindeki farklı yapıları ayırt etmek için gereklidir. Film kontrastının artmasının bir yolu, saçılımın azalmasıdır. Saçılım, dokunun artan kalınlığı, artan x ışın demeti enerjisi, maruz kalınan doku miktarı ile artar. İlk ikisi değiştirilemez. Ama bazen yüksek enerjili x-ışın demetinin kullanılmasına ihtiyaç duyulur. Ancak maruz kalınan doku miktarı kolayca sınırlanabilir. Sonuç olarak:

1. Soğurulma: Işınının soğurulması, radyasyon enerjisinin yerel depolanması ve cismin radyasyona maruz kalması olarak ifade edilir. Soğurulma tam veya kısmi olabilir.
2. Zayıflama: X-ışını hüzmelerinin saçılma veya soğurulma yoluyla bir cismi geçmesi durumunda şiddetindeki azalmayı gösterir

3.3.8. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

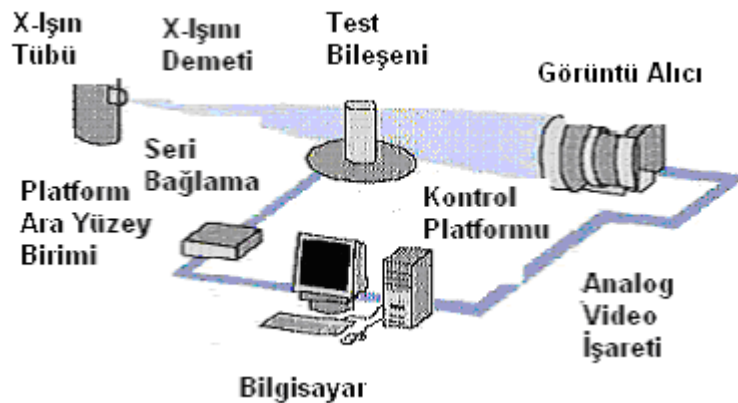
BT, x-ışını demetinin vücuda röntgende olduğundan farklı olarak inceltirilerek, çizgisel şekilde düşürme yoluyla iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) kesitsel görüntüleme sağlayan bir x-ışını yöntemidir. Üst üste düşme (süperpozisyon) olayı, bu yöntem ile tamamen ortadan kalkmıştır. Ayrıca BT’nin görüntüleri röntgenden çok daha ayrıntılıdır (Tuncel, 2005).

Bu teknik ile bir cismin boyutları, şekli ve yoğunluğu gibi iç yapısının karakteristik özellikleri kolayca elde edilir. BT sistemi test bileşeni, görüntü alıcı,

bilgisayar, bilgisayar kontrollü platform gibi kısımlardan meydana gelir. Burada test bileşeni bir ışın kaynağı ve görüntü sistemi arasında yer alan bir döner platforma yerleştirilir. Döner platform ve görüntü sistemi bir bilgisayara bağlanır. Bu yüzden x-ışını tüpünden gelerek görüntü alıcı aletinde toplanan x-ışın görüntüleri, test bileşeninin pozisyonu ile bağlantılıdır (Colloboration NDT Education, 2001).

BT, x-ışınının bilgisayar teknolojisi ile birleşmesinin bir ürünüdür (Şekil 3.11.). BT’de kesit görüntünün alınabilmesi için, x-ışını tüpü kesit düzlemi çevresinde, görüntü alıcıları da (detektörler) hasta etrafında 360° dönmelidir. Bu sırada x ışını tüpünden görüntü alıcılara dar bir x-ışını demeti gönderilir. Bunlar iki boyutlu bilgi taşıyan verilerdir. Burada toplanan iki boyutlu veriler sonra test bileşenine gelir. Buradan da ara yüzey kablolarıyla bilgisayara ulaşır. X-ışınları vücuda gönderilirken ve vücudu geçip detektöre ulaştıktan sonraki miktar ölçülür, aradaki fark detektörlerin karşısına gelen dokunun x-ışını tuttuğu orandır. Bilgisayar ile bu çok sayıdaki ölçümlerden yola çıkarak, yüksek matematiksel çözümler yoluyla 3D kesitsel görüntüler elde edilir.

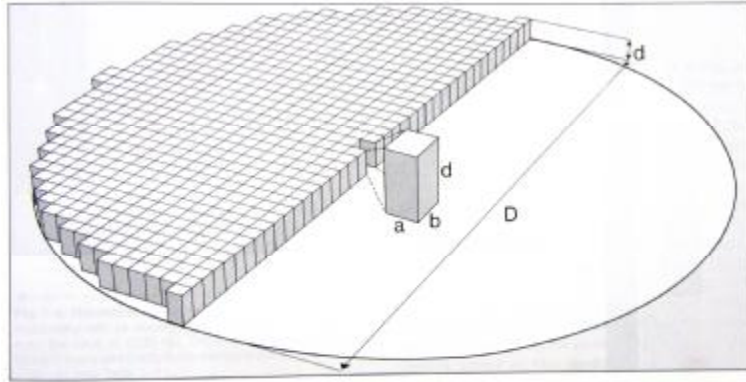
BT görüntüsü, piksellerden (küçük resim elementleri) meydana gelmektedir. Buna görüntü matriksi denir. Görüntünün iki kenarındaki piksel sayısı çarpımı matriks sayısıdır. Günümüzdeki aletlerde bu sayı genellikle 512x512’dir.



Şekil 3.11. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi (Colloboration NDT Education, 2001)

Piksel ile kesit kalınlığı çarpılarak elde edilen dikdörtgen prizması olan voksel, BT’de birim hacim elemanıdır. Kesit kalınlığı arttıkça veri detayı azalır. (Şekil 3.12).

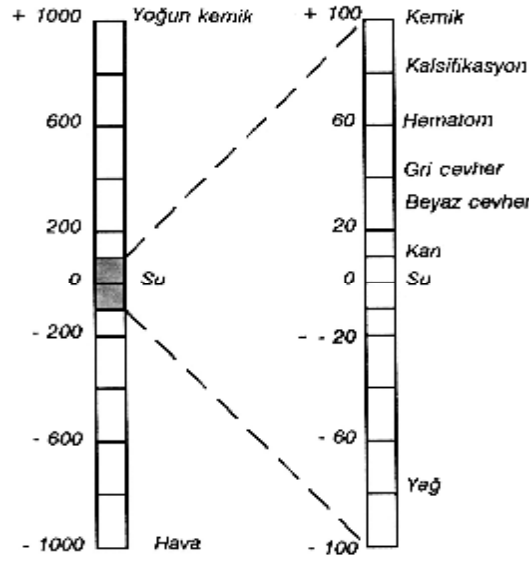
Bilgisayar yardımıyla her vokselin x ışınlarını tutma değerleri, detektörler tarafından yapılan ölçümlerdir. X-ışınını tutma değeri -1000 ile +1000 arasında değişen rakamlarda bir gri skalada ele alınmıştır. Bu skala, cihazı geliştiren fizikçi Godfrey Hounsfield'in adıyla anıldığı için skalada saptanan rakamsal veriler **Hounsfield Ünitisi (HU)** olarak anılır. Burada yapının yoğunluğunu belirleyen faktör, maddenin x-ışınını soğurma özelliğiyle ilgilidir (Tuncel, 2005).



Şekil 3.12. Piksel (axb), voksel (axbxcxd), D: görüntü alanının çapı (Tuncel, 2005).

X-ışınını fazla soğuran kemik gibi yapılar beyaz görülür ve (80-100) arasında HU değerlerine sahiptirler. Su (0 HU), yağ (-80 HU), hava ise (-1000 HU)'dur (Şekil 3.13).

Yüksek yoğunluk farkı gösteren görüntüler için pikseller üzerindeki değerler değiştirilerek istenilen ayarda algılanması sağlanabilir. Yapılan bu ayarlamalara **pencereleme** denilmektedir.



Şekil 3.13. Hounsfield Ölçeği (Tuncel, 2005).

BT'nin röntgene göre birçok avantajı olmasına rağmen diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında bazı dezavantajları da ortaya çıkar. Mesela Manyetik Rezonans Görüntü ve Ultrases yöntemleri x-ışınlarını kullanmadığından hastaya bir zararları olmaz. Ama BT, Röntgen gibi x-ışınlarını kullandığı için hasta bir miktar radyasyona maruz kalabilir.

Yumuşak dokular, santral sinir sistemi ve kas iskelet sisteminin görüntülenmesinde MR, BT'ye göre daha iyidir.

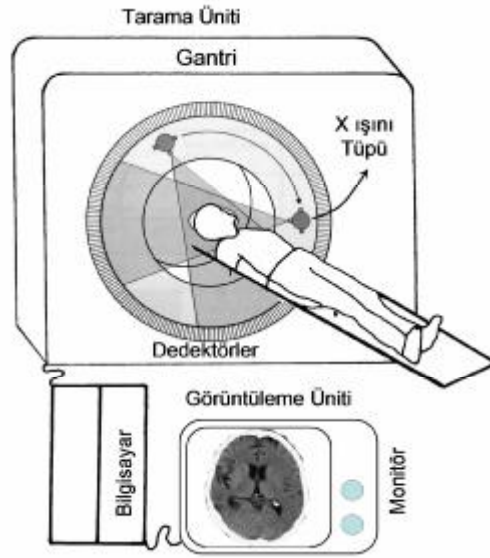
3.3.9. Bilgisayarlı Tomografi Aletinin Temel Parçaları

BT aletinde üç ana bölüm vardır: Tarama bölümü, bilgisayar sistemi ve görüntüleme bölümü.

Tarama bölümü gantri ve hasta masasından meydana gelir. Gantri içerisinde bulunan x ışını tüpü ve detektörü kesit işlemi alırken hasta çevresinde dönerler.

Bilgisayar sistemi incelenecek kesiti görüntüye dönüştürecek sayısal değerleri hesaplar.

Görüntüleme bölümünde ise görüntüler burada ortaya çıkar, burada işlenir ve içlerinden seçilenler film üzerine kaydedilir.



Şekil 3.14. BT Aleti (Tuncel, 2005).

İlk BT cihazlarında, tek bir kesit alabilmek için gerekli verileri toplamak uzun zamanı alıyordu. Bu durum BT'nin kullanılmasını engellemiş ve geciktirmiştir. Bu sebepten dolayı BT'de uzun yıllar sadece beyin incelenmiş ve sürenin uzunluğu dolayısıyla solunum gibi organların BT'de kullanılmasını geciktirmiştir. BT cihazları zamanla geliştirilerek bu gibi dezavantajlar ortadan kaldırılmıştır (Vikipedi, 2008).

3.3.10. Bilgisayarlı Tomografinin Kullanıldığı Yerler

BT, tüm vücudu görüntüleyebilme özelliğine sahip olduğu için, birçok hastalığın teşhisinde kullanılmaktadır. Bunların bazıları şunlardır:

1. Birçok kanserin teşhisinde ve takibinde,
2. Kaza sonrası travmalarda kemik ve organ yaralanmalarında,
3. Radyoterapi planlanmasında,
4. Damar hastalıklarında,
5. Kalp hastalıklarının izlenmesinde,
6. Özellikle belkemiği ve kemik hastalıklarında (bel fıtığı vb.),
7. Kemik erimesinde (osteoporosis).

4. X IŞINI DIŞINDAKİ YÖNTEMLERİN TIPTA KULLANIMI

Bir önceki bölümde x-ışınlarının ne olduğu, nasıl üretildiği, madde ile etkileşimi ve tıpta kullanım alanlarından (Röntgen, BT v.b.) bahsedildi. Bu bölümde ise x-ışınları dışındaki yöntemlerin tıpta kullanım alanlarından bahsedilecektir. X-ışınları dışındaki yöntemlerin başlıcaları şunlardır: MR, PET, Ultrases v.b.

4.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR)

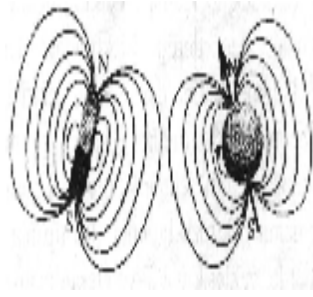
Manyetik alana konulmuş vücuda radyo dalgaları gönderilerek istenilen bölgenin görüntüsünün bilgisayar ortamına aktarılması şeklinde ifade edilen MR, bir kesit görüntülemesidir. MR ile yumuşak dokularda, sinir sistemi, kalp ve damar incelemelerinde kaliteli bir görüntü elde edilir. MR’da x ışınları kullanılmadığından zarar veren bir yöntem değildir. O yüzden vücudun hemen her kesiminde kullanılabilir (Şekil 4.1).



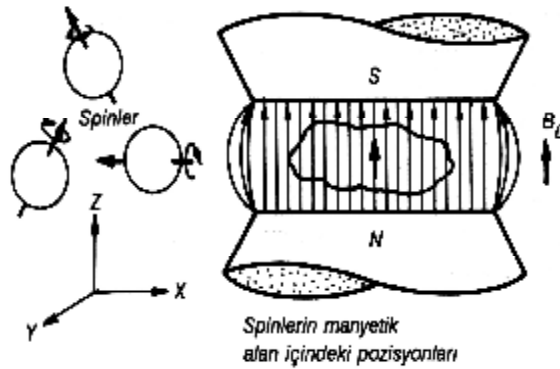
Şekil 4.1. Bir MR aleti (Tuncel, 2005)

MR yönteminde görüntüleme olması için, vücudun güçlü bir manyetik alana girmesi gerekmektedir. Bunun sonucunda da manyetik özelliğe sahip, çekirdeğinde bir proton bulunan ve vücutta çok miktarda bulunan hidrojen atomundan faydalanılmaktadır. Hidrojen atomu çok iyi sinyal gönderir. Ayrıca bu sebeplerden dolayı da görüntülemeye en iyi olanıdır. Hidrojen atomunun çekirdeğinde bir de nötron bulunmaktadır (Kaya, 2006).

Diğer atomlarda olduğu gibi hidrojen atomundaki proton ve nötron da kendi çevrelerinde döner. Buna ‘spin ‘ hareketi denir. Parçacık, bir spin hareketi yaptığında çevresinde manyetik bir alan meydana getirir. Her bir parçacığın dokularda oluşturduğu manyetik alan vektörü, parçacıkların rastgele yerleşmelerinden dolayı birbirlerini yok ederler. Bundan dolayı dokudaki net manyetizasyon sıfırdır (Şekil 4.2). Dokulardaki protonlar, doğal ortamlarında birbirinden farklı vektörel konumlara sahiptir. Ancak doku manyetik alana yerleştirildiğinde, protonlar MR içerisinde oluşturulan dış manyetik alana paralel ve anti paralel olarak dizilirler. Paralel olanlar, anti paralellerden biraz daha fazladır (Şekil 4.3). Bu yüzden dokuda dış manyetik alana paralel net bir manyetik alan oluşur. Bu net manyetik alana ‘**boyuna manyetizasyon**’ denir (Özkan, 2007).



Şekil 4.2. Yüklü bir parçacık spin hareketi yapması (Özkan, 2007).



Şekil 4.3. Spinler ve manyetik alan içerisindeki konumları (Tuncel, 2005).

Protonlar dış manyetik alanın etkisiyle spin hareketlerine ek olarak bir topaç gibi salınırlar. Bu salınım hareketine ‘**presesyon**’ denir (Şekil 4.4).

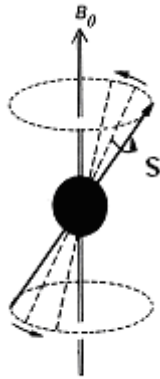
Presesyon hızı (frekansı), bir saniyedeki presesyon hareketinin sayısıdır ve dış manyetik alanın gücü ile doğru orantılıdır. Bu durum ‘Larmor denklemi’ ile

$$W = B_0 \cdot Y \quad (4.1)$$

şeklinde ifade edilir. Burada W Salınım (Presesyon) frekansı, B_0 Dış manyetik alan şiddeti (Tesla), Y Jiromanyetik sabittir.

Her atomun jiromanyetik sabiti farklıdır. O yüzden presesyon frekansı da farklıdır (Özkan, 2007).

Boyuna manyetizasyon durumunda presesyon yapan atomlara radyo dalgaları (RF sinyali) ile enerji aktarmak ve uyarmak mümkündür. Bunun için presesyon frekansı ile aynı frekansta RF sinyali gönderilir. Bunun sonucunda protonlar, manyetik alan vektöründen 90° saptırılırlar. Yani protonlar manyetik alanla aynı yönlü iken RF sinyalinden sonra manyetik alana dik hale gelirler. Bu konumdaki protonların vektörel büyüklüklerinin toplamına ‘**enine manyetizasyon**’ denir.



Şekil 4.4. Manyetik alan içindeki spinlerin presesyon hareketleri (Tuncel, 2005).

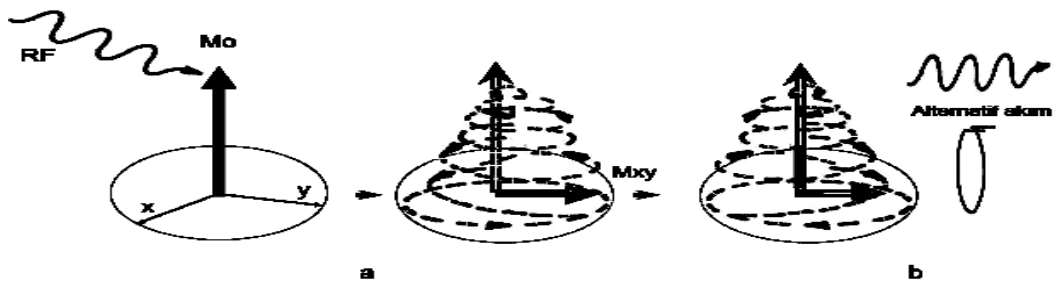
RF sinyali kesildikten sonra protonlar eski konumlarına dönmek için aynı fazda presesyona başlarlar. Yani manyetizasyon vektörü manyetik alana dik konumdan paralel hale geçmeye çalışacaktır. Eski konumlarına dönerken protonlar sahip oldukları enerjinin fazlasını ortama aktararak elektrikselsel bir sinyal oluştururlar. Başlangıçta bu sinyal güçlüdür. Çünkü tüm protonlar en yüksek enerji seviyesindedir

(90°) ve hepsi birden aynı fazda hareket etmeleri nedeniyle çok güçlü bir manyetik alan meydana gelir. Bu sırada yüksek alternatif akım oluşur.

Çevrelerindeki manyetik alanının küçük farklılıklarından etkilenen protonların dönüş hızları yavaş yavaş değişmeye başlar. Bu durum birlikte dönen protonların bir süre sonra dağılmasına ve üretilen alternatif akımın (sinyalin) zayıflamasına yol açar. Protonlar tümüyle farklı fazlarda döndüklerinde sinyal biter. Bu duruma 'defaze' denir (Şekil 4.5).

Her vokseldeki protonların başlangıç konumlarına gelme sürelerine T_1 süresi, defaze olma sürelerine T_2 süresi denir. T_1 süresi T_2 'den daha uzundur.

MR görüntüleri, T_1 ve T_2 sürelerinin farklılıklardan ve dokulardaki protonların miktarından meydana gelir. Dokulardaki proton yoğunluğu ve protonlarının T_1 ve T_2 süreleri farklıdır. Bu parametrelerin ağırlıklı olduğu üç ayrı görüntü elde edilir. Bu görüntüler proton ağırlıklı, T_1 ağırlıklı ve T_2 ağırlıklı görüntüler olarak adlandırılır. Bunların birleştirilmesiyle meydana gelen görüntüler 'spin eko' (SE) görüntüleridir. SE görüntüleme MR'nin ana görüntüleme yöntemidir (Tuncel, 2005).



Şekil 4.5. (a) Protonlar spin yaparak RF sinyali ile M_{xy} konumuna yatırılır. (b) Sinyal kesildikten sonra protonlar eski konumlarına, presesyon yaparak dönerler. Bu sırada meydana gelen görüntü, alternatif akım görüntüdür (Tuncel, 2005).

4.2. Ultrasonografi (US)

Ultrasonografi veya ultrasonun diğer görüntüleme yöntemlerinden en önemli farkı, x-ışınlarını kullanmaması yani radyasyon içermemesi, bunun yerine insan kulağının duyamayacağı frekanslarda ses dalgalarından faydalanmasıdır. Yani US, vücuda yüksek frekanstaki ses dalgalarını (ultrason) gönderir ve sonra da farklı doku yüzeylerinden yansımalarını (eko) saptar (Tuncel, 2005).

Ultrasonografinin bir başka olumlu özelliği de elde edilen görüntünün gerçek zamanlı olması yani işlem yapıldığı sırada görüntünün ekranda izlenebilmesidir.



Şekil 4.6. Bir Ultrasonografi cihazının genel görünüşü (Tuncel, 2005).

4.2.1. Ses Dalgasının (Ultrason) Fiziği

Ses enerjisi, ortamdaki moleküler titreşimin bir dalga halinde yayılmasıyla oluşur. Sesin frekansı, saniyedeki titreşim sayısıdır. Saniyedeki bir titreşim 1 Hertz (Hz) olarak bilinir.

Frekansları 20 Hz ile 20 kHz aralığındaki sesler, işitilebilir seslerden olup bu frekansın üzerindeki akustik dalgalara ultrason dalgalar denir. Ultrason dalgaları radyolojide de kullanılır. Burada kullanılan sesin frekansı yaklaşık olarak 2-12 MHz arasındadır (Kaya, 2006).

Ultrasonun temeli ses dalgalarının gönderimi ve yansıması (eko) esasına dayanır. Yani ses dalgaları vücuda gönderilir ve hedeften yansiyarak gelen eko geri

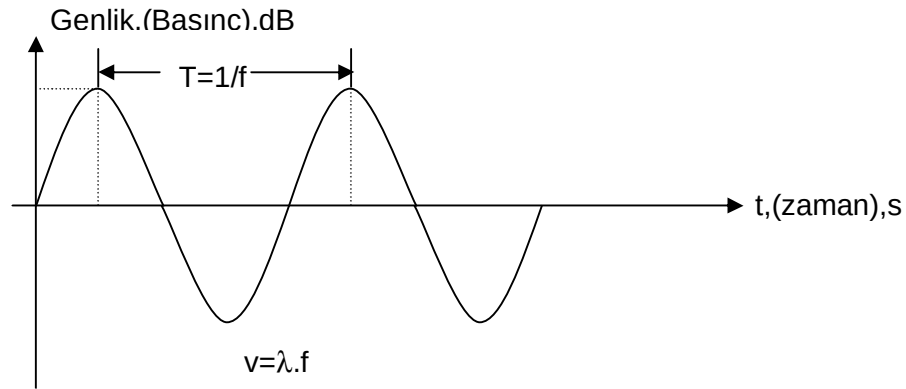
alınır. Geri dönen ekolar ekranda parlak noktalar olarak kaydedilir. Geri alınan ekodan, gözle görülmeyen hedefle ilgili istenen bilgiler bulunabilir.

Bu sistem aslında doğaya yabancı bir sistem değildir. Bu sistem, en çok yarasalar ve yunus balıklarınca kullanılır. Bunlardan yola çıkarak sonar ve radarlar ortaya çıkmıştır. Sonar ve radarlardaki genel ilkeler, ultrasonografi ile aynıdır.

Ses de, EM dalgalar da olduğu gibi aşağıdaki eşitliğe uygun olarak yayılırlar.

$$v = \lambda f \quad (4.2)$$

v ses dalgasının ortamda yayılma hızı (m/s), f : frekans (Hz) ve λ dalga boyu (m)'dur



Şekil 4.7. Ses dalgasının genliği, dalga boyu, periyot (Kalender ve Kavalcı, 2007)

Ses dalgalarının yayılma hızı; yoğunluk, ısı ve ortamın cinsine bağlıdır. Ortamın yoğunluğu arttıkça ses dalgalarının yayılma hızı da artar. Çizelge 4.1.'de sesin bazı maddeler içindeki yayılma hızları verilmiştir.

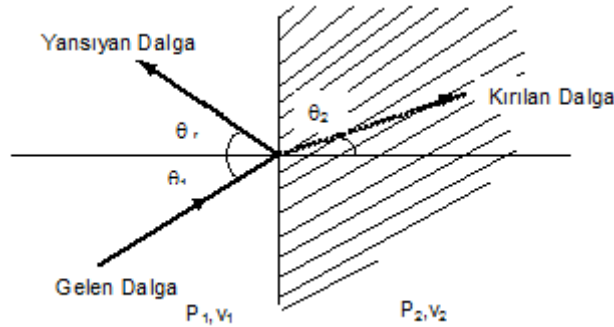
Sesin vücutta (bilhassa yumuşak dokularda) ve su da yayılma hızı ortalama olarak 1540 m/s kabul edilir.

Çizelge 4.1. Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı (Kalender ve Kavalcı, 2007).

MADDE	YOĞUNLUK (g/cm ³)	SES HIZI (m/s)
Hava	0,001	331
Yağ	0,93	1450
Su	1,0	1540
Yumuşak Doku	1,0	1540
Kemik	1,85	4080
Alüminyum	2,91	6400

Ultrason dalgaları yoğunluğu farklı bir ortama girdiklerinde bir kısmı yansır, bir kısmı da kırılarak ikinci ortama geçerler (Şekil 4.8). Bu durum optikteki Snell yasasına uygun olarak meydana gelir.

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{v_1}{v_2} \quad (4.3)$$



Şekil 4.8. Ultrason dalgalarında iki farklı ortam yüzeyindeki yansıma ve kırılma (Kalender ve Kavalcı, 2007).

θ_1 : Gelen ışının normalle yaptığı açı

θ_r : Yansıyan ışının normalle yaptığı açı

θ_2 : Kırılan dalganın düzlemle yaptığı açı

v_1 : Ultrasonun birinci ortamdaki yayılma hızı

v_2 : Ultrasonun ikinci ortamdaki yayılma hızı

Şekil 4.8.'de görüldüğü gibi $v_1 < v_2$ ise $\theta_1 < \theta_2$ 'dir. Yani ultrason dalgası az yoğun ortamdan çok yoğun ortama geçmektedir. Ultrason demeti belirli bir açıda ikinci yüzeye gelirse tam yansıma olur, hiçbir dalga ikinci ortama geçemez. Bu açıya kritik açı denir.

Aynı şekilde $v_1 > v_2$ ise $\theta_1 > \theta_2$ 'dir. Bu durumda da ultrason dalgası çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçmektedir.

Ultrason demeti dokulardan geçerken yoğunluğu azalır ve enerjisinin bir kısmını kaybeder. Bunlara yol açan üç temel etken vardır: soğurma, saçılma ve belirli mesafeden sonra ultrason demetinin genişleyerek yayılmasıdır.

Doku kalınlığı ve frekans azaldıkça ultrason demetinin zayıflaması azalır. Bunun sonucunda düşük frekanstaki ultrason dalgaları daha derindeki dokulara kadar giderler. Güç cinsinden zayıflama:

$$(dB) = 10 \log (P_0/P) \quad (4.4)$$

olarak desibel (dB) cinsinden ifade edilir. Burada P_0 gelen dalganın gücü, P istenin dalganın gücü, dB sinyal seviyesi'dir.

Ultrason dalgasının basıncı, genliği cinsinden aşağıdaki gibi de ifade edilebilir.

$$(dB) = 20 \log (A_r/A_i) \quad (4.5)$$

Burada A_r referans dalganın basınç genliği ve A_i istenen dalganın basınç genliğidir.

4.2.2. Ultrasonografi Sistemleri

Bir ultrasonografi sistemi; Prob (Dönüştürücü) , Merkezi İşleme Ünitesi (MİÜ) ve Çıktı Ünitelerinden (Sinyal İşleyici, Görüntüleme Ünitesi, Kayıt Ünitesi)'nden meydana gelir.

4.2.2.1. Prob (Dönüştürücü)

Vücutla temas halinde olan ultrasonografi cihazının prob bölümü ürettikleri ses dalgalarını, vücudun ilgili dokusuna gönderirler. Dokulara çarparak yansıyan ses dalgaları geri dönerek proba ulaşır ve kesitsel görüntü alınır. Prob bir ses sinyali gönderdikten sonra dinlemeye geçer ve sonra tekrar sinyal gönderir. Bu işlem defalarca devam eder. Yansıma süresi bulunarak, yansıyan sesin nereden geldiği bulunur.

Dokuların ses direnci (akustik impedans) arasındaki fark, bu yansımaları belirleyen bir etkidir. İki komşu yapının ses direnci arasındaki fark az ise ara yüzeyden yansıma az olacaktır. Bu fark çok ise yansıma çok olacaktır. Bu yansımalar cihazın ekranında parlak beyaz noktalar olarak görülür. Bir ultrasonografi görüntüsü, parlak noktalardan meydana gelmektedir (Kaya, 2006).

Ultrasonografi cihazının en önemli bölümü olan problemin içinde çok sayıda piezoelektrik kristali (PZT) adı verilen kuartz kristaller bulunur. Kristallerin şekil değiştirmesi için elektrik akımı uygulanmalıdır. Bunun sonucunda kristaller enine, boyuna veya radyal olarak çevresine doğru daralır veya genişler (Şekil 4.11). Bu daralıp genişlemeyle titreşim meydana gelir. Bu titreşimlerde ultrasonik dalgaların oluşmasına yol açar. Tam tersi olarak kristallere basınç uygulandığında veya herhangi bir ses dalgası ulaştığında bu kez elektrik akımı üretirler. Bu sayede aynı kristaller hem sesi algılamak hem de sesi üretmek için kullanılırlar.

4.2.2.2. Merkezi İşleme Ünitesi (MİÜ)

MİÜ, prob tarafından bir ultrason dalgası üretilip doku içine gönderildikten sonra vücuttaki çeşitli dokulardan yansıyarak gelen kısmını algılar ve yükseltir. Alma sırasında eko sinyalleri, probdaki kristallere geri gelerek çarpar ve kristali sıkıştırır veya gevşetirler. Böylece kristalin uçlarında bir gerilim oluşturur. Bu gerilimin yükseltilmesi de MİÜ’nde yapılır. MİÜ’nde özel bir yükselteç kullanılır. Bu yükselteç ile dokular ne kadar derinde olursa olsun istenilen netlikte eko sinyalleri

gözlenebilir. MİÜ, ultrason cihazının ve probun gereksinim duyduğu elektrik enerjisini de sağlayan kaynaktır (Kalender ve Kavalcı, 2007).

MİÜ aynı zamanda elde edilen görüntünün kalitesini arttırarak bu görüntüyü çıktı ünitelerine iletir.

4.2.2.3. Çıktı Üniteleri:

Ultrasonografik dalgaların MİÜ’nde işlenmesi ve görüntüye dönüştürülmesi ile ortaya çıkan veriler çıktı ünitelerine aktarılır. Burada en çok kullanılan monitördür. Monitör ekrana gelen görüntü siyahtan beyaza dek uzanan gri tonlardan oluşmuştur. Ekrandaki açık renkli kısımlar sesi yansıtan, koyu renkli kısımlar ise ses dalgasını soğuran ya da kıran oluşumları temsil eder. Mesela sıvı yumurtalık kisti veya içi idrarla dolu bir mesane monitörde siyah görülür. Çünkü bu durumdaki organlar ses dalgasını soğururlar.

4.3. Nükleer Tıp

Nükleer tıp, radyoaktif maddelerin yaydıkları ışınların dışarıdan sayılması ve görüntüsünün izlenmesi yoluyla hastalıkların tanı ve tedavisi ile uğraşır.

Nükleer tıpta, görüntülemede vücuda farklı yollarla verilen radyonüklitler veya radyonüklidler ile birleştirilen farmasötikler kullanılır.

Nükleer tıpta kullanılan temel cihazlar şunlardır: Gama Kamera, SPECT kameralar ve PET.

Görüntü almak için kullanılan en basit cihaz Gama kameradır. Bu cihazların daha gelişmiş SPECT, vücut içerisine radyoaktif madde alındıktan sonra, vücuttaki dağılımını tomografik olarak (üç boyutlu) gösterir. Günümüzde bu yöntem kalp ve beyin sintigrafisinde çok sık olarak kullanılır. En son kullanıma giren nükleer tıp cihazı PET/BT veya PET/MR’dır. Bu sistemler ile fizyolojik ve anatomik görüntüleme tek bir görüntüde birleştirilir (Vikipedi, 2007).

4.4. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

PET, nükleer tıp görüntüleme yöntemleri içinde en gelişmiş olanıdır. PET de görüntüleme maddesi olarak radyoaktif bileşikler (radyofarmasötik) veya bir radyoaktif maddenin kendisi (radyonüklid), görüntülenecek yere uygun bir şekilde verilerek görüntüleme yapılır. Radyonüklitler, pozitron yayan radyoaktif maddelerdir. Radyonüklitler birleşerek radyofarmasötikleri oluştururlar. Radyonüklitlerin üretildiği alet siklotron, görüntüleme yapıldığı alet ise PET tarayıcısıdır.

PET görüntülemede en sık kullanılan pozitron yayan radyonüklidlerin yarı ömürleri ve elde ediliş yöntemleri Çizelge 4.2’de özetlenmiştir:

Çizelge 4.2. En sık kullanılan pozitron yayan radyonüklitler (Özgüven, 2005).

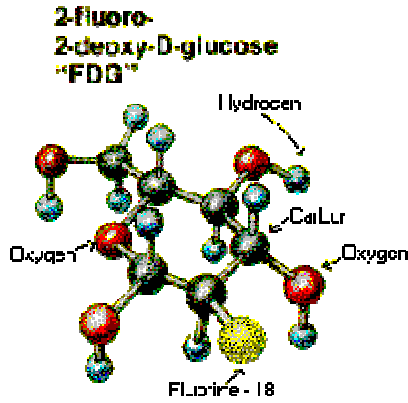
RADYONÜKLİD	YARI ÖMÜR (Dakika)	ÜRETİM YÖNTEMİ
Oksijen-15	2,07	Siklotron
Azot-13	9,96	Siklotron
Karbon-11	20,4	Siklotron
Galyum-68	68,3	Jeneratör
Flor-18	109,7	Siklotron

Flor-18’in (F-18) yarı ömrü diğerlerine göre daha uzun olduğundan (yaklaşık 2 saat) PET çalışmalarında en çok kullanılan radyonüklittir. Pozitron salıcısı radyonüklitler çok kısa yarı ömre sahip oldukları için PET merkezlerin içinde veya çok yakınında siklotron olması gerekmektedir.

Çizelge 4.3. PET görüntüleme maddeleri ve kullanım alanları (Özgüven M., 2005).

Görüntüleme Maddeleri	Kullanım Alanı
F-18 fluorodeoksiglukoz (FDG)	Bölgesel glukoz metabolizması
F-18 sodyum florid	Kemik tümörleri
C-11 deoksiglukoz	Bölgesel beyin metabolizması

Bunlardan en çok kullanılan F-18 flurodeoksiglukoz (FDG), hastaya verildikten sonra hastadan yayılan ışınlar sayesinde görüntüleme sağlanır.



Şekil 4.9. FDG'nin bileşenleri (TRIUMF/UBC PET, 2005)

4.4.1. Temel Fiziksel Prensipleri

Pozitron, elektronun zıt parçacığı olup elektron ile aynı kütleye sahiptir. Pozitron salan radyoaktif maddeler kararlı izotopların yüklü parçacıklar ile etkileşimleri sonucunda meydana gelirler.

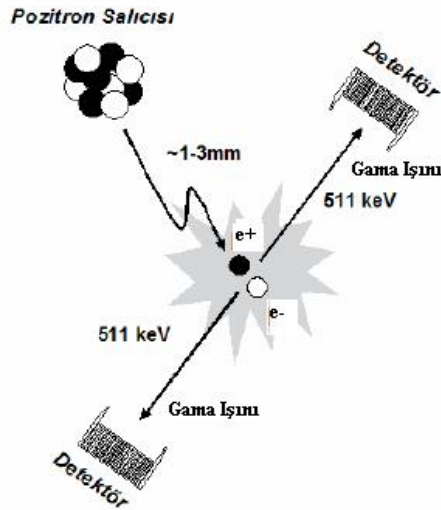
Pozitron yayılımı yapan radyoaktif maddeler (radyonüklitler) doğada bulunmadıklarından siklotron denilen parçacık hızlandırıcıları kullanılır. Tıbbi amaçla kullanılan siklotronlar 20 MeV'nin altında olan siklotronlardır. Daha güçlü olanlar fizik alanında ve araştırma amacıyla kullanılırlar.



Şekil 4.10. Siklotron (Özgüven, 2005).

Siklotronda hızlandırılan yükü parçacıklar hedefteki kararlı izotoplara doğru yönlendirilirler. Hedefteki kararlı izotoplar bu olay sonucunda çekirdeklerinde proton sayısı artarak pozitron salarlar. Yani radyoaktif bozunma sonucunda siklotron yardımıyla çekirdekte proton, nötron ve pozitrona dönüşür.

Çekirdekten salınan pozitron bulunduğu ortam içerisindeki mevcut serbest bir elektron ile birleşir. Bu birleşme sonucunda her iki parçacık birbirlerini yok ederek birbiri ile 180° açı yapan, 511 keV enerjiye sahip iki gama fotonu çıkar. Bu olaya ‘yok etme’ adı verilir. Bu olay 9-10 nano saniye gibi çok kısa bir zaman aralığında gerçekleşir.



Şekil 4.11. Yok Etme Olayı (Özgüven, 2005).

4.4.2. Temel Görüntüleme Prensipleri

Hastaya verilen radyonüklitler vücut içerisinde dağılımlarını tamamlayarak pozitronlar salar. Bu pozitronlar ‘yok etme ‘ olayı ile vücut içerisinde aralarında 180° açı bulunan 511 keV’lik gama fotonu çiftlerini oluştururlar. İşte bu aşamada PET tarama sistemlerinde yer alan farklı sayı ve şekillerde detektör halkaları, bu gama fotonu çiftlerini tespit eder. Birbiri ile 180° açı yapacak şekilde yerleştirilen detektör çiftlerinde tespit edilen her bir gama foton çifti bilgisayarda tek bir nokta olarak kaydedilir. Bu ham veriler bilgisayar tarafından işlenerek tomografik PET görüntüleri elde edilir Bu zaman dışında detektörlere gelen fotonlar ise sayıma alınmazlar.



Şekil 4.12. PET Görüntüleme Sistemi (Özgüven, 2005).

4.4.3. Detektör ve Kristal Yapıları

PET sisteminde yer alan detektörler NaI(Tl) gibi farklı kimyasal yapılardaki sintilasyon kristallerinden meydana geldiklerinden dolayı radyasyon ile etkileştiklerinde bir ışıltı oluşturma özelliğine sahiptirler. İdeal bir PET detektörünün gelen fotonu durdurarak şiddetli ve kısa süreli bir ışık parıltısı oluşturmaları beklenir. Bu ışık parıltısı, fotoçoğaltıcı tüpler tarafından algılanır ve yükseltilerek sistem bilgisayarına gönderilir. Fotoçoğaltıcı tüpler, pozisyon belirleme özelliğine de sahiptirler.

Günümüzde PET tarayıcısının BT veya MR ile kullanıldığı sistemler de mevcuttur. Eş zamanlı olarak ve aynı pozisyonda hastanın görüntülenmesini

sağlayan bu sistemlere ‘**Hibrid Sistemler**’ denilir. Bu tür cihazlar sayesinde aynı anda hem fonksiyonel hem de yapısal görüntüler elde edilebilmektedir.

PET taramaları iki veya üç boyutludur. İki boyutlu görüntülemelerde detektörler arasına tungsten veya kurşun tablalar konulur. Buradaki amaç görüntülemelerde saçılmış radyasyonun detektöre ulaşmasını engellemektir. Bu şekildeki taramalarda görüntü kalitesi biraz daha iyidir fakat toplam sayımda azalma meydana gelir.

Detektörler arasında tabla konulmadan yapılan taramalar ise üç boyutlu taramalardır. Üç boyutlu taramalarda her bir detektör daha geniş bir alandan sayım alır ve sayım hızı da oldukça yüksektir. O yüzden üç boyutlu taramalarda daha kısa süreler içerisinde tarama işleminin tamamlanabilmesi için daha az miktarlarda görüntüleme maddesi kullanılır.

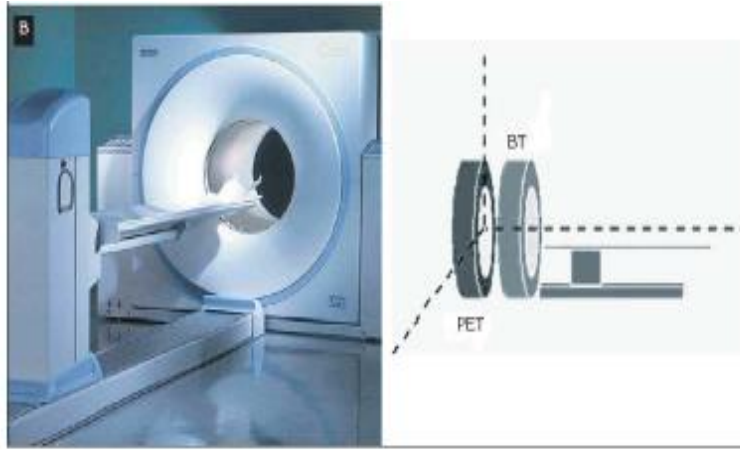
Üç boyutlu taramalar, çocuk hastalarda ve merkezi sinir sistemi görüntülemelerinde kullanılır. Üç boyutlu taramaların avantajları olduğu kadar dezavantajları da vardır. Mesela görüntü kalitesi iki boyutlu taramaya göre daha düşüktür. Çünkü daha fazla oranda saçılmış radyasyon içerir (Özgüven, 2005).



Şekil 4.13. Bir PET tarayıcısı (Sönmezoğlu, 2005).

4.4.4. PET-BT

PET cihazları anatomik detayları göstermede yetersiz olduğundan BT ve MRG görüntülerini PET görüntüleriyle birleştiren yazılımlar kullanılmaya başlanmıştır. Ancak ayrı makinelerde alınan görüntülerle her zaman tam görüntü çakıştırması yapılamamaktadır. Uzun yıllar yapılan araştırmalar sonucunda PET-BT cihazı geliştirilmiştir. Bu cihazda PET cihazının hemen arkasına x-ışın BT cihazı yerleştirilmiştir. Bu durum PET görüntüsünü takiben hemen BT görüntülerinin alınmasına olanak sağlamıştır. Böylece hasta hareketi olmadığı için PET ve BT görüntülerinin birebir tam çakıştırması mümkün olmakta, lezyonun anatomik ve metabolik detayları tek bir görüntüde doğru biçimde verilmektedir.



Şekil 4.14. Entegre PET/BT sistemi görüntüsü. Aynı tarayıcı içerisinde önde BT, arkada PET detektörü birlikte yerleştirilmiştir (Sönmezoğlu, 2005).

5. RADYOTERAPİ

5.1. Radyoterapi Nedir?

Bundan önceki bölümlerde hastalıkların tanısında kullanılan görüntüleme sistemlerinden (BT, MR, PET) bahsedildi. Görüntüleme sistemleri, genellikle detektörlerle birlikte kullanılan sistemlerdir. Görüntüleme sistemleri kullanılarak hastalıkla ilgili tanı konulur. Bunun sonucunda da hastanın iyileşmesi için gerekli tedavi yöntemlerine başvurulur. Hastanın iyileşmesi için yapılan bu tedaviye ‘radyoterapi’ denir.

Radyoterapi, hastalıkların tedavisinde yüksek enerjili foton ışınları (x ışınları veya gama ışınları) ve yüklü parçacıklar (elektron, hadron ışınları) kullanılarak uygulanmaktadır. X ışınları ile gama ışınları arasında sadece kökenleri yönünden farklılık vardır. X ışınları yüksek hareket enerjilerine sahip olan elektronların yavaşlatılması yoluyla elde edilirken, gama ışınları uyarılmış ve kararlı olmayan çekirdeklerinden elde edilmektedir.

Dünyada tıp alanında kullanılan 15.000 parçacık hızlandırıcısının %3’ü nükleer tıpta, %30’u ise radyoterapide kullanılmaktadır. Bunları çoğu x ışınlarını, 25 tanesi de hadron hüzmelerini üretmektedirler.

Parçacık hızlandırıcılarında elde edilen bu ışınımın çeşitli yöntemler ile tümörlü hücreleri yok etmek için kullanılırlar. Eğer tümörler dokulara çok derin olarak yerleşmişlerse bunları yok etmek için radyoterapistler tarafından genellikle hedefin geometrik merkezine odaklanan çoklu ışın hüzmeleri kullanılır. Bu yöntem uygulanırken hasta çevresinde dönen hızlandırıcılar bulunmaktadır. Demet enerjisi de, hastanın çevresinde dönen hızlandırıcıda yer alan bir diskle ve soğurucunun değişen kalınlığına göre ayarlanabilir ve demet biçimi sabit veya hareketli kolimatörlerle belirlenebilir. Daha basit sistemlerde demetin yönü bir yandan diğer yana ve yukarı yönlendirilerek uygun hale getirilir (Amaldi, 2001).

Işın demetleri, sağlıklı dokuyu kurtarmak için çeşitli yönlerden gelerek doku üzerinde toplanmalıdır. Zararlı hücreleri bozma ve sağlıklı dokunun kendini yenilemesi için gerekli olan yeterince düşük doz arasındaki sınır sadece %10-20 arasındadır.



Şekil 5.1. Modern bir 3 GHz doğrusal hızlandırıcı hasta çevresinde dönerek elektron ve foton tedavileri için kullanılır. Öyle ki hüzmeye herhangi yönden hedefe yönelebilir (Amaldi, 2001).

5.2. Radyoterapi Çeşitleri

Tümörleri yok etmek için kullanılan çok sayıda terapi çeşitleri vardır. Başlıcaları şunlardır:

5.2.1. X-Işınlı Kanser Terapi

İlk olarak parçacık fiziğindeki araştırmalar için geliştirilen küçük doğrusal elektron hızlandırıcıları, bugün radyoterapide yaygın olarak kullanılmaktadır. Semptomlar olmaksızın dış ışınım hüzmeleri ile (dış radyoterapi), genellikle yüksek enerjili x-ışınlarıyla (alfa, beta gibi ışınlar) tek başına veya kemoterapi ile birlikte tedavi edilirler. X-ışınlı radyoterapi ucuzdur ve mücadelede etkilidir.

5.2.2. Lokalize Radyoterapi

Yaklaşık on x-ışın hüzmeye geçişi kullanılır. Bu ışın hüzmeleri eş düzlemli olmayabilir, ama bilgisayar yardımıyla doz miktarı, hüzmeye kontrolü ayarlanabilir. Lokalize radyoterapi, röntgen terapinin yeni doğal gelişimidir.

5.2.3. Hadron Terapi

Ağır yüklü parçacıkların yönlendirilebilir hüzmelerini kullanan ve kritik organların yakınında diğer terapilere izin verilmediği zaman oldukça etkili olan yöntem ‘hadronterapi’ dir. Hadronlar kuvvetli nükleer kuvvet tarafından bir arada tutulan kuarklardan oluşan, atom altı parçacıklardır. Radyoterapide kullanılan hadronlar; protonları, nötronları, pilyonları ve iyonları (helyum, karbon, oksijen gibi elektrik yüklü atomlar) içerir. Hadronlardan protonlar daha çok terapide kullanılır. Radyoterapide hadronların kullanılma nedeni, fotonlar ve elektronlara kıyasla dokulardaki doz dağılımının daha güvenilir olmasıdır (Stapnes, 1997).

5.2.4. Proton Terapi

Proton Terapi, bir tümörü tedavi etmek için gerekli olan ışıyım dozunu tam odaklayabilen bir ışıyım tedavisidir. Protonlar nüfuz etme menzili iyi yüklü parçacıklardır. Protonlar vücuda girdiklerinde hızları, minimum iyonlaşma noktası $\beta = 0,96$ ’nın altındaki hızlara düştükleri için yavaşlarlar. Yerel iyonlaşma (dE/dx) kabaca hızlı bir şekilde $1/\beta^2$ ile artmaya başlar. Bu davranış protonların enerjilerini bırakmalarına, madde içinde ışıyım kaybına ve elektronlarla etkileşmelerine yol açar. Bu durum ‘Bethe Block’ formülü ile tanımlanır.

Her proton menziline sonuna yaklaşırken bırakılan ışıyımın dozu ‘Bragg Peak’ gibi bilinen bir olayla keskin bir şekilde artar. Protonlar, menzillerinin sonunda maksimum enerji yoğunluklarını bırakırlar. Bırakılan bu nokta ‘Bragg Peak’ izi olarak bilinir (Şekil 5.2.). Buna göre proton terapi şu özelliklere sahiptir:

- Hemen hemen hiç yanlama olmaksızın dokuda iyi tanımlı menzile sahiptirler.
- Protonların hızı, β iyonlaşma noktasının altına düştüğünde izin sonunda (Bragg Peak) maksimum bir doz bırakılır.
- Bragg Peak’den sonra keskin bir doz azalması görülür.
- Bragg Peak’teki yüksek yerel iyonlaşmadan (dE/dx) dolayı biyolojik etkiyi potansiyel olarak iyileştirirler.

- Belirli kanserlerde iyileştirme oranları proton terapinin kullanımıyla çarpıcı olarak yükselir.
- Protonlar enerjilerinin çoğunluğunu keskin bir ‘Bragg Peak’ içerisinde bulundurduğundan ve göreceli olarak zararsız ve tam olarak tümör bölgesinin altında çok duyarlı organlar bırakarak bağlı dokulardan ayrıldığından x ışınlarına göre daha iyi bir çözüm yoludur (Stapnes, 1997).

Bragg Peak’in derinliği; protonların ilk enerjisine, yüklerine ve içinden geçtikleri maddeye bağlıdır. Işınlama esnasında kontrollü bir şekilde elde edilmiş enerji değiştirilerek veya soğurucular aracılığıyla hüme enerjisinin modüle edilmesiyle, çok sayıda dar ‘Bragg Peak’ pikleri üst-üste bindirilerek dokudaki tümöre daha derinlemesine nüfus edilebilir.

Protonlar, bugün rutin bir şekilde göz tümörlerini tedavi etmek için kullanılır. Buna ek olarak birkaç fizik araştırma laboratuvarı çok derin yerleşmiş tümörlere proton ve iyon terapi (karbon kullanarak) uygulamaya başlamışlardır.

Proton terapide kullanılan protonlar, proton doğrusal hızlandırıcılar tarafından üretilirler. Proton doğrusal hızlandırıcılar düşük frekanslarda çalışırlar, bir metre çapına sahiptirler ve büyük akımları hızlandırır. Protonterapiler için birkaç nano ampere sahip olan, küçük boşluklara ve büyük hızlandırıcı gradyentlerine sahip olan yüksek frekanslı hızlandırıcı yapılar kullanılır (Amaldi, 2001).

5.2.5. Bor Nötron Yakalama Terapisi (BNCT)

BNCT belirli tümörlerde (özellikle beyinde) bor bileşenlerinin biriktirilmesi özelliğini kullanan, yeni ve ümit verici bir kanser iyileştirme ve kontrol yöntemidir. Nötronlarla ışınlamada bor, bir nötron yakalayarak tümöre kendi radyoaktif dozunu tamamen veren, sağlıklı dokuya ulaşamayan yüksek enerjili alfa ve lityum parçalarını salar.

5.2.6. Endo-Radyonüklit Terapi

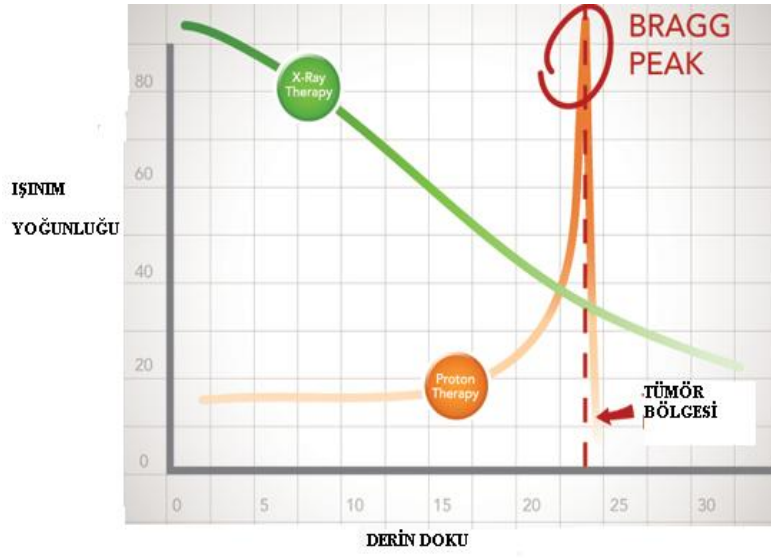
Sağlıklı dokuyu koruyarak, tümörlere kontrollü dozu sağlayan yeni bir metottur. Metot, tümörlerde yoğunlaşmış olan radyonüklitleri kullanır. Bu yöntemle etkili bir iç tedavi mümkündür. Çünkü kendi radyoaktif dozunun tümünü hasta dokuya verir ve sağlıklı dokuya ulaşamaz.

Modern hızlandırıcı teknolojisini kullanan ileri araştırmalar, terapi potansiyelleri özelliğine sahip (bilhassa beta-salınım izotopu 153 Sm ve alfa salınım izotopu 211 At) egzotik radyonüklitler yaptılar. Bu metotlar, kritik organlara yakın en karmaşık tümörleri bile tedavi etme özelliğine sahiptirler. PET, endo-radyonüklit terapiyi kontrol ve takip etmede çok önemli olmaktadır. Çünkü PET sayesinde elde edilen görüntüler ışığı altında hastalıkların tanısı konulur. PET'in kullandığı yöntemler hastalıkların tedavisinde endo-radyonüklit terapide kullanılır.

5.3. Radyoterapi Uygulamaları

Yüksek enerjili fotonlar veya yüklü parçacıklar kullanılarak hastaya iki şekilde radyoterapi uygulanır:

- Dış Radyoterapi: Dış radyoterapi uygulamalarında ışın demetleri, hastalara dışarıdan verilir. Günümüzde dış radyoterapi uygulamalarında Kobalt-60 cihazlarından elde edilen gama ışınları veya lineer hızlandırıcılardan elde edilen x-ışınları kullanılmaktadır.
- İç Radyoterapi: İç radyoterapi uygulamalarında, ışın kaynağı doğrudan tedavi uygulanan beden bölgesine yerleştirilir. İç radyoterapi uygulamalarının ilk yıllarında radyum kullanılmakla beraber son yıllarda güvenlik ve kullanım kolaylığı nedeniyle iridyum tercih edilmektedir (Şen, 2005).



Şekil 5.2. Proton terapide Bragg Peak olayı (Midwest Proton Radiotherapy Institute, 2006).

6. SONUÇ VE TARTIŞMA

X-ışınlarının keşfiyle bilim ve teknolojiye büyük gelişmeler olmuştur. Özellikle x-ışınlarının tıp alanında kullanılmaya başlamasıyla hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli gelişmeler olmuştur.

X-ışınları tıpta Röntgen, BT, mamografi gibi birçok görüntüleme yöntemlerinde ve tedavi amaçlı olarak da radyoterapi de yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak x-ışınlarını kullanan görüntü metotları birçok kısıtlamalara sahiptir. X-ışınlı radyoterapi de ise tümörün soğurduğu dozun sınırlı olması ve kanserli doku ile sağlıklı dokunun hemen hemen aynı oranda doza maruz kalması gibi problemler mevcuttur.

Görüntüleme yöntemlerinde sinkrotron ışınımının kullanımı bu problemlere büyük oranda çözüm getirmiştir. Bunların dışında görüntüleme metotlarında gama ışınları (PET, SPECT), radyo dalgaları (MR) ve ses dalgaları (US) da kullanılmaktadır.

Son yıllarda kanser tedavisinde yüklü hadronlar kullanılmaya (hadron terapi) başlanmıştır. Hadron terapinin avantajı foton ve elektronlara kıyasla hasta dokulara daha iyi odaklanabilmesi ve böylece sağlıklı dokuların daha az zarar görmesidir. Bu yöntemde daha çok lineer hızlandırıcıda hızlandırılan protonlar kullanılır.

Tıbbi amaçlı kullanılan 15.000 civarında hızlandırıcı olup, bunların 5.000 tanesi radyoterapide, sadece 25 tanesi hızlı hadronları üretmede kullanılmaktadır.

Dünyada kanser tedavisinde yeni ve ümit verici yöntemler geliştirilmeye devam etmektedir. Bunlardan Bor-Nötron yakalama terapisi tümörlerde (özellikle beyin) bor bileşenlerinin biriktirilmesi özelliğini kullanan bir yöntemdir. Endo-Radyonüklit terapi ise tümörlerde yoğunlaşmış radyonüklitleri kullanan bir metottur. Bu tedavi yönteminde sağlıklı dokuyu koruyarak, tümörlere kontrollü doz verilebilmektedir.

Günümüzde bilim ve teknolojiye paralel olarak görüntüleme ve tedavi yöntemleri de hızla gelişmeye devam etmektedir.

KAYNAKLAR

- AMALDI, U., 2001. Hadrontherapy in the world. University of Milano Bicocca and TERA Foundation, Italy.
- ARIK, E., 2005. Parçacık dedektörleri. Boğaziçi Üniversitesi, Fizik Bölümü.
1.Ulusal Hızlandırıcı Yaz Okulu, Ankara.
http://bilge.science.ankara.edu.tr/tac/YAZOKULU/FILES_PDF/E_AR_K.PDF
- BEISER, A., 1995. Modern Fiziğin Kavramları. Mc Graw-Hill, Inc. Çeviri: Gülsen Önengüt. Aralık1997, İstanbul-Ayhan Matbaası.
- BİLİM ve TEKNİK DERGİSİ, Ekim 2004. Sayı: 443 Parçacık Hızlandırıcıları.
Derginin Yeni Ufuklar Eki. Bilimsel ve Araştırma Kurumu, Ankara.
<http://www.biltek.tubitak.gov.tr/bdergi/yeniufuk/icerik/hizlandirici.pdf>
- BLOGGER, 2007. Parçacık Fiziği. Privacy Matters c/o Google Inc. 1600 Amphitheatre Parkway Mountain View CA 94043, ABD.
<http://parcacikfizigi.blogspot.com/2007/10/parack-hzlandrclar.html>
- COLLOBORATION NDT Education, 2001. Computed Tomography. % Center for NDE. ASC II Ames, IA 50011-3043. Iowa State University, USA
<http://www.ntd-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/AdvancedTechniques/computedtomography.htm>
- ERTÜRK S., BOZTOSUN İ., 2004. Nükleer Fizik Araştırmalarında Kullanılan Hızlandırıcılar ve Uygulama Alanları. II.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları Uygulamaları Kongresi, Ankara.
- GROOM, C., 1999. The Experimental Evidence Path at the Particle Adventure, CPEP. Particle Data Group of Lawrence Berkeley, California, W.-M. Yao.et al., Journal of Physics G 33,1.
http://pdg.web.cern.ch/pdg/cpep/adventure_home.html
- GÜVEN H. ve ark., 2008. Fizik I Ders Notları. Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Zonguldak.
<http://sciart.karaelmas.edu.tr/bolumler/fizik/Ders%20Notlari/E07.pdf>
- KALENDER O., KAVALCI R., 2007. Ultrasonografi. Tripod Mühendislik& Elektronik Teknolojileri. Minat Bilgi Teknolojileri.

- <http://www.odevsel.com/tip/5567/ultrasonografi.html>
- KAYA, T., 2006. Temel Radyoloji Fiziği. Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, Eskişehir.
<http://radyoloji.blogcu.com/722957/>
- KYBIC, J., 2006. X-Rays. Czech Technical University, Prague.
- MIDWEST Proton Radiotherapy Institute, 2006. 2425 Milo B, Sampson Lane
Bloomington, IN 47408.
<http://www.mpri.org/science/pttherapy.php>
- ÖZGÜVEN, M., 2006. PET Kameralarda Genel Prensipler ve Temel Uygulama Alanları Gata Hastanesi, Ankara.
[http://www.gata.edu.tr/dahilibilimler/nukleertip/veriler/Pozitron%20Emisyon%20Tomografisi%20PET %20El%20Kitaby.pdf](http://www.gata.edu.tr/dahilibilimler/nukleertip/veriler/Pozitron%20Emisyon%20Tomografisi%20PET%20El%20Kitaby.pdf)
- ÖZKAN R., 2007. BT/MR görüntülemeye temel prensipler: Toraks BT radyasyon dozları. Türk Toraks Derneği, Ankara. Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Eskişehir.
http://www.toraks.org.tr/10_kongre_kurs/pdf/1PPZGR_Q.PDF
- SÖNMEZOĞLU K., 2005. Akciğer Kanserlerinde FDG-PET Uygulamaları. Tüberküloz ve Toraks Dergisi; 53 (1): 94-112, İstanbul.
- STAPNES S., 1997. Medicine and Physics. Annual Report. Department of Physics University of Oslo, Norway.
<http://www.fys.uio.no/publ/aarsrapp/rapport97/index.html>
- SUORTTI P., THOMLINSON W., 2003. Medical applications of synchrotron radiation. Department of Physics, University of Helsinki, POB 64, FIN-00014 Helsinki University, Finland.
- ŞEN, E., 2005. Baş-Boyun Tümörlerinde Konkomittan Kemoradyoterapi. Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak Burun Boğaz Ana Bilim Dalı, Bursa.
<http://kbb.uludag.edu.tr/seminer-konkomittanKRT.htm>
- TAEK, 2006. Avrupa Parçacık Fiziği Laboratuvarı CERN hakkında bilgiler ve burada yapılan çalışmalar. Türkiye Atom Enerji Kurumu, Ankara.
<http://www.taek.gov.tr/uluslararasi/cern/cern.htm>
- TRIUMF/UBC PET, 1998. Positron Emission Tomography. Imaging Research

Centre PET, Canada.

<http://www.triumf.ca/welcome/petscan.html>

TUNCEL, E., 2005. Radyolojik Tanıda Temel Kavramlar Ders Notları. Uludağ Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı, Bursa

<http://radyoloji.uludag.edu.tr/sayfa019.htm>

TÜYSÜZ, Z., 2004. Co-60 Teleterapi kaynağı için Monte Carlo Yöntemiyle Uygun Zırh Tasarımı. Bitirme Ödevi, Şanlıurfa.

<http://fef.harran.edu.tr/fizik/lisans/bitirme-ödevi/mztuysuz.com>

VİKİPEDİ, 2005. Radyoloji, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.

<http://tr.wikipedia.org/wiki/Radyoloji>

VİKİPEDİ, 2007. Nükleer Tıp, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.

http://tr.wikipedia.org/wiki/N%C3%BCkleer_T%C4%B1p

VİKİPEDİ, Kasım 2007. Sinkrotron, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.

<http://tr.wikipedia.org/wiki/Sinkrotron>

VİKİPEDİ, 2008. Bilgisayarlı Tomografi, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.

http://tr.wikipedia.org/wiki/Bilgisayarlı%C4%B1_tomografi

YAVAŞ, Ö., 2005. Parçacık Hızlandırıcılarının Uygulama Alanları. I.UPHYO Yaz Okulu Çalışmaları. Ankara Üniversitesi, Ankara.

<http://bilge.science.ankara.edu.tr/tac/YAZOKULU/FILES>

ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Adana'nın Ceyhan ilçesinde doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Adana'da tamamladım. 1997 yılında Çukurova Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünü kazandım. 2001 yılında mezun oldum. 2005 yılında Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tezli Yüksek Lisans programına başladım. Aynı yıl Antakya Mustafa Kemal Üniversitesinde memurluğu kazandım ve hala orada çalışmaktayım. Şu an Tezli Yüksek Lisans Eğitiminin son aşamasındayım.