



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜLERİ
ORTAK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Oğuzhan TEMURKAN

TIPTA KULLANILAN
GÖRÜNTÜLEME
YÖNTEMLERİNE GENEL
BİR BAKIS

FİZİK ANABİLİM DALI

OSMANİYE – 2016

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ ORTAK
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME
YÖNTEMLERİNE GENEL BİR BAKIŞ**

Oğuzhan TEMURKAN

**FİZİK
ANABİLİM DALI**

**OSMANİYE
HAZİRAN-2016**

ÖZET

TIPTA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNE GENEL BİR BAKIŞ

Oğuzhan TEMURKAN
Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. F. Aysun UĞUR

Haziran 2016, 90 sayfa

Bu çalışmada, tanısal görüntüleme metotları olan endoskopi, röntgen, bilgisayarlı tomografi, tek foton tomografisi, pozitron emisyon tomografisi ve manyetik rezonans fiziksel parametreler ve çalışma prensipleri açısından araştırıldı. Aynı zamanda bu yöntemlerin insan sağlığına olan etkileri de tartışıldı.

Anahtar Kelimeler: Görüntüle Yöntemleri, Endoskopi, Röntgen, Bilgisayarlı Tomografi, Tek Foton Tomografisi, Pozitron Emisyon Tomografisi, Manyetik Rezonans

ABSTRACT

AN OVERVIEW OF THE IMAGING METHODS USED IN MEDICINE

Oğuzhan TEMURKAN
M.Sc., Department of Physics
Supervisor: Assist.Prof.Dr F.Aysun UĞUR

June 2016, 90 pages

In this study, diagnostic imaging methods; endoscopy, rontgen, computed tomography, single positron emission tomography, positron emission tomography and magnetic resonance are investigated in terms of physics parameters and working principles. The effects on human health of these methods were also discussed.

Key Words: Diagnostic Imaging Methods, Endoscopy, Rontgen, Computed Tomography, Single Positron Emission Tomography, Positron Emission Tomography, Magnetic Resonance.

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tez konumun belirlenerek tez çalışmamın yürütölmesini üstlenen, çalışmalarım süresince değerli bilgi ve tecrübeleriyle katkılarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd Doç. Dr. F. Aysun UĞUR'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmalarım süresince beni destekleyen kıymetli aileme ve çalışmalarımda bana yardımcı olan Elif GÖREN' e teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	
TEZ BİLDİRİMİ	
ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	5
3. MALZEME VE YÖNTEM	8
3.1 Temel Kavramlar	8
3.2 Görünür Işığın Özellikleri	11
3.3 Görünür Işık İle Görüntüleme (Endoskopi)	12
3.2.1 Işığın Yansıması	12
3.2.2 Işığın Kırılması	13
3.2.3 Kırılma Yasası	14
3.2.4 Tam Yansıma.....	15
3.2.5 Endoskopi Fiziği.....	15
3.2.5.1 Öz (Core)	19
3.2.5.2 Kaplama (Cladding).....	19
3.2.5.3 Tampon Kat (Buffercoating)	19
3.2.5.4 Kabul Açısı , Nümerik Açıklık	21
3.3.6 X-Işınları ve Özellikleri	22
3.3.6.1 X-Işınlının Oluşumları.....	24
3.3.6.1.1 Doğal X-Işınları	24
3.3.6.1.2 Yapay X-Işınları	24
3.3.6.2 Etkileşme Şekline Göre X-Işınları	25
3.3.6.2.1 Sürekli (Frenleme) X-Işınları.....	25
3.3.6.2.2 Karakteristik X-Işınları	26
3.3.6.3 X-Işınlının Medikal Amaçlı Kullanımı.....	26
3.3.6.4 X-Işınlının Madde İle Etkileşimi	27
3.3.6.4.1 Koherent Saçılma.....	27

3.3.6.4.2	Fotoelektrik Soğurulma	27
3.3.6.4.3	Compton Saçılması	28
3.3.6.4.3.1	Bir Compton Etkileşimin Olasılığı	28
3.3.6.4.4	Çift Oluşum	29
3.3.6.5	Röntgen.....	29
3.3.6.6	Bilgisayarlı Tomografi.....	30
3.3.6.6.1	Bilgisayarlı Tomografinin Başlıca Özellikleri.....	30
3.3.6.6.2	BT Tarayıcılarının Genel Yapısı.....	31
3.3.6.6.3	X-Işın Sistemi	33
3.3.6.6.4	Dedektörler	34
3.3.6.6.5	Bilgisayarlı Tomografi Çeşitleri	39
3.3.6.6.6	Bilgisayarlı Tomografinin Teknik Özellikleri	41
3.3.6.6.7	Bilgisayar Sistemi	44
3.3.6.6.8	Tarama İşlemi	45
3.3.6.6.9	Görüntü Oluşturma	46
3.3.6.6.10	BT 'de Görüntünün Elde Edilmesi.....	47
3.3.6.7	Manyetik Rezonans	53
3.3.6.7.1	Bir Atomun Manyetik Özellikleri.....	53
3.3.6.7.2	Sabit Manyetik Alanda Nükleonlar	55
3.3.6.7.3	Manyetik Rezonansın Tanımı.....	56
3.3.6.8	Tek Foton Işımasının Bilgisayarlı Tomografisi	58
3.3.6.8.1	Sinyallerin Yakalanması Ve Değerlendirilmesi.....	59
3.3.6.9	Emisyon Tomografisi	62
3.3.6.9.1	Genel Yapısı	62
3.3.6.9.2	Uygulama Alanları.....	63
3.3.6.9.3	Tasarımı	64
3.3.6.9.4	Sinyallerin Yakalanması Ve Değerlendirilmesi.....	65
3.3.6.9.5	İstenmeyen Ve Görüntü Kalitesini Bozan Olaylar.....	66
4.	BULGULAR VE TARTIŞMA.....	69
4.1	Radyasyonun Direkt İndirekt Etkileri	71
4.1.1	Direkt Etki	71
4.1.2	İndirekt Etki	73
4.2.	Radyasyonun Hücreler Üzerine Etkileri.....	76
4.3	Hücre Membranlarına Radyasyon Etkisi	76
4.4	Diğer Hücresel Makromoleküller Üzerindeki Etkiler	77
4.5	Kronik Doz.....	78
4.6	Tipik Dozlar	79
4.7	Somatik Etkiler	80
4.8	Genetik Etkiler	80

4.8.1	Doğum Öncesi Radyasyona Maruz Kalma	81
4.8.2	Dokuların Radyasyona Duyarlılığı.....	82
4.8.3	Radyosensitivite	82
4.9	Hücrelerin Radyasyona Karşı Reaksiyonları	82
4.9.1	Doz Etki Bağıntısı	83
4.9.2	Hedef İsabet (Target-Hit) Teorisi.....	83
4.10	Hasta Radyasyon Dozu Azaltıcı Önlemler.....	84
4.11	Çalışanların Dikkat Etmesi Gereken Unsurlar	85
4.12	Kontrast Madde Kullanımına İlişkin Önlemler.....	85
5.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	86
	KAYNAKLAR	89
	ÖZGEÇMİŞ	90



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. İletilen ışığın dalga boyuna bağlı sinyalin bozulma miktarı (km).....	20
Çizelge 3.2. Nükleonların manyetik moment değerleri	54
Çizelge 3.3. PET'de kullanılan radyoaktif elementler ve yarılanma süreleri.....	63
Çizelge 3.4. PET'de kullanılan radyofarmasötikler ve kullanma alanları.....	64
Çizelge 4.1. Farklı yüklü parçacıkların LET değerleri	72
Çizelge 4.2. Radyasyonla çalışanlar için mesleki maruz kalma dozu	79



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Elektromanyetik Spektrum	9
Şekil 3.2. Elektromanyetik Dalga	10
Şekil 3.3. Düzgün Yansımada.....	12
Şekil 3.4. Dağınık Yansımada	13
Şekil 3.5. Yansımada Yasası.....	13
Şekil 3.6. Kırılma Yasası	14
Şekil 3.7. Tam İç Yansımada.....	15
Şekil 3.8. Optikçe az yoğun ortam(ör:hava) gelen ışık çok yoğun ortama (ör: cam veya su) geçtiğinde normale yaklaşarak kırılır ($\beta < \alpha$)	16
Şekil 3.9. Optikçe çok yoğun ortamdan (ör: su veya cam) az yoğun ortama (ör:havageçen ışık normalden uzaklaşarak kırılır ($\beta > \alpha$)).	16
Şekil 3.10. Işık, optikçe çok yoğun ortamdan, optikçe az yoğun ortama sınır açısı ile gelirse, kırılan ışık iki ortamı ayıran yüzeyi yalayarak gider ($\beta = 90^\circ$).	16
Şekil 3.11. Optikçe çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçemeyen ışın aynı ortama tam yansımaya uğrar (s: sınır açısı)	17
Şekil 3.12. Fiber optik bir kabloda ışığın yol alması	17
Şekil 3.13. Fiber optik kablolar.....	18
Şekil 3.14. 1 numaralı bölüm (beyaz) nüve, 2 numaralı bölüm (mavi) kılıf ve 3 numaralı bölüm (kırmızı) kaplamadır ve genelde plastiktir.....	20
Şekil 3.15. Fiber optik kablonun kesitsel görüntüsü.....	20
Şekil 3.16. Fiber optik kabloda tam yansımada olayı.....	21
Şekil 3.17. Kabul açısının hesaplanması.....	21
Şekil 3.18. Kabul Konisi	21
Şekil 3.19. X ışını tüpü.....	25
Şekil 3.20. Koherent Saçılma.....	27
Şekil 3.21. Gelen x-ışınıbir iç-kabuk elektronunun iyonizasyonu sırasında tamamen soğurulduğu zaman, fotoelektrik etki meydana gelir.	28
Şekil 3.22. 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 ışınınkinden daha büyüktür	29
Şekil 3.23. BT görüntü oluşturmada tarama fazının gösterimi	32
Şekil 3.24. Tarama sonucu elde edilen bilgilerin işlenmesi.....	32
Şekil 3.25. Dijital görüntünün BT görüntüsündeki gri skala değerlerine dönüştürülmesi	33
Şekil 3.26. Kesit boyunca radyasyon yayılımının dağılımı	34
Şekil 3.27. Dedektörün verimliliğini etkileyen faktörler	37
Şekil 3.28. a) Birinci kuşak dedektör konfigürasyon modeli b) İkinci kuşak dedektör konfigürasyon modeli	37
Şekil 3.29. 1. Nesil BT Sistemleri.....	37
Şekil 3.30. 2. Nesil BT Sistemleri.....	38
Şekil 3.31. 3. Nesil BT Sistemleri.....	38
Şekil 3.32. 4. Nesil BT Sistemleri.....	39
Şekil 3.33. Klasik Bilgisayarlı Tomografi	40
Şekil 3.34. Spiral bilgisayarlı tomografi	41
Şekil 3.35. Çok kesitli spiral bilgisayarlı tomografi	42
Şekil 3.36. Konvensiyonel ve Spiral BT'nin görüntüsü	42
Şekil 3.37. Standart bir BT bileşenleri	43
Şekil 3.38. Demet Şekillendirme Filtresi	43
Şekil 3.39. Bilgisayarın BT görüntüleme sistemindeki yeri	44
Şekil 3.40. Bir X-ışınının zayıflamasının hesaplanması	45
Şekil 3.41. Aynı z mesafesinde (20cm) değişik kesit kalınlıklarının elde edilebilmesi için dedektör elemanlarının farklı sinyal kombinasyonları.....	48
Şekil 3.42. Görüntü Matrisi(24*24 piksel matrisini) göstermektedir	48
Şekil 3.43. Rakamsal değerlerin gri seviyelere dönüşümü	49
Şekil 3.44. Hounsfield Skalası	49
Şekil 3.45. Bilgisayarlı tomografide görüntünün HU numaralarına çevrilmesi	50
Şekil 3.46. Hounsfield Skalasında kontrast hesaplama metodu.....	50
Şekil 3.47. Tomografik Kesitlerin Elde Edilmesi	50
Şekil 3.48. Projeksiyon Bilgilerinin Toplanması ve Geri Yansıtılması.....	51

Şekil 3.49. Geriye Projeksiyon	52
Şekil 3.50. Üzerinden akım geçen bir tele etkiyen manyetik kuvvetin gösterimi.....	54
Şekil 3.51. Şekil Protonun ve çubuk mıknatısın oluşturduğu manyetik dipol moment.....	54
Şekil 3.52. Hidrojen atomundaki protonların değişik yönlere dağılmış manyetik alan dipol momentleri (vektörsel toplam=0).....	55
Şekil 3.53. Güçlü dış manyetik alanda kendi eksenini etrafında yalpalayarak dönmekte olan protonun oluşturduğu manyetik dipol momenti ve gravitasyonel alanda yalpalayarak dönen topacın oluşturduğu dönme momenti.....	56
Şekil 3.54. Titreşimlerin genliğinin arttığı durumda, dönme eksenini 90 ile 180 dereceye kadar saptırılır	56
Şekil 3.55. Rf dalgası etkisi ile +z ekseninden sapmış atom çekirdekleri	57
Şekil 3.56. Rf dalgası etkisi ile +z ekseninden 180° sapmış ve -z ekseninde salınan atom çekirdekleri	57
Şekil 3.57. 90° saptırılmış protonun manyetik dipol momenti, Rf dalgası kesildikten sonra sürtünmeler ile eski denge durumuna dönüyor dalga (FID) ve FID dalgası yayıyor.	58
Şekil 3.58. Foto tüplerin şematik yapıları ve değişik foto tüplerin resimleri.....	61
Şekil 3.59. 64 adet foto tüpün dizildiği sinyal algılayıcı sistem	61
Şekil 3.60. PET'de kullanılan foto tüp ve yarı iletken kristal	65
Şekil 3.61. PET sistemi	65
Şekil 3.62. LOR'un görüntülenmesi	66
Şekil 3.63. Tekli çakışma	67
Şekil 3.64. Rastlantısal çakışma.....	67
Şekil 3.65. Çoklu çakışma.....	67
Şekil 3.66. Saçılmadan kaynaklanan çakışma.....	67
Şekil 3.67. PET ve BT (CT) ile görüntülenmiş bir kolon tümör odağının ve anatomik yerinin belirlenmesi.....	68
Şekil 4.1. Radyasyonun İyonize Edici Etkisi	71
Şekil 4.2. DNA da tek zincir ve çift zincir kırığı	73
Şekil 4.3. Doz – etki bağıntısı	83

SİMGELER VE KISALTMALAR

US	Ultrasonagrafi
IAEA	Ulusal Atom Enerji Ajansı
WHO	Dünya Sağlık Örgütü
c	Işık Hızı
f	Frekans
λ	Dalga Boyu
v	Hız
n	Kırılma İndisi
CT	Tomografi
CAT	Komputerize Aksiyel Tomografi
BBT	Bilgisayarlı Beyin Tomografisi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Rf	Radyo Frekans
PMT	Foto Çoğaltıcı Tüp
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
LET	Lineer Enerji Transferi
E	Ortama Verilen Enerji
Z	Atom Sayısı
RBE	Rölatif Biyolojik Etkinlik
DNA	Deoksiriboz Nükleik Asit
keV	Kiloelektronvolt
LOR	Çift Işıma Doğrultusu
SPECT	Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi

GİRİŞ

Tıpta kullanılan teşhis ve tedavi yöntemlerinin neredeyse tamamı, fiziksel prensipler ve kuramlar kullanılarak dizayn edilmiştir. Teknolojik ve bilimsel gelişmelere bağlı olarak hızlı bir şekilde gelişme gösteren görüntüleme yöntemleri, hastalıkların teşhis ve tedavisinde artık vazgeçilmez hale gelmiştir. Fizikteki hızlı ilerlemeler tıpta birçok hastalığın tanı ve tedavisinde yeni teknolojilerin oluşmasına yol açmıştır. Fizik, kimya, moleküler biyoloji ve medikal mühendislik alanındaki tüm gelişmeler, ışık teorilerinin ortaya çıkması kadar eski ve aynı zamanda hadron tedavisi kadar yeni bir süreci kapsamaktadır.

Asırlardan bu yana insanın içyapısı, organların çalışması ve fonksiyonları, bunlardaki olumsuz değişimler hep insanoğlunun araştırdığı konular olmuştur. İnsan vücudu kapalı bir kutu gibidir. Dolayısıyla bu kapalı kutunun içine bakmak, orada olan değişiklikleri araştırmak tıbbın konusu olduğu kadar, diğer bilim dallarının da ilgisini çekmiştir. Hastalıkların teşhis ve tedavilerini sağlarken yine organizmaya en az zarar veren yöntemlerin kullanılması, temel amaç olmuştur.

Canlı vücuduna yapılan her uygulama sonunda, vücut ile dış ortam arasında bir enerji alış verişi kaçınılmaz olarak meydana gelmektedir.

Bir yöntemin diğer bir yöntemden mutlaka üstün ve eksik yönleri olabilir. Burada amaç, yapılacak incelemelerde hasta organizmanın en az zararı görecektir şekilde bu yöntemlerin oluşturulması ve uygulanmasıdır.

Bazı yöntemlerde organizmaya zararlı etki yapma ihtimali vardır, ancak görüntü kalitesi yüksektir. Diğer bazı yöntemlerde ise biyokimyasal izleme yapılabilen, ancak görüntü kalitesi iyi olmamaktadır. Hangi yöntemin daha iyi olduğu, görüntülenecek organ yada dokuya bağlı olarak doktor tarafından tespit edilmelidir. Burada dikkat edilecek temel parametreler şu şekilde sıralanabilir.

- a) İnceleme yapılan hastaya en az zarar vermek,
- b) Görüntüyü hızlı alabilmek,

- c) Görüntü kalitesinin iyi olması,
- d) Dokuları yapı ve yoğunluklarına göre ayırt edebilmek,
- e) Biyokimyasal izleyicilik yapabilmek,
- f) Ekonomik yönden uygun olmak,

İşte bu noktada hekim, seçeceği görüntüleme yönteminin temel özelliklerini bilmek zorunda kalacaktır.

Görüntüleme yöntemlerinde başlıca üç ana prensip vardır.

- 1) Emisyon (yayma): Vücutta sinyal veren bir enerji oluşturmak gerekir, dolayısıyla enerji kaynağı vücuttur. Bu sinyal veren enerjiyi oluşturmak için, iki türlü yol izlenebilir, birinci yol radyonüklit maddelerin değişik radyofarmasötiklerle vücuda verilmesidir. İkinci yol ise manyetik rezonanstaki gibi radyo frekansla dokuların uyarılarak, insan vücudundaki hidrojen atomlarının spinlerinin yönelmelerinin incelenmesi sonucu manyetik rezonans görüntünün elde edilmesidir.
- 2) Transmisyon (geçme): Bu prensipte Enerji kaynağı ve alıcı farklıdır. Çoğunlukla X ışını kullanılarak elde edilir. Uygun dozlar hasta yaşına ve görüntülenecek organa bağlı olarak ayarlanabilir. Bu görüntüleme yöntemlerinde kullanılan enerji, vücudu geçer ve diğer taraftaki alıcıda görüntü olarak kaydedilir. Bu yöntemde kullanılan enerjinin vücut yada dokuyu geçebilecek kadar güçlü olması gerekir. Röntgen ve bilgisayarlı tomografi yöntemlerinde kullanılan bu tekniğe transmisyon adı verilir.
- 3) Refleksiyon (yansıma): Enerji kaynağı ve alıcı hasta ile aynı taraftadır. Bir ses dalgası yardımıyla üretilen enerji bir enerji dönüştürücü ile dönüştürülerek (transdüser) vücuttan yansıyan enerji şeklinde görüntüleme sağlanır. Ultrasonografi (US) yöntemi, refleksiyon prensibiyle çalışmaktadır.

Görüntüleme yöntemleri;

- 1)Görünür ışık ile(Endoskopi)

- 2)X-Işınları ile (Röntgen, Tomografi, Bilgisayarlı tomografi)
 - 3)Manyetik rezonans
 - 4)Tek Foton Işınımı (Single Photon Tomography)
 - 5)PET(Pozitron Emission Tomography)
- olarak sınıflandırılabilir.

Bu yöntemlerin tümünde farklı fiziksel prensipler kullanılmaktadır. Görüntü elde etmek için kullanılan enerji ile görüntü algılayıcı sistemler farklılık göstermektedir. Kullanılan enerji nedeniyle, bu yöntemlerin bazı riskleri bulunmaktadır.

Elde edilen görüntü, iki boyutlu veya üç boyutlu (kesitsel) olabilir. Röntgen, yaygın kullanılan şekliyle üç boyutlu bir nesnenin, iki boyutlu bir kesitinin elde edilmesidir. Konvansiyonel tomografi yönteminde ise kesitsel görüntü elde edilmektedir. Radyo nüklid ile görüntüleme yöntemi olan SPECT ve PET de kesitsel görüntüleme sağlamaktadır.

Yöntemlerde kullanılan görüntü zenginleştirici kontrast maddeler değişiklik gösterebilir. Çünkü, bu yöntemlerin her biri farklı fiziksel prensibe dayanmaktadır.

Teşhis ve tedavide kullanılan cihazların kalibrasyon işlemleri bu konudaki en önemli kriterdir. Gerek hastaya verilen (içirilerek, ışınlanarak) radyoaktif maddelerin dozu, gerekse hastaların yaşına ve hastalıklarına göre yapılması gereken tedaviler belirli standartlara ve kontrol mekanizmalarına bağlı olarak yapılmalıdır. Bunlar hakkında gerekli standartlar gerek IAEA (International Atomic Energy Agency) gerekse WHO (World Health Organization) tarafından belirlenmiştir.

Bu çalışmada tıpta kullanılan görüntüleme yöntemlerinden endoskopi, X ışınları bilgisayarlı tomografi, spect, pet, manyetik rezonans çalışma prensipleri, bu prensiplerin fizik kuralları ile olan teorik yaklaşımları hangi amaç için kullanıldıkları ve üstün ve zayıf yönleri açısından detaylı bir şekilde incelenmiştir.

İkinci bölümde önceki çalışmalar kısaca özetlenmiştir. Üçüncü bölümde endoskopi, X ışınları bilgisayarlı tomografi, spect, pet, manyetik rezonans çalışma prensipleri, bu prensiplerin fiziksel kuramları ile birlikte açıklanmıştır. Dördüncü bölümde bu

görüntüleme yöntemlerinin üstün ve eksik yönleri detaylı bir şekilde ele alınmıştır. Son bölümde bu görüntüleme yöntemlerinin hangi amaçlar için kullanıldığı özetlenmiştir.



2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

İnal, (2007) de yaptığı çalışmada, tek ve çok kesitli X-ışını bilgisayarlı tomografi sistemlerinde kullanılabilir ortak bir kalite kontrol protokolünün standart hale getirilmesini incelemiştir. X-ışını bilgisayarlı tomografisi sistemlerinin kalite kontrolü konusunda referans bir kaynak hazırlanmıştır. Bu kapsamda belirlenen test protokollerine ait kuramsal bilgiler verilmiş ve bilgisayarlı tomografi sistemlerinin teknik parametreleri ölçülmüştür.

Topçu, (2005) de yaptığı çalışmada, BT de ilk imaj rekonstruksiyonu ve gösteriminden başlanarak, teknolojik ve bilimsel gelişmeler sonucu tomografik imaj bilgileri elde edilmesi, bu bilgilerin işleme ve gösteriminde yapılan yenilikler ve gelinen nokta öncelikle ele alınmıştır.

Ünal, (2008) de yaptığı çalışmada, tıbbi görüntüleme yöntemleri genel anlamıyla incelemiştir.

Arslan 1, (2010) de yaptığı çalışmada, X ışınları ve kullanım alanlarını incelemiş, bu doğrultuda Bilgisayarlı tomografiyi incelemiştir.

Arslan 2, (2005) de yaptığı çalışmada, Bilgisayarlı tomografide görüntü elde edilirken kullanılan matematiksel ve teorik bilgileri detaylı bir şekilde incelemiştir.

İnal, (2011) de yaptığı çalışmada, Radyoterapide, kanser tedavisi için kullanılan etkili cihazlardan birinin lineer hızlandırıcı olduğunu incelemiştir. Elektronların yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları (foton) ürettiği Linak'ta çalışmalar gerçekleştirilerek, foton radyoterapiyi tanımlamış ve kanserli (tümör) hücreleri yok etmek amacıyla üretilen X-ışınlarının dokuda meydana getirdiği iyonlaştırma özelliği kullanılarak uygulanan tedavi yönteminin özelliklerini incelemiştir.

Altuntaş, (2010) yaptığı çalışmada, medikal görüntü analizi sistemlerini incelemiş ve çalışmasında bilgisayarlı tomografide görüntü elde etmenin matematiksel tanımlamasını elde etmiştir.

Ulu, (2008) yaptığı çalışmada, lineer hızlandırıcıları ve tedavideki yerini incelemiştir. Ayrıca görüntüleme yöntemlerinden bilgisayarlı tomografinin fiziksel özelliklerini X ışınlarının kullanılması ile birlikte ele almıştır.

Kaçar, (2009) yaptığı çalışmada, over kanserinin teşhisinde bilgisayarlı tomografinin yerini incelemiştir. Bilgisayarlı Tomografi'nin over kanseri teşhisi için hala önemli bir görüntüleme yöntemi olduğunu göstermiştir.

Bahçeci, (2012) yaptığı çalışmada, kemik kanserinin teşhis ve metastazında Bilgisayarlı tomografinin ve PET/BT'nin üstün yönlerini incelemiş ve kıyaslamıştır.

Araz, (2012) yaptığı çalışmada, ¹⁸F-NaF Pet/Bt'nin Metastatik Kemik Hastalıklarının gösterilmesindeki rolü adlı çalışmasında bir görüntüleme yöntemi olarak bilgisayarlı tomografinin üstün yönlerini vurgulamıştır.

Özlüer, (2008) yaptığı çalışmada, tıkanma sarılıklarında Bt kolan anjiografinin yerini incelemiş, bilgisayarlı tomografinin bu konuda iyi bir teşhis yöntemi olduğunu göstermiştir.

Ercan, (2008) yaptığı çalışmada, gastrointestinal sistem hastalıklarında endoskopi, kolonoskopi ve bilgisayarlı tomografinin teşhis ve tedavideki önemi vurgulanmıştır.

Turan, (2009) yaptığı çalışmada, üst gastrointestinal sistem endoskopisi işlemi sırasında oksidatif stresi incelemiş, endoskopi yönteminin teşhiste önemini ve üstünlüğünü incelemiştir.

Ergün, (2003) yaptığı çalışmada, Gastroözofageal reflü hastalığının özofageal motilite üzerine etkisini incelemiştir. Endoskopi ve bilgisayarlı tomografinin teşhiste önemini göstermiştir.

Boone ve ark, (2001) yaptıkları çalışmada, dairesel konik ışınli bilgisayarlı tomografiyi kanserli dokuları görüntülemek için kullanmıştır.

Ritman, (2002) yaptığı çalışmada mikro bilgisayarlı tomografi çalışmalarını geliştirmiştir.

Ford ve ark, (2002) yaptıkları çalışmada radyasyon terapisi tedavisinde bilgisayarlı tomografiyi görüntü kılavuzu olarak bir yöntem olarak uygulamışlardır.

Rafferty et al 2005, Daly et al 2006, yaptıkları çalışmada c-kol bilgisayarlı tomografiyi ameliyatlarda kullanmak üzerine geliştirmişlerdir.

J P Schlomka, (2008) de yaptığı çalışmada, klinik öncesi bilgisayarlı tomografide çoklu enerji foton sayma K-kenar görüntülemenin deneysel incelemesini yapmıştır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. Temel Kavramlar

Tıbbi görüntüleme yöntemleri genel olarak değişik frekans ve dalga boylarında elektromanyetik dalgalar kullanılarak elde edilmektedir. Fiziksel olarak baktığımızda elektromanyetik dalgaların temel özellikleri şunlardır.

Elektromanyetik dalgalar boş uzayda ışık hızıyla ilerleyebilen enine dalgalardır. Elektrik alan, manyetik alan ve hız bileşeni olmak üzere birbirine dik üç bileşenden oluşmaktadır.

Elektromanyetik dalgalar, yayılmaları için herhangi bir ortama ihtiyaç duymadıklarından diğer dalgalardan farklıdır. Elektromanyetik dalgalar, hava ve katı materyaller içinde yayıldığı gibi herhangi bir madde içermeyen boş uzayda da yayılmaktadır.

Elektromanyetik dalgalar dalga boyları ve frekanslarına göre sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflandırma elektromanyetik dalgaların spektrumunu oluşturur.

Elektromanyetik dalgaların temel parametreleri, dalga boyu, periyot ve frekanstır. Dalga boyu; Elektromanyetik bir dalganın birim zamanda aldığı yoldur. Periyot, bir tam dalga oluşuncaya kadar geçen zaman, frekans ise periyotun tersidir. Bu durum şu eşitlik ile ifade edilir; $f=1/T$

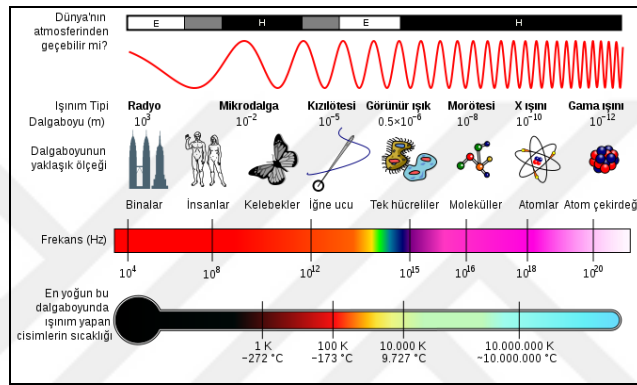
$$c = f\lambda \quad (3.1)$$

Eşitlik (3.1)'de c ışık hızını, f frekansı, λ dalga boyunu temsil etmektedir. Eşitlik (3.1)'de ifade edildiği gibi elektromanyetik bir dalgada, ışık hızı $c = 2,99792458 \times 10^8 m/s$ sabittir, frekans ve dalga boyu ters orantılı olarak değişmektedir.

Elektromanyetik dalgalar fotondur. Foton bir enerji paketidir ve kütesiz kabul edilir. Bundan dolayı enerjisi frekansa ya da dalga boyuna bağlı olarak ifade edilir [1].

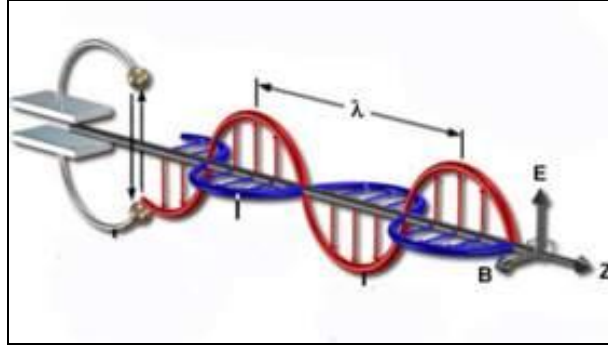
$$E = hf = h \frac{c}{\lambda} \quad (3.2)$$

Elektromanyetik spektrumda dalga boyu 10^3 ile 10^{-12} m değerleri arasında, frekans değerleri ise 10^4 ile 10^{20} arasında değişmektedir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Elektromanyetik Spektrum [1]

Elektromanyetik dalgalar yüklü bir parçacığın ivmeli bir hareket yapması ile oluşur. Elektromanyetik dalga kavramı ilk olarak James Clerk Maxwell tarafından ortaya atılmış ardından, Heinrich Hertz tarafından doğrulanmıştır. Maxwell elektrik ve manyetik alanların dalga benzeri yapılarını ve simetrilerini açığa çıkaran alan dalga formu denklemleri elde etmiştir. Maxwell, ışığın ölçülen hızının, dalga denklemlerinden çıkan elektromanyetik dalgaları hızları ile çakışık olmasından dolayı ışığı da bir elektromanyetik dalga olarak kabul etmiştir. Maxwell'in denklemlerine göre, hareketsiz bir elektrik yükü etrafında bir elektrik alan oluşturur. İvmeli hareket eden bir elektrik yüküyse oluşturduğu elektrik alana ek olarak manyetik alan oluşturur. Bu alanlar birbirlerine dik olarak salınırlar ve elektromanyetik dalga oluşur (Şekil 3.2)[2].



Şekil 3.2. Elektromanyetik dalga

Elektromanyetik ışımaların ortak özellikleri şunlardır;

1. Birbirine dik elektrik ve manyetik alandan oluşurlar.
2. Boşlukta düz bir doğrultuda yayılırlar.
3. Hızları ışık hızına ($2,99792458 \times 10^8$ m/s) eşittir.
4. Geçtikleri ortama; frekanslarıyla doğru orantılı, dalga boylarıyla ters orantılı olmak üzere enerji aktarırlar.
5. Enerjileri; maddeyi geçerken, yutulma ve saçılma nedeniyle azalır. Boşlukta ise uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır.

Maxwell denklemleri, elektromanyetik dalga denklemlerinin teorik kanıtıdır. Bu denklemlerin boş uzaydaki ifadesi dört adettir.

$$\oint E \cdot dA = \frac{Q}{\epsilon_0} \quad (3.3)$$

$$\oint B \cdot dA = 0 \quad (3.4)$$

$$\oint E \cdot ds = -\frac{d\phi_m}{dt} \quad (3.5)$$

$$\oint B \cdot ds = \mu_0 I + \mu_0 \epsilon_0 \frac{d\phi_e}{dt} \quad (3.6)$$

Üçüncü ve dördüncü Maxwell denklemlerinin çözümleri dalga şeklindedir. Burada E ve B' nin her ikisi de aynı dalga denklemini sağlamaktadır. Elektromanyetik dalgalar boşlukta c ışık hızıyla yayılırlar,

$$c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0} \quad (3.7)$$

E ve B' nin boş uzaydaki bağıl büyüklükleri, $E/B = c$ bağıntısı ile birbirlerine bağlıdır. Elektromanyetik dalgalar üst üste binme ilkesine uyarlar.

Görüntüleme yöntemlerinde ağırlıklı olarak, görünür ışık, X ışını ve Gama ışınları kullanılmaktadır. Bu nedenle özellikle bu frekanstaki elektromanyetik dalgaların özellikleri ve fiziksel tanımları üzerinde durulacaktır [3].

3.2. Görünür Işığın Özellikleri

Bilim insanları çok uzun zaman ışığın yapısını merak etmiş ve araştırmıştır. Filozoflar ise ışığın anlaşılması ve tam bir şekilde tanımlanması için bitmez tükenmez tartışmalar yapmışlardır. Işığın tam olarak doğasını anlamak çok önemlidir. Çünkü ışık dünyadaki temel unsurlardan birisidir. Bitkiler fotosentez aracılığı ile ışık sayesinde besinlerini üretirler. Işık çevremizdeki ve evrendeki tüm nesnelere bilgi almamızı sağlayan ana enerji kaynağıdır.

Işığın doğası ve özellikleri, eski çağlardan beri büyük tartışmalara ve ilgiye neden olmuştur. Yunanlılar ışığın bir kaynaktan yayınlandığını ve gözlemcinin gözüne çarparak görüntünün algılanmasını sağlayan küçük zerreciklerden oluştuğunu kabul etmişlerdir. Daha sonra Newton, bu parçacık teorisini ışığın yansımalarını ve kırılmasını açıklamak için kullanmıştır. 1670'de Newton'un çağdaşlarından Hollanda'lı Bilim insanı Huygens, ışığın pek çok özelliğinin onun dalga karakteri ile açıklanabileceğini ortaya koymuştur. 1803'de Young ışık demetlerinin birbiriyle girişim yapabileceğini ispatlayarak, ışığın dalga karakterini desteklemiştir. 1865'de Maxwell, elektromanyetik dalga denklemlerini türeterek, bu dalgaların ışık hızıyla yayıldığını ispat etmiştir. Bundan sonra ışığın dalga teorisini pekiştirecek bir adım daha atılmıştır. Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda aslında ışığın ayrıca bir tanecik özelliğine sahip olduğu ortaya kondu. Bugünkü çalışmalar, ışığın iki doğası olduğunu ve bazen parçacık gibi bazen de dalga gibi davrandığını ortaya koymuştur.

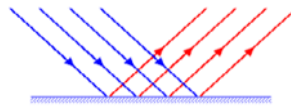
3.3. Görünür Işık İle Görüntüleme (Endoskopi)

Görünür ışıkla görüntüleme ilk olarak hekim hastasını dış görünüş olarak incelediğinde, cildinin rengi, solukluğu, bakışları, vücudunun duruşu ile inceleme yapar. Daha sonra şikâyetlerine bağlı olarak bir takım görüntüleme metotları kullanarak hastanın iç organlarının durumunu görmek ister.

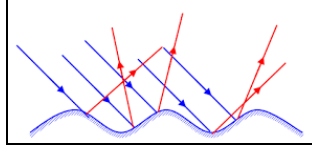
Görünür ışık görüntüleme yöntemlerinde endoskopi kullanılmaktadır. Endoskopi yöntemi, fiber optik kablolar yardımıyla ve tam yansıma olayı gerçekleştirilerek uygulanan bir yöntemdir. Görünür ışık elektromanyetik spektrumda 10^{-6} m- 10^{-7} m dalga boyunda bulunur. Görünür ışık bu frekanslarda dalga özelliği gösterir. Bu durumda ışığın kırılma, yansıma, tam yansıma, dağınım ve girişim olayları ele alınmaktadır.

3.3.1. Işığın Yansıması

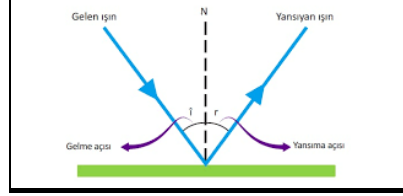
Bir ortamdan diğer bir ortama ilerleyen ışık ışını, ikinci ortamın sınırına çarpınca, gelen ışının bir kısmı, birinci ortama tekrar yansır. İkinci ortam düzgün, pürüzsüz bir yüzey ise bu yansıma düzgün yansıma denir. Bu ortamlara ayna, cam gibi maddeler örnek verilebilir (Şekil 3.3). Eğer yüzey pürüzlü ise ışığı çeşitli yönlerde yansıtacaktır. Böyle yüzeylerden oluşan yansıma ise dağınık yansıma adı verilir (Şekil 3.4). Yüzey değişimleri gelen ışığın dalga boyuna göre küçük olduğu sürece yüzey düzgün bir yüzey gibi davranır. Örnek verilecek olursa, yol kuru olduğunda, gece araba kullanan bir kişi, yolun pürüzlü olması nedeniyle, araçların ışığı yoldan farklı yönlerde saçılır (dağınık yansıma) yol oldukça güzel görünür. Yağmurlu bir gecede ise yoldaki çukurluklar yağmurla dolar. Bu nedenle su yüzeyi oldukça düzgün olduğu için gelen arabaların ışığı düzgün yansıma yapar. Yansıma olayı incelenirken düzgün yansıma göz önüne alınmalıdır.



Şekil 3.3. Düzgün Yansıma



Şekil 3.4. Dağınık Yansımaya



Şekil 3.5. Yansımaya Yasası

Gelme açısı yansımaya açısına eşittir (Şekil 3.5).

3.3.2. Işığın Kırılması

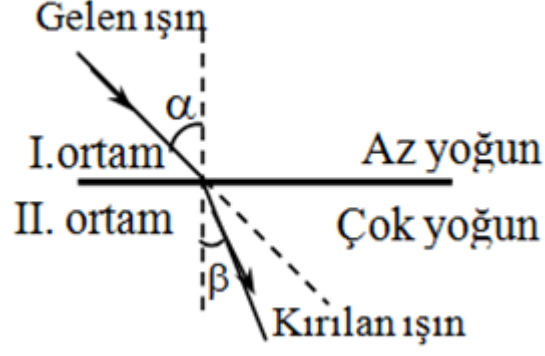
Bir ışık ışını saydam bir ortamda ilerlerken başka bir saydam ortamın sınırına çarptığında, ışının bir kısmı yansır, bir kısmı ise ikinci ortama girer. İkinci ortama giren ışın ikinci ortamın kırılma indisi farklı olduğu için yolunu değiştirir. Eğer daha az yoğun bir ortama giriyorsa normalden uzaklaşarak kırılır. Daha çok yoğun bir ortama giriyorsa normale yaklaşarak kırılır. Gelen ışın, yansıyan ışın ve kırılan ışın hepsi aynı düzlemedir (Şekil 3.6) [3].

Bu bağıntı Snell yasası olarak bilinir.

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (3.8)$$

$$\frac{\sin \theta_2}{\sin \theta_1} = \frac{v_2}{v_1} = \text{sabit} \quad (3.9)$$

n_1 , birinci ortamın kırılma indisi, n_2 ; ikinci ortamın kırılma indisi, θ_1 ve θ_2 ; ortamlardaki kırılma açılarıdır.



Şekil 3.6. Kırılma Yasası

3.3.3. Kırılma Yasası

Işık bir ortamdan diğerine geçerken, hızı her iki ortamda farklı olduğu için kırılır. Herhangi bir ortamdaki ışığın hızı genel olarak boşluktakinden daha azdır. Gerçekte, boşlukta ışık maksimum hızla ilerler. Bir ortamın n kırılma indisi şu şekilde ifade edilir.

$$n = \frac{\text{ışığın boşluktaki hızı}}{\text{ışığın ortamdaki hızı}} = \frac{c}{v} \quad (3.10)$$

Bu eşitlikten de anlaşıldığı gibi; kırılma indisi 1'den büyük ve boyutsuz bir sayıdır; çünkü v daima c 'den küçük bir sayıdır [3].

Bununla birlikte ışık bir ortamdan diğerine geçerken frekansı değişmez. Bu nedenle;

$$v_1 = f\lambda_1 \quad (3.11)$$

$$v_2 = f\lambda_2 \quad (3.12)$$

$$\frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{c/n_2}{c/n_1} = \frac{n_2}{n_1} \quad (3.13)$$

$$\lambda_1 n_1 = \lambda_2 n_2 \quad (3.14)$$

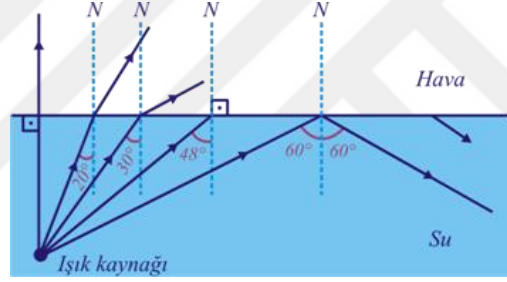
$n_1 = \text{hava ise } 1' \text{dir.}$ Denklem 3.13'den

$$n = \frac{\lambda_0}{\lambda_n} \quad (3.15)$$

elde edilir. Burada, λ_0 , ışığın boşluktaki dalga boyu λ_n , kırılma indisi n olan ortamdaki dalga boyudur.

3.3.4. Tam Yansımaya

Tam iç yansımaya olayı, ışık kırılma indisi yüksek olan bir ortamdan, kırılma indisi daha düşük bir ortama geçerken, kritik bir açıya eşit veya daha büyük bir açıda kırılabilir, bu olaya tam iç yansımaya denir Şekil(3.7) [3].



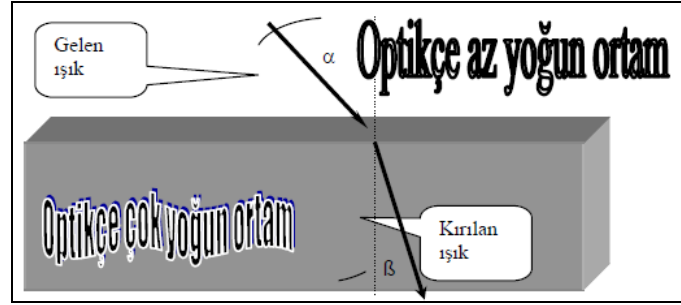
Şekil 3.7. Tam iç yansımaya

3.3.5. Endoskopi Fiziği

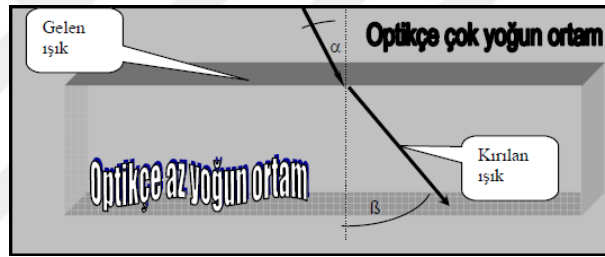
Endoskopi cihazında görüntü, fiber optik kablolarla elde edilir. Fiber optik kablolar, ışığın tam yansımaya prensibini gerçekleştirerek, vücut içinde bulunan dar ve kapalı bölgelerdeki organların görünür ışık vasıtasıyla görüntülenmesini sağlarlar. Fiber optik kablolar bulunana kadar vücut içinde bulunan dar kanallar boyunca görüntünün elde edilmesi mümkün olmamıştır. Fiber optik kablolarında kırılma indisi çok yüksektir, bu özelliğinden dolayı fiber optik kablo içinde ışık kablodan dışarıya çıkmadan hızlı bir şekilde kablonun bir ucundan öbür ucuna iletilebilir.

Optikçe saydam bir ortamdan, ışık geçerken eğer başka bir saydam ortama geçiyorsa kırılmaya uğrar. Geçtiği ortamın kırılma indisi daha yüksekse normale yaklaşarak,

daha düşükse normalden uzaklaşarak kırılır. Işık başka bir ortama geçerken hızında kırılma indisinin büyüklüğüne göre azalma meydana gelir (örneğin havadan suya). Hızı değişen ışık bir noktadan bir başka noktaya en kısa zamanda ulaşabilmek için yönünü değiştirir yani kırılır (Şekil 3.8) (Şekil 3.9).

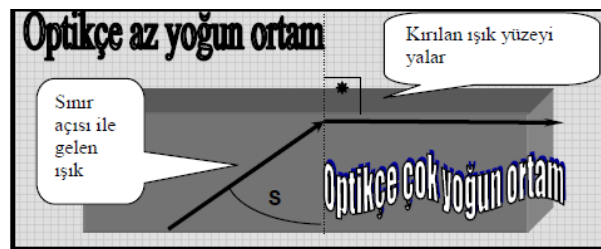


Şekil 3.8. Optikçe az yoğun ortamdandan (ör:hava) gelen ışık çok yoğun ortama (ör: cam veya su) geçtiğinde normale yaklaşarak kırılır ($\beta < \alpha$)



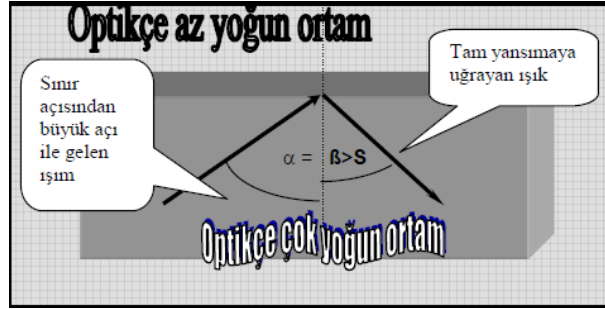
Şekil 3.9. Optikçe çok yoğun ortamdandan (ör: su veya cam) az yoğun ortama (ör: hava)geçen ışık normalden uzaklaşarak kırılır ($\beta > \alpha$)

Işık çok yoğun ortamdandan az yoğun ortama geçerken gelme açısı büyüdükçe kırılma açısı da büyüğü için, öyle bir kritik gelme açısına ulaşır ki, çok yoğun ortama gelen ışık 90° de kırılır. Yani, ışık ikinci ortama geçemez, iki ortamın kesiştiği noktaya paralel olarak gider. Bu burumda geliş açısına sınır açısı denir [4].



Şekil 3.10. Işık, optikçe çok yoğun ortamdandan, optikçe az yoğun ortama sınır açısı ile gelirse, kırılan ışık iki ortamı ayıran yüzeye paralel olarak gider ($\beta = 90^\circ$)

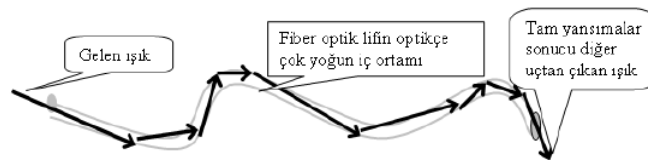
Işığın gelme açısının sınır açısından büyük olduğu durumlarda ise, ışık ikinci ortama geçmeden bu kez geldiği ortama normale aynı açıyı yaparak geri döner. Bu olaya ışığın tam yansımaya adı verilir. Endoskopi cihazında görüntünün alınması bu olayın gerçekleşmesi ile olur [4].



Şekil 3.11. Optikçe çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçemeyen ışın aynı ortama tam yansımaya uğrar (s: sınır açısı)

Tam yansımada sınır açısını iki ortamın kırılma indisleri belirler. Optikçe çok yoğun ortamın kırılma indisi, az yoğun ortama oranla büyüdükçe sınır açısı da o kadar büyür. Örnek verilecek olursa camdan havaya geçiş için sınır açısı yaklaşık 42° dir. Sınır açısından daha büyük açılarla gelen ışınlar aynı ortama geri dönerek tam yansımaya olayını gerçekleştirirler.

Işığı içinden iletmek istenilen cam bir silindirin kırılma indisi yeterince büyük seçilirse ışık bu yapıdan dışarıya çıkacak açıyı bulamaz. Cam silindirin iç yüzeyinden birçok kez tam yansımaya uğrar. Böylece fiber optik kablunun bir ucundan diğer ucuna ulaşabilir (Şekil 3.12)



Şekil 3.12. Fiber optik bir kabloda ışığın yol alması

Fiber optik kabloların kırılma indisleri ışığı dışarı kaçırmayacak kadar büyüktür. Basitçe ince elastik cam silindir şekline getirilebilirler.

Fiber optik kabloların tarihçesine baktığımızda, 1910 yıllarında Demetrius Hondros ve Peter Debye tarafından ışığın bilgi taşıyabileceği önerilmiştir. 1920 yılında ise teorik çalışmalar deneysel olarak ispatlanmıştır. Belli bir uzunlukta bir cam boru içerisine ışık gönderilerek, ışığın borunun başlangıcından çıkışına doğru nasıl hareket ettiği incelenmiştir.

Fiber optik teknolojisi, son birkaç yüzyıldır geliştirilen ışık kuramının bir sonucu olarak ortaya çıkmıştır. Bir fiber optik haberleşme sisteminde bilgi, metalik sistemlerdeki gibi elektron hareketiyle olmak yerine ışık dalgasıyla taşınır. Optiksel fiber, içinde ışığın kolayca yayılabilmesi için temiz cam veya temiz plastikten yapılan şeffaf ince bir çubuktan oluşmaktadır.

Optik fiberlerin pek çoğu özel bir camdan, son derece saf silikondioksitten yapılıdır. Bu yapının içine kırılma oranını değiştirmek için çok az miktarda germanyum ya da bor gibi başka maddeler de belirli oranlarda ilave edilebilir.

Fiber optik kablolar ince, saydam yapıdadır. İçlerinden geçen ışığın yönünü değiştirerek uzun mesafeler boyunca çok az bir kayıpla taşıyabilirler. Işık kablunun içerisinde hareket ederken, kablunun iç duvarlarından tam iç yansıma (total internalreflection) yaparak geri, içeri yansır. Böylece fiber optik kablo, etrafı ayna kaplı bir boru gibi ışığı devamlı içeri yansıtarak iletir (Şekil 3.13) [5].



Şekil 3.13. Fiber optik kablolar

Işığı optik fiberde yönlendirmek, ışığın farklı ortamlarda hareket etmesi ile eşdeğerdir. Işık boşlukta 300000 km/s hızla hareket eder. Daha yoğun bir maddeden geçerken maddenin kırılma indisine bağlı olarak daha yavaş hareket eder. Yavaşlama

derecesi ışığın boşluktaki hızının bir madde içindeki hızına bölünmesiyle elde edilen kırılma oranı ile ölçülür. Bir cam fiberin kırılma indisi 1.5'dur. Bu da ışığın fiber optik kablo içinde saniyede 200000 km lik bir hızla taşınabileceği anlamına gelir. Fiber optikte ışık içten tam yansıma olayı ile iletilir. Böylece ışık çok az bir kayıpla kablonun diğer ucuna hızlı bir şekilde gönderilmiş olur. Fiber optik bir kablonun yapısı şu katmanlardan oluşmuştur.

3.3.5.1. Öz (Core)

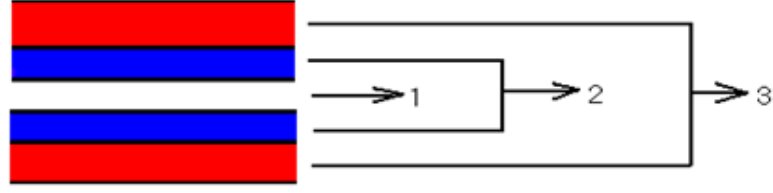
Fiberin, içinde ışığın dolaştığı ince cam merkezdir. Esnek ve çok saf camdan yapılmıştır. Bu nedenle belirli sınırlar içinde eğilebilir. Tipine göre tek modlu veya çok modlu üretilebilir. Çapı 8 mikrometre ile 100 mikrometre arasında değişebilir. İnsan saç telinin kalınlığı 100 mikro metre civarında olduğu düşünülürse, ne kadar ince yapıda olduğu hayal edilebilir.

3.3.5.2. Kaplama (Cladding)

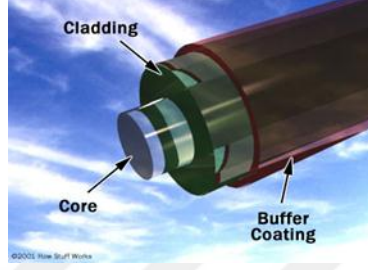
Dıştaki optik malzemedir. Özünü sarar ve ışığı öze geri yansıtma görevini yerine getirir. Tipik olarak 125 mikrometre çapında, fibere gönderilen ışığın özden çıkmasına engel olan kısımdır. Öz gibi camdan yapılmıştır, fakat aralarında %1 oranında indis farkı vardır. Kırılma indisi özden olarak yaklaşık %1 daha azdır. İndis farkı nedeniyle ışık ışını öze gönderildikten sonra kılıfa geçemez (aşırı bir katlanma ya da ezilme yoksa). Işın kılıf ile öz sınırından tekrar öze döner. Böylece bir dizi yansıma ile öz içerisinde kalarak ilerler.

3.3.5.3. Tampon Kat (Buffercoating)

Bu katman plastik kaplamadır. Fiber optik kabloyu hasardan ve nemden korur. Bu kaplama, polimer veya plastikten imal edilebilir. Birden fazla katmandan oluşabilir. Optik bir özelliği yoktur. Fiberi dışardan oluşabilecek darbe ve şoklardan korumak üzere dizayn edilir. Optik kablolarda bu tarz optik fiberlerin yüzlercesi veya binlercesi paketler olarak düzenlenebilir. Paketler kablonun en dışında bulunan, ceket (Jacket) denilen dış kaplaması tarafından korunurlar (Şekil 3.14), (Şekil 3.15) [5].



Şekil 3.14. 1 numaralı bölüm (beyaz) nüve, 2 numaralı bölüm (mavi) kılıf ve 3 numaralı bölüm (kırmızı) kaplamadır ve genelde plastiktir.



Şekil 3.15. Fiber optik kablonun kesitsel görüntüsü

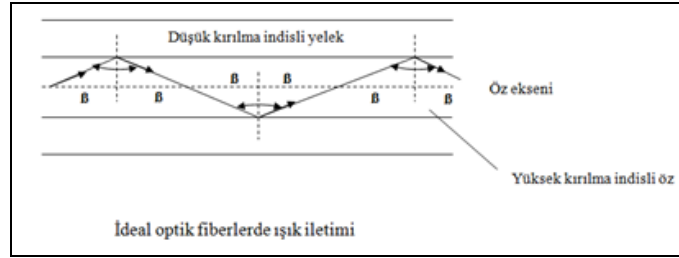
Şekil 3.16' da, fiber optik kablo içindeki bir ışık ışınının kablo katmanları arasındaki geçişi gösterilmiştir. Öz yüksek kırılma indisli silika malzemeden, yelek ise biraz daha düşük kırılma indisli silika malzemeden üretilmiştir. Şekilde gösterilen ışın iletimi, özü ve öz yelek ara yüzeyi düzgün olan ideal bir fiber kabloyu göstermektedir. Öz eksenini keserek ilerleyen bu tür ışınlar meridyenel ışınlar denir. Öz yelek ara yüzeyindeki süreksizlikler ve bozukluklar tam iç yansımanın bozulmasına, ışınların kırılmasına sebep olur. Bu durumda sinyal bozulur, sinyalin bozulmasının derecesi camın saflığına ve iletilen ışığın dalga boyuna bağlıdır. Örnek vermek gerekirse,

Çizelge 3.1. İletilen ışığın dalga boyuna bağlı sinyalin bozulma miktarı (km)

850nm	%60-75km
1300nm	%50-60km
1550nm	%50km den daha çok

Bazı değerli fiber optikler çok daha az sinyal bozulmasına sahiptirler. Örneğin; 1550nm'de %10km'den daha az.

Bu durumda ışık ışını yeleğe girerek kayıpların oluşmasına neden olur. Tam iç yansımaya mekanizması ışığın fiber içinde kalarak yayılmasını (kılavuzlamayı) sağlar.

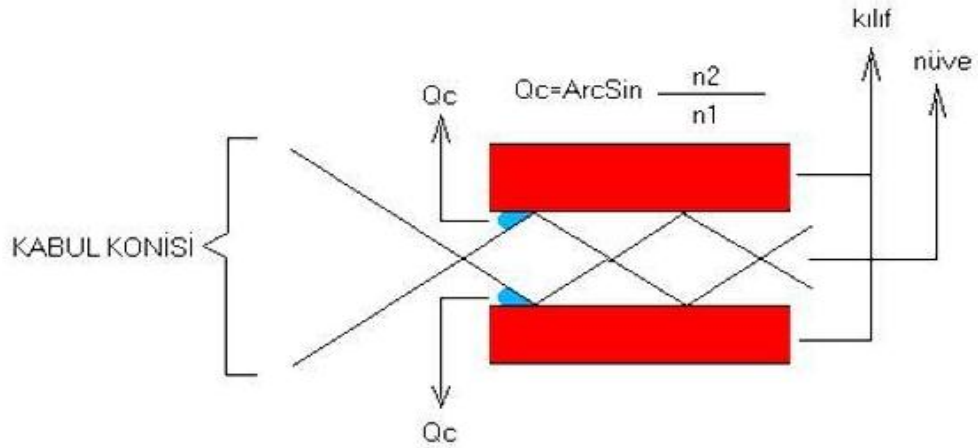


Şekil 3.16. Fiber optik kabloda tam yansımaya olayı

3.3.5.4. Kabul açısı, nümerik açıklık

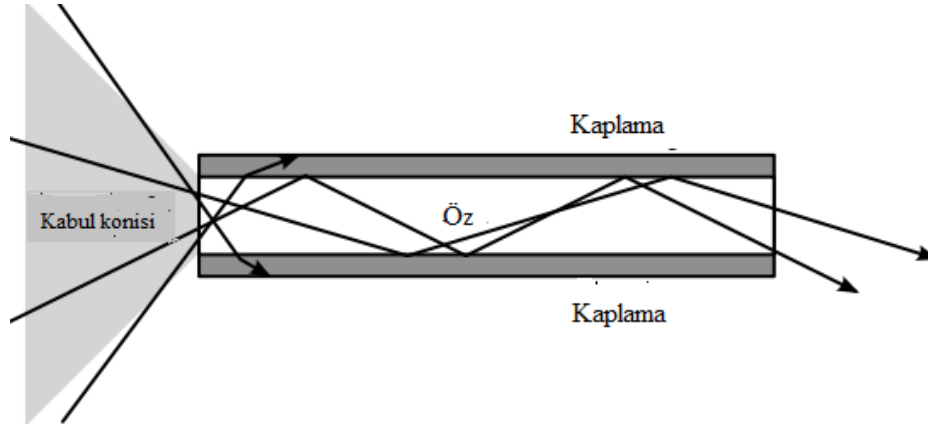
Gönderilen ışın veya sinyal fiber optik kablonun öz'üne enjekte edilir. Fiber içerisinde ışığın kılıfa geçmemesi için belirli uygun bir açı ile öz'e girmesi gerekir. Bu açıya kritik açı denir. Bu açının hesaplanması denklem (3.15) de verilmiştir.

$$\theta_c = \text{Arcsin} \frac{n_2}{n_1} \quad (3.15)$$



Şekil 3.17. Kabul açısının hesaplanması

Kabul konisi; kritik açının oluşturduğu ve tamamen fiber kablonun parametrelerine göre değişen bir konidir. Bu açılardan küçük gelen her ışın demeti fibere girer. n_1 öz 'ün, n_2 kılıfın kırılma indisidir.



Şekil 3. 18. Kabul Konisi

Bir endoskopi aracı yalnızca görüntü elde etmek için kullanılmaz. Görüntü elde edildiği sırada vücut içinde gerekli zamanlarda kullanılmak üzere kesme, dikme, parça alma, sıvı verme sıvı alma, enjeksiyon yapabilme gibi görevleri yapabilecek bazı aparatlara da sahiptir.

Endoskopi araçlarının içinde bulunan önemli bir nicelik optik fiber liflerdir. Bu lifler;

- Işığı incelenecek bölgeye gönderen, bu bölgelerin görünmesini sağlayan bir lif.
- Gözlenen iç organdan yansıyan ışığı tekrar doktorun göreceği tarzda yönlendiren lif. Bundan başka işlemleri kolaylaştıracak başka ek parçalar da mevcuttur.
- Optik lifi amaca göre inceleme yapılacak organa yönlendiren ve bu organa ulaşmasını sağlayan mekanik bir bölüm.
- Cerrahi işlemleri yapabilen ve biyopsi alabilen bazı mekanik aparatlar.
- Mercek ve aynalardan oluşan ışığı kontrol eden sistemler.
- İncelenen görüntüyü büyütürken ekrana yansıtan ve aktaran ilave parçalar.
- Laparoskopi esnasında ikinci, üçüncü veya dördüncü giriş kanalı açacak tarzda işlem kolaylaştırıcı tarzda müdahaleler yapılabilir.

Endoskopi cihazlarının adı kullanıldığı alana ve amaca göre değişmektedir. Ortopedide eklem cerrahisinde; artroskopi, kadın doğumda ve jinekolojik ameliyatlarda; histeroskopi, uteroskopi, pelviskopi, amnioskopi, fetoskopi, kulak burun boğazda; sinoskopi, laringoskopi, nasofaringoskopi, Gastroenterolojide; gastroduodenoskopi, kolonoskopi, ozaofagoskopi, ürolojide; istoskopi, uretroskopi,

nefroskopi, akciğer hastalıklarında; bronkoskopi, torakoskopi, anesteziolojide laringo-trakeoskopi adını almaktadır.

3.3.6. X Işınları ve Özellikleri

1895 yılında X ışınları Wilhelm Röntgen tarafından keşfedildi. X ışınları, atomların yörüngesel elektronlarının yörünge değiştirdiği sırada ya da hızlandırılmış elektronların yavaşlatılması sırasında oluşur. X-ışınları dalga boyları 0.1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. Nüfuz etme dereceleri (giricilik) fazla, dalga boyları küçük olan X-ışınlarına “sert X-ışını”, nüfuz etme dereceleri az dalga boyları büyük, olan X-ışınına “yumuşak X-ışını” adı verilir. Kristalografide 0.5-2.5 Å (yumuşak), radyolojide 0.5-1 Å (sert) dalga boylarındaki X-ışınları kullanılmaktadır [6]. X-ışını fotonu (parçacığı) görünen ışığın fotonundan daha yüksek enerjiye sahiptir. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 defa daha büyüktür. Bu durumda, X ışınlarını belirleyen iki özellik kısa dalga boyu ve yüksek enerjiye sahip olmalarıdır. X ışınları maddenin üstüne düştüğünde, çok girici bir radyasyon olduğu için madde ile etkileşmeye girer. X ışınları elektrik ve manyetik alandan etkilenmezler, saydam olmayan maddelerden kolayca geçebilirler, fosfor gibi ışıldayan maddelerin ışıldamasına neden olurlar ve fotoğraf plaklarında iz bırakırlar. X ışınları keşfedildikten kısa bir süre sonra elektromanyetik dalga karakterine sahip olduğu ispat edildi. Elektromanyetik dalgalar ışık hızında yayılan ve elektrik ve manyetik alan bileşeni bulunan yapıdadır. İvmeli bir elektrik yükü elektromanyetik dalgalar yayımlar. Aniden durdurulan bir elektrik yükü de ivmelidir. Bu durumda meydana gelen ışımalara frenleme ışınımı veya “Bremsstrahlung” adı verilir. Elektronlar, ağır parçacıklara göre frenleme ışınımı sırasında daha fazla enerji kaybederler, çünkü elektronlar çekirdeklerin yakınından geçerken çekirdekte bulunan pozitif yüklü protonun etkisiyle daha fazla ivmelenirler. Elektronların enerjisi ve etkileşmeye girdikleri çekirdeklerin atom numarası arttıkça frenleme ışınımının enerjisi artar [6].

X-ışınları çift karakterlidir. Hem dalga hem tanecik özelliği gösterebilirler. Fotoelektrik olay, Compton olayı (inkoherent saçılma), gaz iyonizasyonu ve sintilasyon X ışınlarının tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması

(koherent saçılma) ise dalga özellikleridir. Tanecik karakterindeki elektromagnetik radyasyona foton adı verilir.

X ışınları sürekli ve çizgi spektrumu verebilirler. Işık hızı ile doğrusal olarak yayılırlar. Elektrik alan ve manyetik alandan etkilenmezler. Transmisyon, kırılma, yansıma, polarizasyon, koherent saçılma, inkoherent saçılma ve fotoelektrik olaylarını gerçekleştirirler. Bu etkileşmeler sonucunda maddeden iyon, fotoelektron, auger elektronu, geri tepme elektronu, elektron pozitron çifti açığa çıkabilir. X ışınlarının soğurulması sonucunda, radyasyon tahribatı, sıcaklık artması, fotoelektrik iyonizasyon, genetik değişme, hücre ölümü gibi olaylar meydana gelebilir.

3.3.6.1. X ışınlarının oluşumu

X ışınları hem doğal hem de yapay olarak açığa çıkabilir.

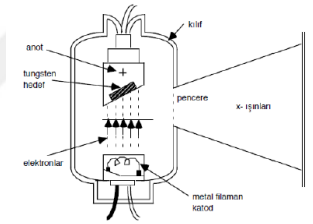
3.3.6.1.1. Doğal X ışınları

Atom çekirdeği tarafından K yörüngesinden elektron yakalaması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu sonrası meydana gelebilir. Atoma dışarıdan gelen yüksek enerjili elektronlar, atomun ilk halkalarından elektron koparırlar. Kopan bu elektronun yerine üst tabakalardan başka elektronlar geçer. Bu sırada ortaya çıkan enerji fazlalığı X ışını şeklinde dışarı salınır. Çekirdek içinde bulunan protonlardan bir tanesi hareketi esnasında atomun ilk halkalarındaki elektronu yakalar ve nötrleşir. Yakalanan bu elektronun boşalan yerine üst tabakalardan bir elektron geçer. Bu sırada bir X ışını oluşabilir.

3.3.6.1.2. Yapay X ışınları

Maddenin yüklü bir parçacık ile etkileşmesinden ya da X-ışını tüpünden elde edilir. Maddenin fotonlarla etkileşmesinden karakteristik X ışınları, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden ise hem karakteristik hem de sürekli X ışınları elde edilir.

X ışını tüpü: Yüksek voltajlı bir katot ışını tüpüdür. Cam bir kılıftan oluşan tüpün havası yüksek vakumda boşaltılmıştır. Tüpün bir ucunda anot (pozitif elektrot), öbür ucunda katot(negatif elektrot) vardır. Katot, bir tungsten flama'dır, ısıtıldığında elektron yayan bir materyaldir. Anot kalın bir çubuk ile çubuğun sonundaki metal hedeften oluşur. Anot ve katot arasına yüksek voltaj uygulandığında katot flamanından elektron yayınlanır. Bu yayınlanan elektronlar yüksek gerilim altında anoda doğru hızlandırılır ve hedefe çarpmadan önce oldukça yüksek hızlara ulaşır. Bu yüksek hızlı elektronlar metal hedefe çarptıklarında enerjilerini aktararak bir foton oluştururlar. Oluşan bu foton demeti cam tüpün içindeki, ince cam pencereden geçer. Bazı tüplerde tek dalga boylu X ışını elde etmek için filtre kullanılır. Hareket eden bir elektronun hızından dolayı kinetik enerjisi mevcuttur. Yüksek hızdaki elektron tungsten atoma çarpınca, mevcut olan bir tungsten atomu ile çarpışır. Bu sırada elektron durdurulana kadar birçok tungsten atomu ile çarpışır. Elektronun durdurulması sırasında açığa çıkan enerjinin sadece %1'lik kısmı X ışını ışımasına geri kalan kısmı ise ısıya dönüşür (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. X ışını tüpü

X ışını tüpünde bulunan tungsten hedefin elektronlarla bombardıman edilmesi sonucu elde edilen X ışınlarının madde içine nüfuz edebilme gücüne “sertlik” denir. X ışınlarının sertliği iki faktöre bağlıdır. Birincisi tüpün içindeki vakum, ikincisi ise tüpe uygulanan gerilimin şiddetidir, yani oluşan elektrik alanın şiddetidir. Tüpteki vakum çok iyi ise, serbest dolaşan gaz moleküllerinin sayısı o kadar az olur ve bu gaz molekülleri ile çarpışarak hedeften sapan elektron sayısı da bir o kadar az olur. Tüpe uygulanan gerilim ne kadar yüksekse, tungsten hedefe çarpan elektron akımının şiddetide o ölçüde büyük olur. Kullanılmakta olan X ışını lambalarının çoğu Coolidge lambasıdır.

Bu lamba türü ABD’li bilim adamı William David Coolidge (1873-1975) tarafından tasarlanmıştır. Bu lambalar yüksek vakum düzeyine sahiptir [6].

3.3.6.2. Etkileşme şekline göre X ışınları

3.3.6.2.1. Sürekli (frenleme) X ışınları

Hızlandırılan elektron demeti, hedef atomun çekirdeğine yaklaştığında, çekirdeğin pozitif yükünden kaynaklanan elektrik alandan etkilenir ve ivmeli hareket yapmaya zorlanarak dışarıya fotonlar yayar. Bu fotonlar sürekli bir enerji spektrumuna sahip olduğu için sürekli X ışını spektrumu oluştururlar. Bu sırada meydana gelen olaya frenleme radyasyonu ya da bremsstrahlung adı verilir.

3.3.6.2.2. Karakteristik X ışınları

Hedef atom üzerine gönderilen elektronları, hedef atomun yörüngesindeki etkileşimleri sonrasında, aldıkları enerji ile üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozulduğunda dışarıya foton yayınlanır. Seviyeler arasındaki enerji farkı fotonları oluşturur. Bu fotonlara karakteristik X ışınları adı verilir.

3.3.6.3. X Işınlarının Medikal Amaçlı Kullanımı

1895’te X ışınlarının keşfi ile başlayan radyografi, yıllar geçtikçe yeni teknolojik araştırmalar sayesinde bilgisayarlı tomografi (CT) adını almıştır. Klasik radyografi tekniğinde, X ışınları değişik dokulara gönderilerek, farklı soğurma niteliklerinden faydalanılırdı. X ışını doku içinden geçerken geçtiği ortamın fiziksel yoğunlukları, atomik yapısı, gönderilen X ışınının enerjisi ve kat ettiği yola bağlı olarak soğurular ya da saçılmaya uğrar.

X ışını vücuda gönderildikten sonra, X ışınlarına duyarlı bir film üzerine düşürülerek görüntü elde edilir. Vücudu geçen X ışınları farklı doku ve yoğunluklardan geçtiği için görüntüde değişik tonlar oluşturur.

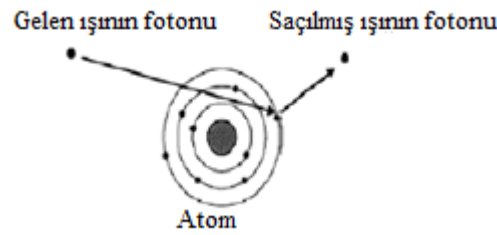
Daha yoğun dokunun yoğunluğu daha az dokuya baskın olması ya da aynı yoğunluktaki iki dokunun görüntüsünün ayırt edilememesi radyografinin en büyük olumsuzluğudur. Bu nedenle kontrast farklarından kaynaklanan hataların önüne geçmek için 1970'li yıllarda bilgisayarlı tomografi geliştirilmiştir. İlerleyen yıllarda yapılan araştırmalar sonucu transmisyon radyografisinin şu an en çok kullanılan modeli olan fluoroskopi sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerde filmin yerini CsI tipi dedektörler almıştır. Bu dedektörler sintilasyon dedektörü olup, detektöre gelen radyasyonun şiddetiyle orantılı bir parıldama meydana gelir ve bu parıldama bir kamera sistemiyle dijital ortama aktarılarak görüntü oluşturulur. Son yıllardaki çalışmalarda ise bu dedektörler yerine yarı iletken dedektörler kullanılarak görüntü elde edilmeye çalışılmaktadır.

3.3.6.4. X ışınlarının Madde ile Etkileşimi

X ışınları madde ile etkileşirken, koherent saçılma, fotoelektrik soğurma, compton saçılması ve çift oluşumu olayları meydana gelebilir.

3.3.6.4.1. Koherent Saçılma

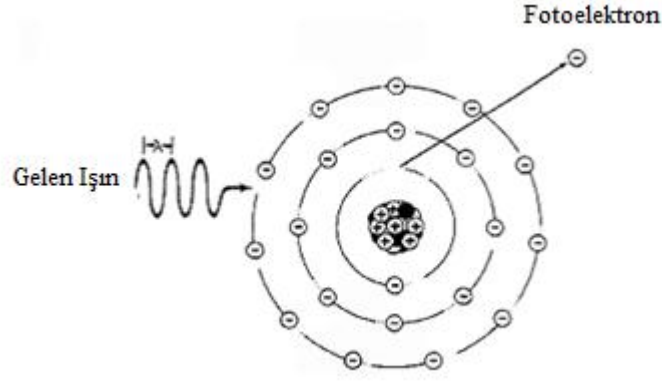
Düşük enerjili fotonlar bir atomla etkileştiklerinde koherent saçılma meydana gelir. Bu tür saçılmada gelen ve saçılan fotonlar arasındaki enerji hemen hemen eşittir. Bu saçılma, Thomson, nükleer rezonans ve Rayleigh saçılması tipinde olabilir.



Şekil 3.20. Koherent Saçılma [6]

3.3.6.4.2. Fotoelektrik Soğurulma

X ışınları bir atomun yörünge elektronları ile karşılaştıklarında enerjilerini iç kabukta bulunan bir elektrona transfer ederek, elektronun yörüngeden kopmasına neden olurlar. Kopan elektron foto elektrondur. Foto elektronlar enerjileri düşük olduğu için dokudan çıkamaz. 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 ışınımı yoktur. Teşhise yönelik radyolojide fotoelektrik soğurulma prensibi kullanılır. X-ışının enerjisinin tümü soğurulduğu için hiçbiri 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 hidrojenden oluştuğundan, bu dokular farklı bir etkileşime maruz kalırlar. O da Compton saçılmasıdır.



Şekil 3.21. Gelen X-ışını bir iç-kabuk elektronunun iyonizasyonu sırasında tamamen soğurulduğu zaman, fotoelektrik etki meydana gelir

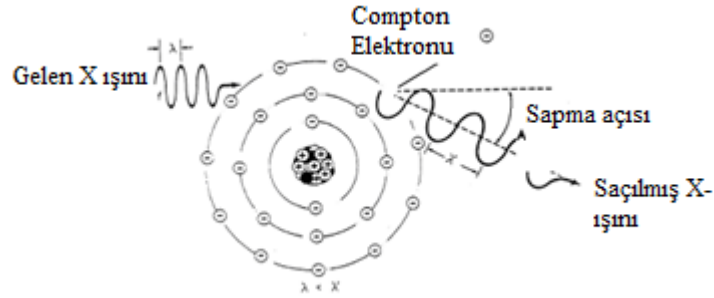
3.3.6.4.3. Compton Saçılması

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.

3.3.6.4.3.1. Bir Compton etkileşiminin olasılığı

- 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.
- 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.
- 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 3.22. 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 ışınınkinden daha büyüktür

3.3.6.4.4. 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 0.51 MeV' olup çift oluşum olayının meydana gelebilmesi için gelen fotonun enerjisinin en az 1.02 MeV olması gerekir.

3.3.6.5. Röntgen

Radyolojik tanı yöntemlerinin en eskisi olan Röntgen, X ışınlarının dokuyu geçebilme yeteneği üzerine oluşturulmuştur. Görüntünün elde edilmesini ise Floresans ve fotografik özellik sağlar. İnsan vücudu değişik yoğunluk, kalınlık ve atom ağırlığı farklı maddelerden oluşmuştur. Bu nedenle her dokuda X ışınının absorpsiyonu farklı olacaktır. Farklı nüfuz etme ve absorblanma sonucu elde edilen görüntü üç boyutlu organın iki boyuttaki ve grinin değişik tonlarındaki imajıdır.

Konvansiyonel röntgen tekniğinde gümüş bromürlü banyo kullanılır. Vücudu geçen X ışınlarının detektörlerle ölçülerek görüntünün bilgisayar vasıtasıyla katot tüpünde oluşturduğu yöneme dijital röntgen denir [1].

3.3.6.6. Bilgisayarlı Tomografi

Bu yöntem radyolojik bir teşhis yöntemidir. Bu yöntemde X-ışını kullanılarak vücudun kesit şeklinde görüntüleri elde edilir. Bu yöntemde, vücuda gelen X ışınları dokuların yoğunluğuna bağlı olarak farklı şekillerde absorbe olurlar. Bu yöntemi 1979 yılında nobel ödülü alan Amerikalı fizik profesörü A. Cormak geliştirilmiştir. X ışınlarının keşfinden sonra yapılmış en büyük buluş olan İngiliz fizikçi Dr. G. Hounsfield'in 1972 yılında tanı alanına soktuğu bu yöntem iki bilim adamına da 1979 da Nobel ödülü kazandırmıştır.

Yöntem ilk defa beyin görüntülenmesinde kullanılmıştır. Adına o dönemlerde Komputerize Aksiyel tomografi (CAT) denilmiştir. Ülkemizde ilk defa 1975 yılında uygulanmaya başlamıştır. İlk sistem Hacettepe Üniversitesi'nde kurulmuştur. Yöntemin adı "Bilgisayarlı Beyin Tomografisi" (BBT) olarak bilinir. Bütün vücudu inceleyecek tarzda aygıtların geliştirilmesiyle "Tüm Vücut" BT ("Whole Body" CT) veya daha yaygın kullanımıyla Bilgisayarlı Tomografi (Compurised Tomografi) oluşmuştur.

3.3.6.6.1. Bilgisayarlı Tomografinin Başlıca Özellikleri

1)İncelenen bölgenin daha iyi görüntülenmesini sağlar. Kesit görüntü alınarak (tomografi) süper pozisyonlardan oluşan artefaktları (üst üste gelmeleri) ortadan kaldırır,

2)Vücut dokularındaki yoğunluk farkını iyi bir şekilde tespit eder. Röntgen de elde edilen görüntülerde 20 farklı yoğunluk farklılığı varken, BT'de bu değer 2000'den daha fazladır. Bu nedenle röntgende gözlenemeyen ödem, hematoma gibi yumuşak dokuya ait yoğunluklar BT'de çok iyi görüntülenir.

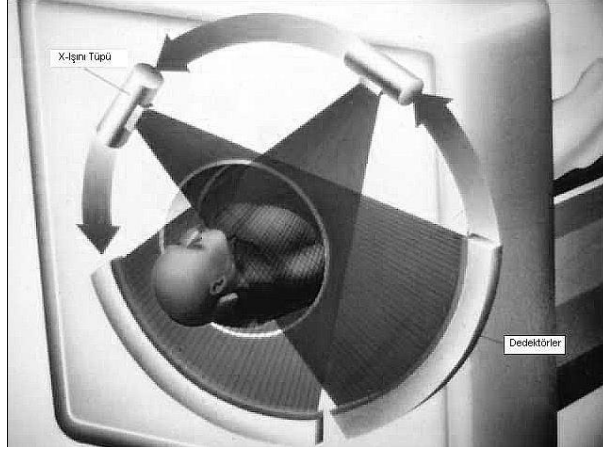
3)Kontrast madde intravasküler dokulara verilerek dinamik çalışmada akım incelenebilir.

4)Yöntemin uygulamasında hiçbir sınırlama yoktur. İncelenen kesitlerdeki tüm yapılar görüntülenebilir.

3.3.6.6.2. BT tarayıcılarının Genel Yapısı

Bilgisayarlı tomografi görüntülenmesi, konvensiyonel X-ışını görüntülemesinden bir çok yönden farklıdır. En büyük fark, görüntünün oluşum şeklidir. Bilgisayarlı tomografide görüntü oluşması çok aşamalı bir periyottur.

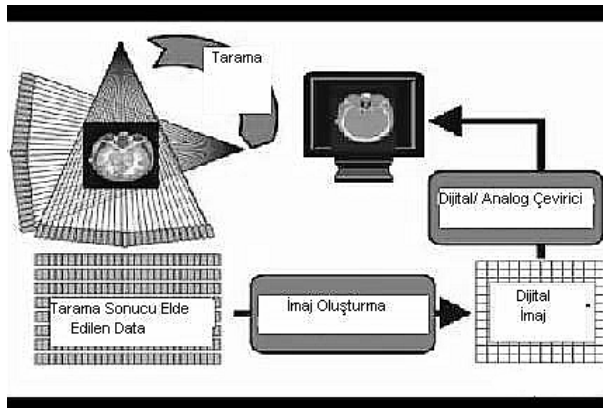
Şekil 3.23'de görüldüğü gibi görüntü oluşumu ilk aşaması taramadır. Bu adımda, görüntülenmek istenen vücut kesitini geçen X-ışını hüzmesinin izdüşümü alınır. Hüzme vücudun belirli bir kesitini görür. Bu kesite yayılan radyasyon, bir seri dedektör aracılığı ile ölçülür. Dedektörler vücut kesitinin tüm açılardan görüntüsünü alamazlar. Yalnızca tek yönden izdüşüm alabilirler [4]. İzdüşüm bilgileri, her bir dedektörün elde ettiği ölçümden meydana gelir. Tam bir görüntünün elde edilebilmesi için farklı açılardan elde edilen X ışını demetleri vücut kesitinin etrafında döndürülür. Klasik olarak, birkaç yüz görüntü elde edilir. Elde edilen her bir görüntünün izdüşüm bilgisi bilgisayar belleğinde saklanır. İzdüşüm ölçümlerinin toplam sayısı, tarama sırasında elde edilen, görüntü sayısı ve her bir görüntü içindeki X ışın sayısının bir ürünüdür. Operatör tarafından seçilen tarama değişkenleri ve tarama mekanizmasının dizaynına bağlı olarak bir kesitin toplam tarama süresi takribi olarak 1-15 saniye arasında değişmektedir. Görüntü kalitesi tarama süresi uzatılarak iyileştirilebilir [4].



Şekil 3.23. BT görüntü oluşturmada tarama fazının gösterimi

Şekil 3.24'de görüldüğü gibi görüntü elde etmenin ikinci aşaması görüntünün geri oluşturulmasıdır. Bu aşama BT sisteminin bir parçası olan dijital bilgisayar ile yapılır [5]. Bu aşama her bir görüntünün tarama bilgilerinin sayısal niceliğe dönüştürüldüğü matematiksel bir aşamadır. Görüntü resim elemanları veya pikseller dizisi içinde oluşturulur. Her bir piksel, sayısal değer veya elde edilen BT sayısı ile gösterilir [1]. Elde edilen her bir piksel için belirli bir değer, çekilen dokunun yoğunluğu ve hacmi ile ilgilidir. Geri oluşturma süreci, görüntünün karmaşıklığına ve bilgisayarın kapasitesine bağlı olarak birkaç saniye sürebilir. Daha sonra elde edilen dijital görüntü, bilgisayar hafızasında depolanır [4].

Dijital görüntünün, doğrudan izlenmesi veya filme kaydedilmesi için video görüntüsüne dönüştürülmesi son aşamadır. Bu aşama, dijital bilgileri analog bilgilere dönüştürmeyi sağlayan elektronik bileşenler aracılığı ile oluşturulur.



Şekil 3.24. Tarama sonucu elde edilen bilgilerin işlenmesi

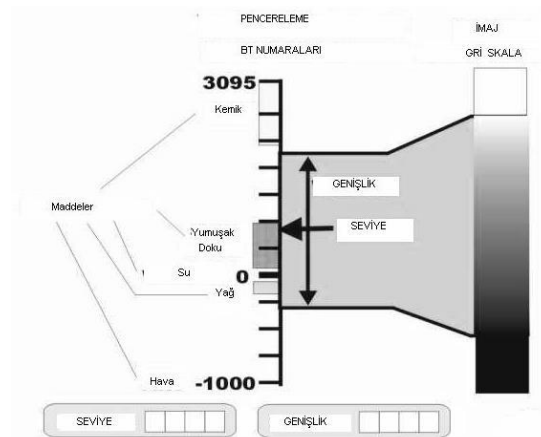
Şekil 3.24’de görüldüğü gibi piksel BT sayı değerleri ile görüntüdeki gri gölge veya parlaklık arasındaki ilişki operatörün seçtiği pencere düzeyleri aracılığı ile belirlenir. Üst ve alt pencere seviyeleri tespit edilerek görüntülenen resmin parlaklık ve karışıklığını ayarlamak mümkün olur. Pencere ayarları sayesinde tüm gri skala, resme dağılan BT sayı aralığını saptar.

3.3.6.6.3. X-Işın Sistemi

X-ışını tüpü hastanın vücudu etrafında dönen bilgisayarlı tarayıcıda bulunan ve gantry olarak adlandırılan dairesel bölge üzerine monte edilmiştir. X-ışını kaynağı, X-ışını hüzmesinin içinden geçtiği metal filtreleri de içerir.

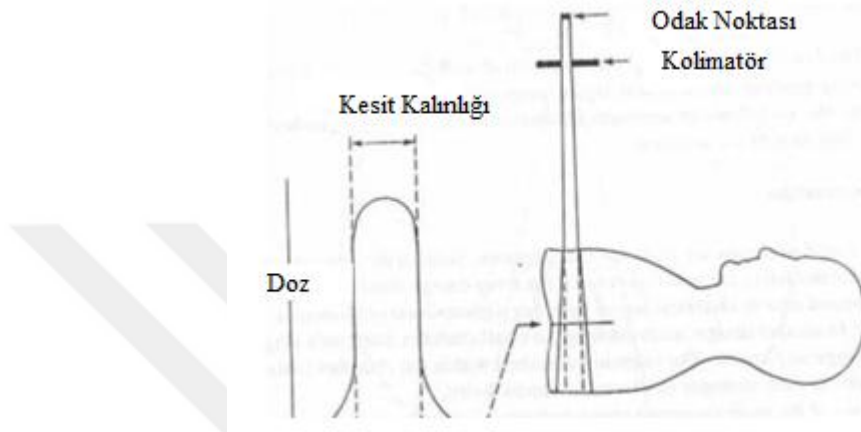
BT X ışını demetlerini filtrelemek iki neden için gereklidir. Birincisi demetin kuvvetlendirilmesidir [6].

X ışını demetinin herhangi bir ortamdan geçmesi esnasında emilen düşük enerjili fotonların ortalama foton enerjilerinin şiddetlendirilmesi demetin kuvvetlendirilme aşamasıdır. İkincisi ise kompanzasyondur. Kompanzasyon; aktif gücün maksimum hale getirilip, güç faktörünün düzeltilmesi ve verimin en büyük halini alması işlemidir. Bu amaçla insan vücudunun eşit olmayan kalınlığını telafi etmesi için eşit olmayan kalınlığa sahip bir filtre X-ışını demetine yerleştirilir.



Şekil 3.25. Dijital görüntünün BT görüntüsündeki gri skala değerlerine dönüştürülmesi

Bu filtreler çoğunlukla köşelere yakın bölgelerde daha kalındır. Çoğu zaman sıkıştırma filtresi olarak da tanımlanır. Kullandığında vücut kesitinin kalın kısmı, köşelere yakın ince bölümlere oranla Şekil 3.26’de gösterildiği gibi daha yüksek radyasyon yoğunluğuna maruz kalır [7]. Bu tür kompanzasyon filtrelerinin kullanımı genelde belli bir görüntü kalitesini sağlarken hastanın radyasyona maruz kalma riskini de azaltır [6].



Şekil 3.26. Kesit boyunca radyasyon yayılımının dağılımı

3.3.6.6.4. Dedektörler

BT cihazında, radyasyonu algılamak üzere dizayn edilmiş, birçok küçük dedektörden oluşan bir sistem mevcuttur. Günümüzde pek çok türde dedektör kullanılmaktadır. Tarayıcı içerisinde dairesel yapı içine yerleştirilmiş dedektör yapılandırılması bir tarayıcı türünden diğerine birçok değişiklikler içerebilir.

Bir dedektörün görevi, x-ışını tüpünden gelip hasta üzerinden geçen radyasyonu algılamak ve daha sonra radyasyon yoğunluğu ile orantılı olarak elektrik sinyali üretmektir. Temelde, her bir dedektör, kendi yönü doğrultusunda vücut kesitine yayılan radyasyonu ölçer.

BT dedektörü olarak kullanılan bir çok model vardır. Bunlar katı hal dedektörleri ve gaz dedektörleridir. Katı hal dedektörleri, x-ışını enerjisini ışığa dönüştüren katı sintilasyon kristallerinden oluşur. Işık, daha sonra fotodiyot yada foto çoklayıcı tüp tarafından elektrik sinyaline dönüştürülür. Gaz dedektörlerinde ise, her bir dedektör,

tipik olarak zenon olan yüksek basınçlı gaz ile dolu, küçük birer bölmedir [8]. Oda içinde emilen radyasyon, karşılığında elektriksel iletkenliğini değiştiren gazı iyonlaştıracak şekilde tasarlanmıştır.

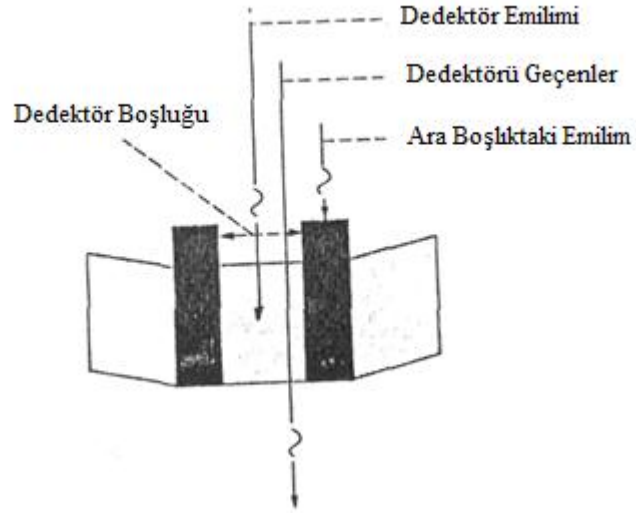
Bir dedektörün en önemli iki özelliği, boyutu ve radyasyonu algılama verimidir. En belirgin ölçüsü X-ışını demeti düzlemi üzerindeki genişliğidir. Bu ölçü detektör birimidir. BT görüntülerinde yüksek detayın sağlanması için küçük dedektörler gereklidir. Dedektörün verimliliği, gerçekte algıladığı radyasyonun yüzdesidir. Şekil 3.26'de gösterildiği gibi dedektör verimini etkileyen iki faktör vardır. Geometrik verim, her bir dedektör biriminin, bağlı olduğu alana olan oranı ile belirlenir. Bu alan, dedektörün kendisini ve edilgen doğrultucu ya da kendisiyle bir sonraki dedektör arasındaki ara alanı içerir. Ara alana giren radyasyon, dedektör tarafından emilmez ve görüntü oluşumuna bir katkısı yoktur. İdeal durum, ara alanın ölçülerine kıyasla daha geniş bir dedektör alanıdır.

Dedektör verimliliğini etkileyen diğer faktör, dedektöre giren radyasyon yüzdesi ile belirlenir. Bu dedektör kalınlığı ve bir anlamda X-ışını fotonlarının enerjisine bağlıdır. Toplam dedektör verimliliği ise geometrik ve emme verim değerlerinin ürünüdür. Yüksek dedektör verimi istenen bir durumdur çünkü belli bir seviyedeki görüntü kalitesi için hastaya uygulanan X-ışın dozu azalmaktadır. İdeal durumda, her bir dedektör, görüntülenen vücut bölümünün içinden geçen radyasyona karşı eşit oranda duyarlı ve dilimin dışından gelen radyasyona karşı ise duyarsızdır. Bu ideal durum düzgün tanımlı dilimlerin detaylı şekilde görüntülenmesine olanak tanır. Her bir dedektörün görüş alanı içindeki dilim kalınlığı doğrultucu elementlerin pozisyonu ile belirlenir. Dedektörlerin tarama işlemi sürerken nasıl hareket ettiği ve ne düzende bulunduğu BT tarayıcılarının gelişiminden bugüne sürekli değişmiştir. Dedektör konfigürasyonları birinci, ikinci, üçüncü, dördüncü kuşak olarak gruplandırılır. Kuşak tipleri birbirinden farklı olmakla beraber jenerasyon ilerledikçe dedektörlerin görüntü oluşturmadaki performansları artmaktadır. Günümüz BT tarayıcı sistemlerinde üçüncü ve dördüncü kuşak dedektörler kullanılmaktadır [6].

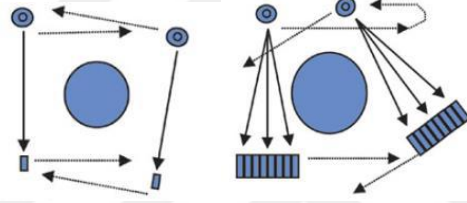
Birinci ve ikinci kuşak dedektör konfigürasyonları BT tarayıcılarının gelişiminde önemli rol üstlenmelerine rağmen günümüzde kullanılmamaktadır. İlk BT tarayıcısı

sadece bir adet X-ışını tüpü ve onunla senkronize hareket eden bir adet dedektör elmanı içermektedir. Sistem bir açıda hasta vücudundan ışın demetinin geçirilmesi ve sonrasında oluşan paralel izdüşüm ölçümlerinin toplanması prensibiyle çalışmaktaydı. Bu işlem her bir izdüşüm açısı için tekrar edilmekte ve yeterli görüntü ölçümü alınana kadar sürdürülmektedir. Tipik bir tarama zamanı 4 dakika idi. Bu sistem X-ışınlarının iletilmesi sonradan X-ışını tüpü ve dedektör sisteminin döndürülmesi adımlarına dayandığı için iletim/döndürme tarayıcısı olarak da adlandırılır. Tarama zamanı birden fazla dedektör içeren ikinci jenerasyon dedektör sisteminin gelişimiyle azaldı. İkinci jenerasyon dedektörlü tarayıcı sistemi ile birlikte döndürme rotasyon sayısı da azaldı. Şekil 1.12’de birinci ve ikinci kuşak dedektör konfigürasyonları gösterilmektedir.

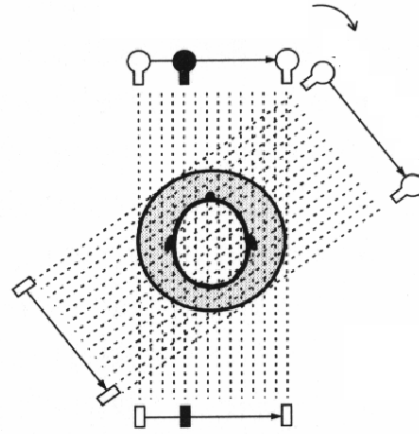
Birinci ve ikinci kuşak dedektör modelleri BT tarayıcılarının gelişiminde önemli rol üstlenmelerine rağmen günümüzde kullanılmamaktadır. İlk BT tarayıcısı yalnızca bir adet X-ışını tüpü ve onunla senkronize hareket eden bir adet dedektör elemanından oluşmaktaydı. Sistem bir açıda hasta vücudundan ışın demetinin geçirilmesi ve sonrasında oluşan paralel izdüşüm ölçümlerinin toplanması prensibiyle çalışmaktaydı. Bu işlem her bir izdüşüm açısı için tekrar edilmekte ve yeterli görüntü ölçümü alınana kadar sürdürülmektedir. Tipik bir tarama zamanı 4 dakika idi. Bu sistem X-ışınlarının iletilmesi sonradan X-ışını tüpü ve dedektör sisteminin döndürülmesi adımlarına dayandığı için iletim/döndürme tarayıcısı olarak da adlandırılır. Tarama zamanı birden fazla dedektör içeren ikinci jenerasyon dedektör sisteminin gelişimiyle azaldı. İkinci jenerasyon dedektörlü tarayıcı sistemi ile birlikte döndürme rotasyon sayısı da azaldı. Şekil 3.28’de birinci ve ikinci kuşak dedektör konfigürasyonları gösterilmektedir.



Şekil 3.27. Dedektörün verimliliğini etkileyen faktörler



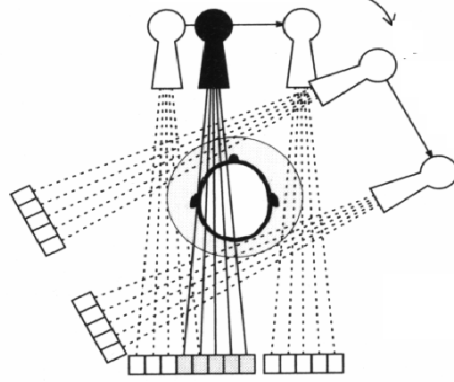
Şekil 3.28. a) Birinci kuşak dedektör konfigürasyon modeli
b) İkinci kuşak dedektör konfigürasyon modeli



Şekil 3.29.1. Nesil BT Sistemleri

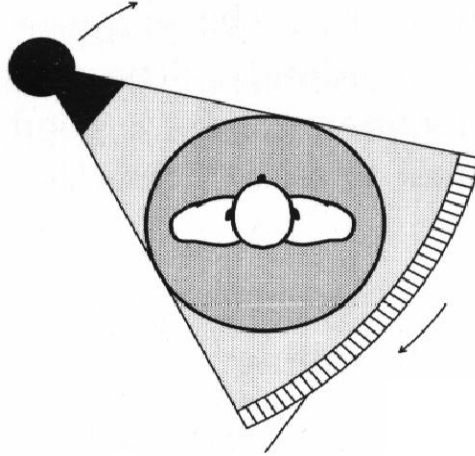
İlk BT sistemleri 1960 yılların başında başlamıştır. X ışını veren bir tüp ile bu ışınları algılayan dedektörler bulunur. Hasta bu ikisinin ortasındadır. Dedektörün geniş görüş

alanı sayesinde aynı anda birden fazla kesit bilgisinin toplanması bu sistemlerde mümkündür.



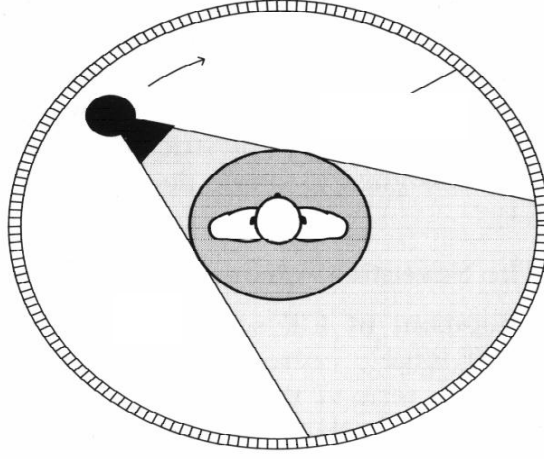
Şekil 3.30. 2. Nesil BT Sistemleri

2 Nesil BT Sistemlerinde, X ışını tüpü ve dedektörler bulunur. Döndürme işlemi 300 sn. de gerçekleşir.



Şekil 3.31. 3. Nesil BT Sistemleri

3 Nesil BT Sistemleri, Yelpaze demet sistemli BT sistemidir. Sistem üzerinde yaklaşık 500-1000 dedektör vardır. Dedektör ringi 0.5 sn de döner . Çok hızlıdır.



Şekil 3.32.4. Nesil BT Sistemleri

4. Nesil BT sistemlerinde dedektörler sabit sadece X ışını tüpü dönmektedir. Birden fazla dedektörün olmasının en büyük üstünlüğü sayım etkinliğinin artmasıdır. Böylece görüntüler daha kısa sürede toplanır. Ayrıca bazı organların daha iyi görüntülenmesini sağlamaktadır.

3.3.6.6.5. Bilgisayarlı Tomografi Çeşitleri

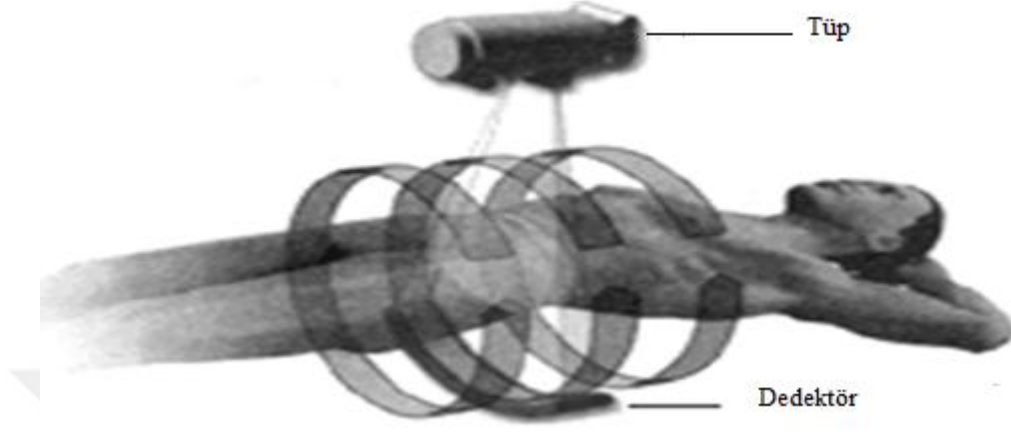
Tomografi cihazları çalışma prensiplerine ve görüntüleme amaçlarına göre 3 kısımda incelenir.

- 1)Klasik Bilgisayarlı tomografi
- 2)Spiral Bilgisayarlı tomografi
- 3)Çok Kesitli Tomografi

3.3.6.6.5.1. Klasik Bilgisayarlı Tomografi

Bu sistemde X ışınları veren bir tüp ve bu ışınları algılayan dedektörler mevcuttur. Hasta ise bu ikisinin ortasında istirahat pozisyonunda yatırılır. Hastaya gelen X ışınları hastaya nüfuz edip geçtikten sonra dedektör tarafından tutulur. Vücut yapısı çeşitli dokulardan oluştuğu için farklı yoğunluklara sahiptir (kemik, kas, yağ, su v.s). X ışınları veren tüp ve algılayıcı dedektörler hastanın etrafında 360 derecelik bir açıda dönerek tararlar. Klasik tomografide hastanın yattığı yatak ileri geri hareket

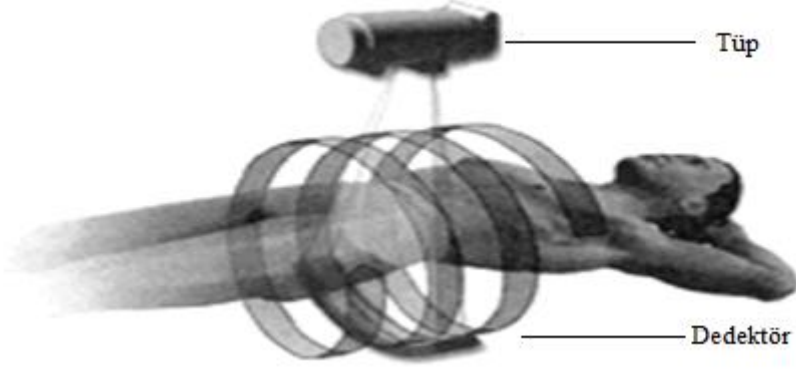
ettirilerek bir kesitin görüntüsü alınır daha sonra diğer kesitin görüntüsü alınır. Bu ilk teknoloji hem zaman alıcı, hem emek isteyen hem de solunum hareketlerine aşırı duyarlıdır. Bu nedenle kalp damar incelemeleri için uygun değildir.



Şekil 3.33. Klasik Bilgisayarlı Tomografi

3.3.6.6.5.2. Spiral Bilgisayarlı Tomografi

Klasik bilgisayarlı tomografisi esnasında karşılaşılan zorluklar nedeniyle, son yıllarda spiral bilgisayarlı tomografiler (Spiral CT) dizayn edilmiştir. Bu sistemde X ışınları tüpü ve dedektörler hasta etrafında belirli hızda ve hastayı tarayacak şekilde sürekli dönerken, hastanın yattığı masa önceden belirlenmiş bir hızda sürekli ileriye doğru hareket eder. Hastayı spiral şeklinde taradığı için spiral BT adını almıştır. Bu sistemde incelemeler artık çok kısa sürede yapılabilmektedir. Fakat bu sistemde de hareketli bir organ olan kalbin görüntülenmesi yeterli olmamıştır. Burada tüp ve dedektörler sürekli dönerken masa da sürekli kayar [6].



Şekil 3.34. Spiral bilgisayarlı tomografi

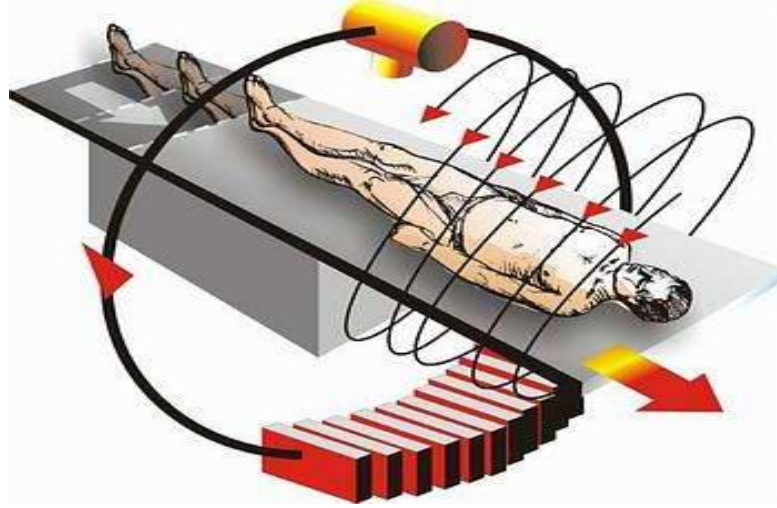
3.3.6.6.5.3. Çok Kesitli (Multi-Slice) Tomografi

En son teknoloji olarak çok kesitli (multi-slice) spiral BT'ler (MSCT) çıkarılmıştır. Bu tomografilerde daha ince ve birden fazla sıra halinde dedektör bulunur. Son teknolojik ilerlemeler ile tüp hareketi de hızlandırılmıştır. Önceleri 4 sıra halinde olan dedektörler, daha sonra 16 sıra haline getirilmiş, son çıkanlarda ise 64 sıralı olanları yapılmıştır. Böylelikle görüntülerin çözünürlüğü artmış ve 20 saniyenin altında nefes tutmayla yapılabilir hale gelmiştir.

3.3.6.6.6. Bilgisayarlı Tomografinin Teknik Özellikleri

Röntgen tüpü ve dedektörler her taramada hastanın çevresinde birbirine bağlı olarak senkronize bir şekilde dönerler. X-ışını hüzmesi aynı bir yelpaze gibi dar bir şerit şeklinde ayarlanmıştır. Işın hüzmesinin yoğunluğu bir faktör olarak operatör tarafından seçilir. Işın demetinin kolime edildiği için saçılma azalmış ve bu sayede görüntünün kontrastı ve geometrik çözünürlüğü artırılmıştır. Gantry'nin içinde bulunan ışıklı gösterge kesitin alacağı seviyeyi belirli bir değer ile işaret eder.

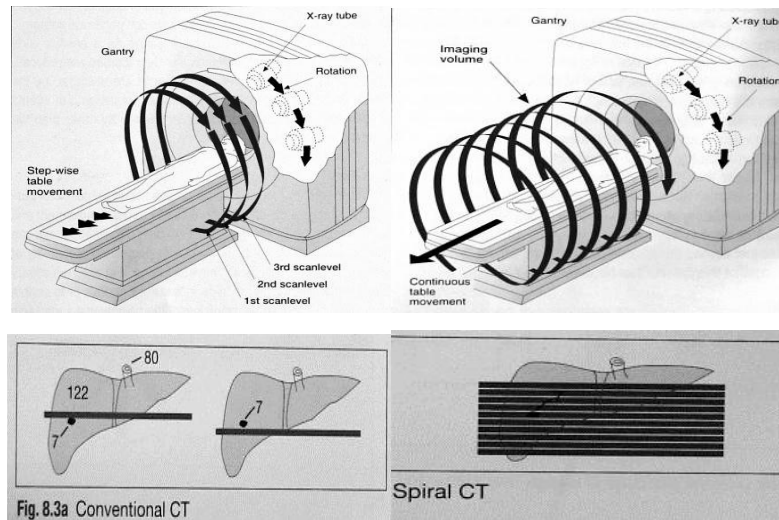
Dedektörler, hastanın vücudundan geçen X-ışını hüzmesinin belirli doku kalınlıklarından zayıflamasını algılayacak tarzda ölçüm yapar. BT cihazlarında çoğunlukla sodyum iyodür kristalleri kullanılmıştır. Yeni teknolojik cihazlarda dedektör materyali olarak yoğunlukla sıkıştırılmış ksenon gazı kullanılmaktadır [6].



Şekil 3.35. Çok kesitli spiral bilgisayarlı tomografi

İncelenecek vücut kesitlerinin sınırlarını belirlemek amacıyla ilgili bölgenin dijital röntgeni alınır. Bu amaçla incelenen bölge hareket etmeyen tüp dedektörler arasından geçirilir. Dijital şekilde elde edilen bu röntgene skenogram, kalvuz görüntü veya topogram adı verilir.

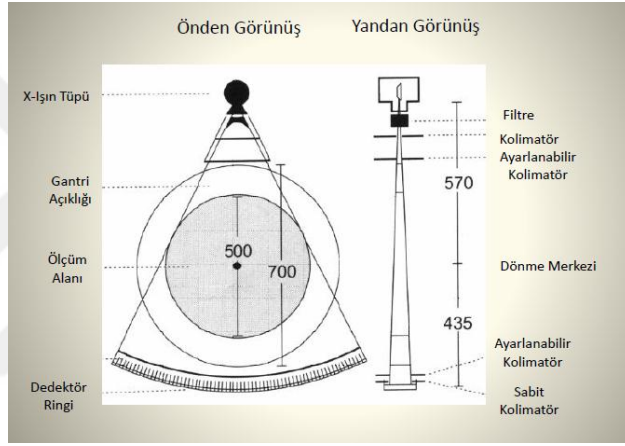
İlgili kesitin görüntüsü elde edildikten sonra toplanan datalar bilgisayara dijital olarak kaydedilir, işleminden geçirilir ve görüntü tüpünde dijital resim şeklinde takip edilebilir. Bu görüntü optik disklerde veya manyetik teyp flopi gibi cihazlarla doğrudan depolanabilir. Ya da kayıtlardan multi format kamera vasıtası ile film üzerinde bir resim şeklinde kaydedilebilir.



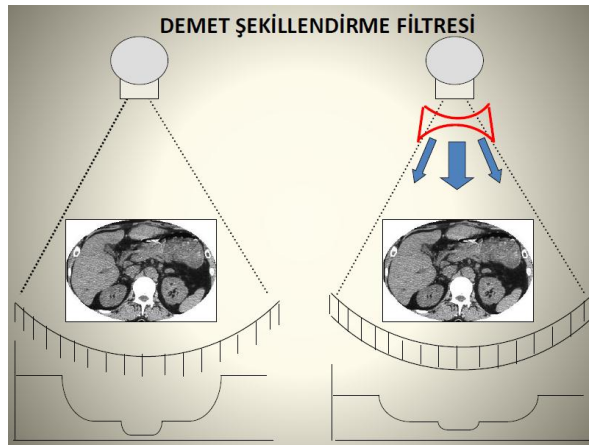
Şekil 3.36. Konvensiyonel ve Spiral BT'nin görüntüsü

Konvansiyonel BT de bir X ışını tüpü, gantrinin diğer tarafında ark şeklinde dizilmiş bir dizi dedektör ile birlikte dönme hareketi yapmaktadır. X ışını demeti kesit kalınlığına kolime edilerek 360 derece dönme hareketi ile tüm projeksiyonlar toplandıktan sonra hasta yatağının hareketi ile hastanın uzun eksenini boyunca peş peşe kesit görüntüleri toplanır.

Spiral BT nin konvansiyonel BT ye göre en önemli üstünlükleri; Hastanın geniş bir anatomik sahasının tek bir nefes tutmasıyla daha kısa sürede taranması, kesit görüntülerinin herhangi bir saha boyunca ve istenilen kalınlıkta seçilebilmesidir. Standart bir BT şu bileşenlerden oluşur [6].



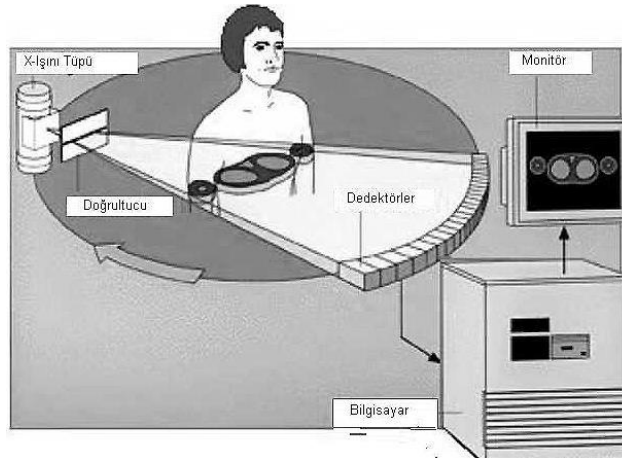
Şekil 3.37. Standart bir BT bileşenleri



Şekil 3.38. Demet Şekillendirme Filtresi

3.3.6.6.7. Bilgisayar Sistemi

Dijital Bilgisayar BT sisteminin en önemli bölümünü oluşturmaktadır. Operatör uygun tarama faktörlerini seçer ve taramayı başlatır. Tarama başlatıldıktan sonra tüm işlemler artık bilgisayarın kontrolü altındadır. Bilgisayar olayların zamanını ve sırasını koordine eder. X-ışını demetinin gönderilmesi, dedektörlerin uygun zamanda açılıp kapanması, data transferi ve sistem operasyonunun görüntülenmesi bunlardan bazılarıdır. Şekil 3.39'da bilgisayarın BT görüntüleme sistemindeki yeri şema halinde gösterilmektedir. Dijital bilgisayar izdüşüm bilgilerinden görüntü oluşturma işleminin tamamen içindedir. Bu bölüm içerisinde bir çok adım içeren bilgisayar programı bulunmaktadır. Bir BT görüntüsünün yeniden oluşturulması milyonlarca matematiksel işlemin yapılmasını içermektedir. BT sisteminde bilgisayarın üçüncü önemli fonksiyonu ise görüntü ve bilgilerin transferi, depolanması ve işlenmesidir. Data ve görüntü işlemleri yapılırken bilgisayar belleğinde geçici olarak depo edilmektedir. Eğer bellek sınırlaması problemi varsa bir çok görüntü manyetik diskte depo edilmektedir. Uzun dönem arşivleme için ise manyetik teyp ya da disketler kullanılmaktadır.



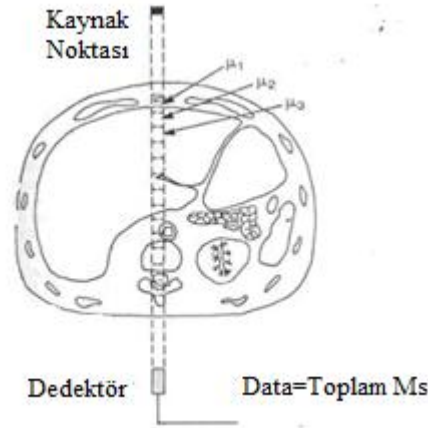
Şekil 3.39. Bilgisayarın BT görüntüleme sistemindeki yeri

BT sistemini oluşturan iki diğer ünite ise görüntüleme ünitesi ve kameradır. Birçok BT sisteminde çoklu-format kamera kullanılmaktadır. Görüntüleme ünitesi BT sistemi ile operatör ve doktorlarla ara yüz oluşturmaktadır. Görüntü veya video monitör olabilir. Dijital görüntüler bilgisayar tarafından görüntüleme ünitesine

gönderilmeden önce dijital halden video haline çevrilir. Görüntü üzerinde kullanıcının ilgilendiği özel bir bölümün kontrastın parlaklığını değiştirebilir ve analiz edebilir [4].

3.3.6.6.8. Tarama İşlemi

Tarama işlemi bir BT görüntüsünün oluşumunun ilk adımıdır. Tarama fazı boyunca görüntüyü tekrar geri oluşturacak datalar toplanır. Tarama işlemi X-ışını demetinin hasta vücudu boyunca döndürülmesi ve birçok farklı bölgeden hastaya gönderilen X ışınlarının geri toplanmasından oluşmaktadır. Bir tarama yüz binlerce iz düşüm ölçümünün ve örneğinin toplanmasından oluşmaktadır. Şekil 3.39'da gösterildiği gibi bir ışın x-ışın demetinin bir parçasını oluşturmaktadır. Tipik olarak bir ışın şekilde gösterildiği gibi vücut kesitinden geçerken ışınla gelen radyasyon doku boyunca emilir. Emilim oranı yol boyunca lineer zayıflama katsayısına ve ışının foton yoğunluğuna bağlıdır. Dokuyu blok olarak parçalara ayırdığımızı düşünürsek her parça birbirinden farklı zayıflama katsayılarına bağlıdır. Prensipte dokunun her bloğu X ışınını zayıflama katsayısına bağlı olarak zayıflatır. Toplam zayıflama ise yol boyunca her bir dokunun zayıflama katsayılarının toplamına bağlıdır.



Şekil 3.40. Bir X-ışının zayıflamasının hesaplanması

Bir ışının vücut boyunca izdüşümü toplam zayıflamanın o yol boyunca ölçülmesini sağlamaktadır. Ölçüm ışın boyunca dokunun her bir hacimsel elemanının zayıflama katsayısını yansıtmaktır. Tek bir ölçüm ile her bir hacimsel elemanının zayıflama katsayılarının hesaplanması mümkün değildir. Birçok farklı açıdan ışın göndererek

alınan her bir ölçüm ile her bir dilim için zayıflama katsayıları hesaplanır. Işınlardan gönderildiği yer ışınların toplandığı ortak bir noktadır. Dedektör konfigürasyonuna göre nokta tek bir odak noktası ya da birçok farklı noktadan oluşabilir. Üçüncü jenerasyon dedektör konfigürasyonlarına sahip tarayıcılarda ışınların gönderildiği yer dedektörlere göre tek bir odak noktasıdır. Tek bir ışın göndermek gerçekten hızlıdır ve tekrar edilen işlemler X-ışın tüpünün, dedektörlerin vücut etrafında döndürülmesi ile oluşur. Hasta vücudunu geçen ışınlardan eş zamanlı olarak izdüşüm edilir. Dördüncü jenerasyon dedektör konfigürasyonlarına sahip tarayıcıların bu sistemden temel farkı budur. X ışını tüpü hareket ettikçe sırayla ışınlardan geri izdüşüm edilir. Toplam ölçümler ve alınan örnekler, bir tarama sırasında gönderilen ışın sayısına ve gönderilen açıya bağlı olarak değişmektedir. Bu rakamlar bir tarama cihazından diğerine operatörün seçtiği tarama faktörlerine bağlı olarak değişmektedir. Prensip olarak ölçüm parametreleri artırıldıkça görüntü kalitesi ve tarama zamanı artmaktadır. Bir taramada yaklaşık olarak ölçüm tipik olarak 500.000 ila 1.5 milyon arasında değişmektedir [6].

3.3.6.9. Görüntü Oluşturma

BT görüntü oluşturma hasta vücudu boyunca geçerek zayıflayan X-ışınlarından elde edilen iz düşüm ölçümlerinin dijital ortama aktarılmasıdır. Görüntü piksel elemanlarından oluşan dizilerle ifade edilmektedir ki bu oran 64x64 pikselden 512x512 piksele değişmektedir. Matris boyutu tarama işleminden önce operatör tarafından seçilmektedir. Piksel boyutu ise görüntü kalitesinde önemli bir rol üstlenmektedir. Görüntüdeki her piksel gerçekte vücudun görüntüleneni bölümlerindeki bir hacim elemanının yansıtmaktadır. Şekil 3.39'de gösterildiği gibi matris boyutu, görüntüleneni alan ve kesit kalınlığı hacim elemanının boyutunu etkilemektedir. Hacimsel olan bölge matris boyutuna bölünmektedir. Örnek olarak görüntüleneni 25.4 cm'lik 256 matrislik alan 1mm'lik derinlik ve uzunluğa sahip doku hacimsel elemanı yaratmaktadır. Matris boyutunun veya görüntüleneni alandaki herhangi bir değişim her bir hacim elemanının boyutunu etkilemektedir. Tekrar yeniden oluşturulan görüntüde, her bir piksel bir hacimsel elemanın lineer zayıflama katsayısına bağlı nümerik olarak ifade edilmektedir. Prensipte yeniden oluşturma işlemi ilk önce hacim elemanındaki zayıflama katsayılarının hesaplanması ve daha

sonra bu bilgiyi görüntüdeki piksel değerine çevirme sistemine dayanmaktadır. Bir çok BT sistemi Housfield birimlerini kullanmaktadır. BT numarası ile ona denk gelen zayıflama katsayısı arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir.

$$BT \text{ sayısı} = (\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}) / (\mu_{\text{H}_2\text{O}}) \times 1000 \quad (3.16)$$

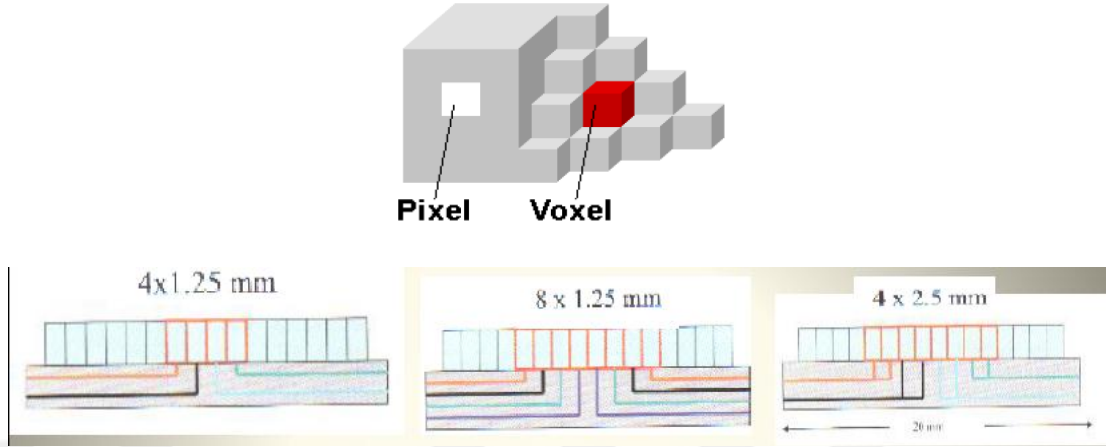
Su BT sayısı belirlemede en çok kullanılan maddedir. Suyun BT sayısı = 0 olarak kabul edilmektedir. Zayıflama katsayıları sudan daha büyük olanlar pozitif, küçük olanlar ise negatif BT sayısına sahiptir. BT tarayıcıları dokularla Compton etkileşimi için genellikle yüksek gerilimlerde çalışmaktadır. Compton etkileşimlerini lineer zayıflama katsayıları metal yoğunluğuna göre de değişmektedir. Bu yüzden yumuşak dokularda BT rakamları doku yoğunluğu ile birlikte doğrudan alakalıdır. Sudan daha az yoğunluğa sahip bir doku elamanı negatif BT numarasına sahiptir. Pozitif BT rakamı ise doku yoğunluğunun sudan daha fazla olması anlamına gelmektedir. Sistem kalibrasyon faktörleri ve kullanılan farklı X-ışını enerjisi (kV ve filtreleme) aynı dokunun farklı taramalarında farklı BT numarası vermesine neden olmaktadır. Aynı BT tarayıcısından alınan belli bir dokuya ait BT numaraları zamandan zamana görüntülenen görüntüdeki yerine göre değişebilmektedir [7].

3.3.6.6.10. BT'de Görüntünün Elde Edilmesi

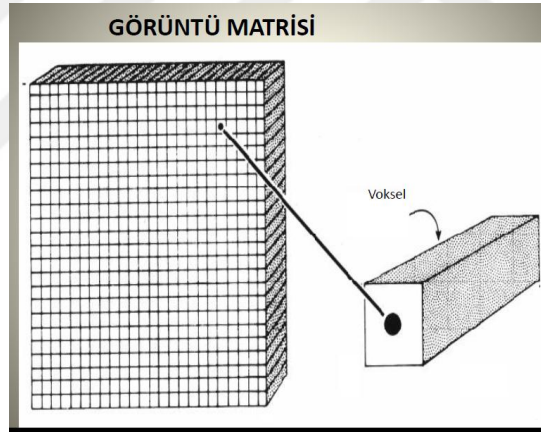
BT görüntüsü “piksel” adı verilen resim bileşenlerinin matrisinden ibarettir. Her bir resim bileşeninin seçilen kesit kalınlığına göre bir hacmi vardır. BT aygıtlarında kesit kalınlığı değişkendir. Çoğunlukla 1,5-12 mm arasında değişir. Seçilen bu kesit kalınlığının piksel yüzeyi ile çarpımı çıkacak hacme karşılık gelir. Bu hacme “voksel”adı verilir.

Bir pikselin organizmadaki karşılığı “voksel”dir. Voksel ortalama olarak X-ışını hüzmelerinin vücudu geçtikten sonraki zayıflama değerini gösterir. Bu nedenle vokselin içini kısmen dolduran bu hacim ayrı bir obje olarak belirlenemez. Piksel yoğunluğu da aynı zamanda vokselin içindeki yapıların ortalama yoğunluğudur. “Parsiyel hacim etkisi” denilen bu olaya bağlı olarak lezyonların çevreye invazyonları (Sadece o dokuyla sınırlı kalmayıp komşu dokulara da yayılma)sağlıklı

bir şekilde gösterilemez. Kesit kalınlığı düşürülerek “Parsiyel hacim etkisi” azaltılabilir.

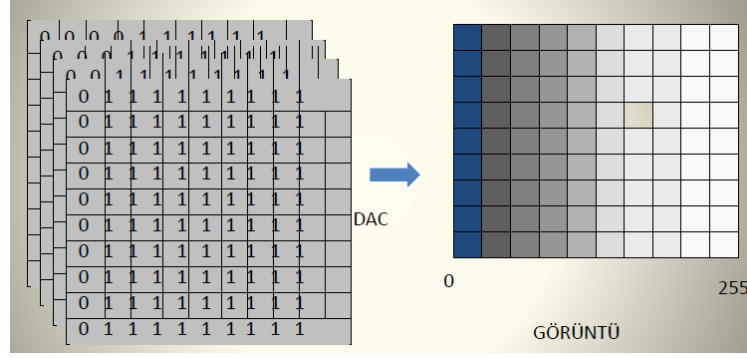


Şekil 3.41. Aynı z mesafesinde (20cm) değişik kesit kalınlıklarının elde edilebilmesi için dedektör elemanlarının farklı sinyal kombinasyonları



Şekil 3.42. Görüntü Matrisi(24*24 piksel matrisini) göstermektedir

Görüntü Matrisi, gama kamerada alınan bilgilerin bilgisayar hafızasına depo edildiği küp şeklindeki ardışık kutucuklar kümesidir. Bu kutucukların her birine piksel denir. Piksel, kutucukların karşıdan görünümüdür. Örneğin; 64*64 matriste 4096 tane piksel (yani kutucuk) vardır. Her bir kutucuğun ihtiva ettiği hacme voksel denir. Voksel; pikselin arkaya doğru uzanımıyla oluşan hacimdir [7].

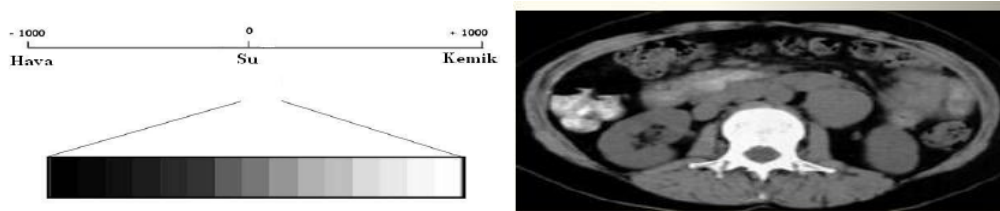


Şekil 3.43. Rakamsal değerlerin gri seviyelere dönüşümü

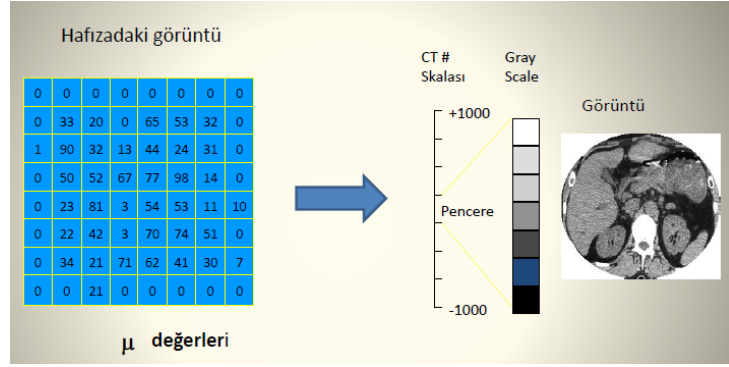
Sintilasyon kristalinin herhangi bir yerinde oluşan bilgiler 1 ve 0 lık desimaller halinde sayımlar olarak voksellerde birikir. Biriken sayımlar bu kutucuklarda depolanır. Biriken sayımlar bu kutucuklarda kodlanır.

BT görüntülerinin matris büyüklüğü 256*256, 320*320 veya 512*512 olarak değişir. Bu sayıların çarpımı elde edilen görüntünün matris sayısını verir. Yeni cihazlarda görüntüler daha detaylı olmaktadır. Bunun nedeni matris sayıların giderek artırılmasıdır. Organizmayı geçen X-ışınlarının zayıflama değeri sayısal olarak belirlenir. Her piksel değerinin sayısal bir karşılığı vardır. Bu sayılar suyun zayıflama değerini sıfır kabul eden bir ölçeğe göre düzenlenmiştir. +1000'den -1000'e kadar uzanan bu ölçeğe "Hounsfield Skalası" denir.

Bu skalada suyun zayıflama değeri sıfır olarak kabul edilir. Zayıflama değeri yüksek hesaplanan yumuşak doku, hematoma, kalsifikasyon, kemik gibi dokular skalanın pozitif tarafında, zayıflama değeri düşük hesaplanan yağ ve hava gibi dokular da skalanın negatif tarafına dizilirler. Örneğin yumuşak dokuların yoğunluğu +40 ile +60HÜ (Hounsfieldünit), yağınki ise -60 ile -100HÜ arasında değişir. Hava -1000HÜ değerindedir [7].

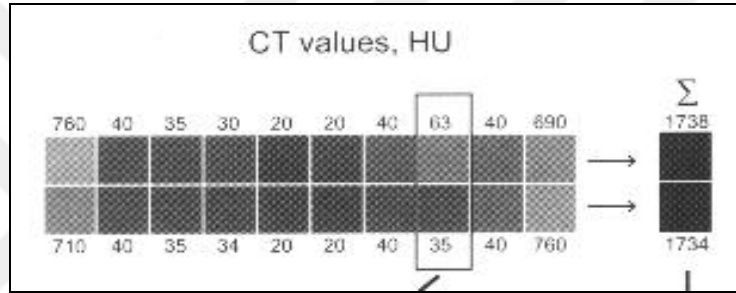


Şekil 3.44. Hounsfield Skalası



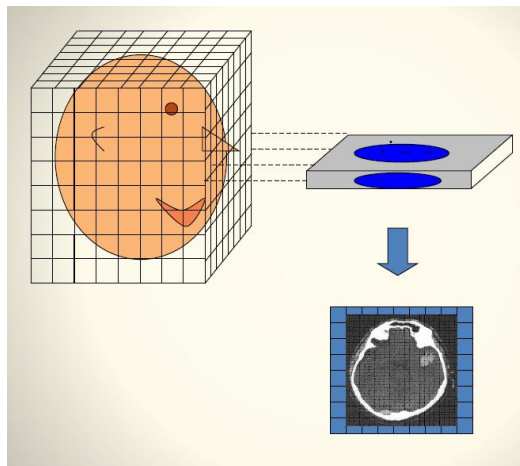
Şekil 3.45. Bilgisayarlı tomografide görüntünün HU numaralarına çevrilmesi

$$CT \text{ numarası}(HU) = \frac{\mu_{Doku} - \mu_{Su}}{\mu_{Su}} \times 1000 \quad (3.17)$$



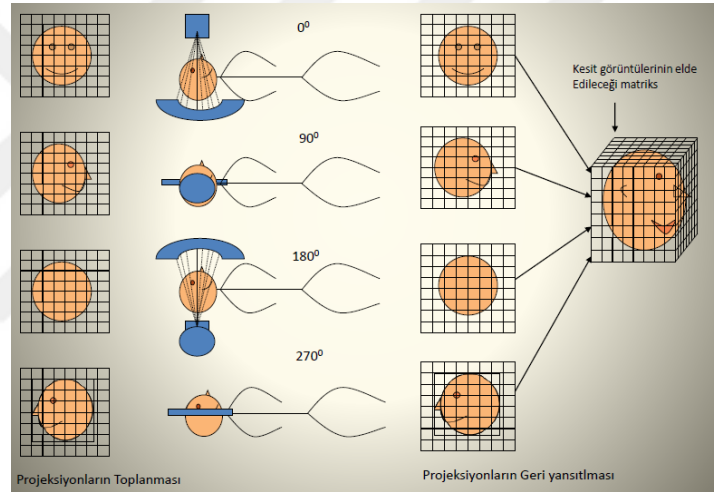
$$\begin{aligned} \text{Kontrast} &= \frac{(I_1 - I_2)}{(I_1 + I_2)} & \text{Kontrast} &= \frac{(I_1 - I_2)}{(I_1 + I_2)} \\ &= \frac{(63 - 35)}{(63 + 35)} & &= \frac{(1738 - 1734)}{(1738 + 1734)} \\ &= \%28 & &= \%0.11 \end{aligned}$$

Şekil 3.46. Hounsfield Skalasında kontrast hesaplama metodu



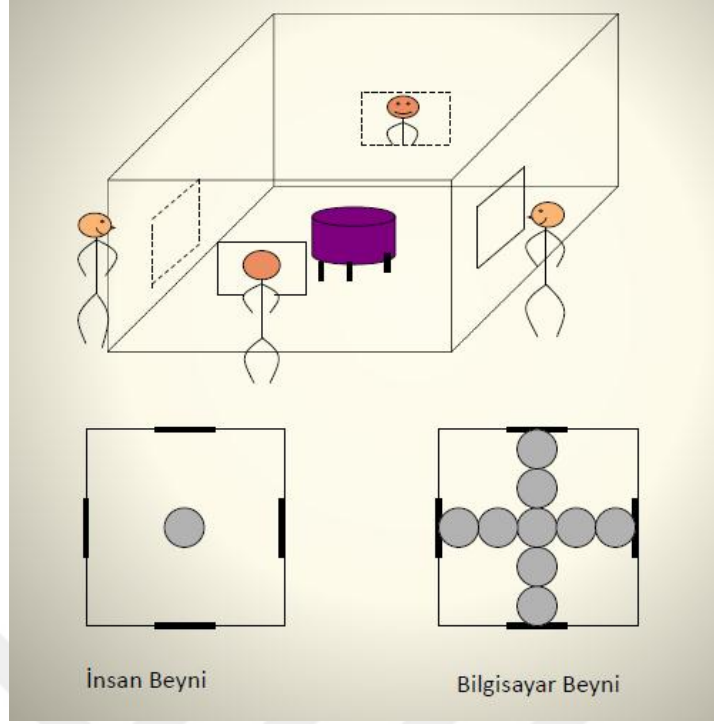
Şekil 3.47. Tomografik Kesitlerin Elde Edilmesi

Spect teknikleri iki boyutlu görüntülerin her setinde 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağlar. Bunun için sintilasyon kamerasının hasta etrafında dönmesi ve her bir dönüş açısında veri toplaması gerekir. Bilgisayar gama kameraya bağlanır ve gama kamera dedektörü görüntülenecek obje etrafında dönerek belirli açılarda durup veri toplar. Dedektörün objeyi gördüğü istikametten toplanan bu verilerin oluşturduğu görüntüye projeksiyon görüntüsü denir. Tüm açılarda verilerin toplanması tamamlanıncaya kadar spect işleme devam edilir. Her bir görüş açısından alınan veriler bilgisayarda saklanır. İşlem süresi projeksiyon ile görüntü matrisinin tam olarak ayarlandığı 0, 90,180,270 derecelerde yapılması durumunda çok kısadır. Bu nedenle aradaki projeksiyonlar için yani diğer açılarda projeksiyon açılarıyla orantılı olarak döndürülürler[8].



Şekil 3.48. Projeksiyon Bilgilerinin Toplanması ve Geri Yansıtılması

Bilgisyardaki programlar kullanılarak görüntünün yeniden elde edilmesi sağlanır. Daha sonra görüntü üzerinde istenilen kesitlerde tomografik kesitler alınarak klinik yoruma gidilir.



Şekil 3.49. Geriye Projeksiyon

Geriye projeksiyon bir programlama tekniğidir. Tüm programlama tekniklerinin en yaygın olanıdır. Bu teknikte kameranın dönüş yaptığı açılardan projeksiyon imajları alınarak bilgisayar hafızasına depolanır. Tüm projeksiyon dataları toplandıktan sonra en son görüntüden başlayarak geriye doğru üst üste katlanır ve görüntünün 3 boyutlu yapısı elde edilir.

Bilgisayarlı tomografi cihazlarında görüntü işleme iki grupta incelenmektedir. Birincisi iki boyutlu görüntülerin incelenmesi ikincisi ise elde edilen görüntülerin iyileştirilmesidir. X-ışını tarama verilerinden iki boyutlu görüntünün oluşturulmasında Radon transformasyon tekniği kullanılmaktadır [9].

FFT-süzgeci, Laplacian süzgeci, kenar zenginleştirme (edgeenhancement), resmi anlamlı parçalara bölme (segmentation), ikili sınırlama (binary thresholding) gibi görüntü işleme yöntemlerinin kombinasyonları bilgisayarlı tomografide sıkça kullanılmaktadır [9].

BT cihazı ile elde edilen görüntülerin Solidwork kullanarak yeniden yapılandırılması ve 3 boyutlu prototiplerinin tasarlanması işlemleri yapılabilmektedir [17].

3.3.6.7. Manyetik Rezonans

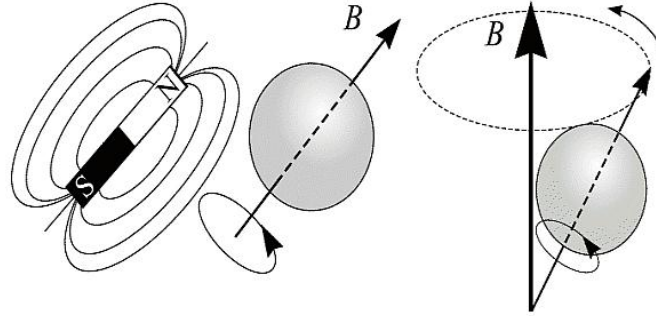
Manyetik rezonans görüntüleme sistemi görüntüleme yöntemi olarak yoğun olarak kullanılmaktadır. Bugünkü bilgiler ışığında manyetik alanın canlı organizmalara büyük oranda bir zararının olmadığı düşünülmektedir. Araştırmacılar tarafından yoğun bir şekilde incelenen bu durum mevcut olsa dahi ihmal edilecek bir düzeyde olduğu sanılmaktadır. Bu yan etkilerin yok denecek kadar az düzeyde olması nedeniyle, manyetik rezonans görüntüleme yöntemi diğer tekniklerin yanında daha çok tercih edilen bir yöntem olmuştur. Diğer üstün özellikleri ise, çok kaliteli görüntüsünün olması, hızlı ve hastayı yıpratmayan inceleme olanağının bulunmasıdır.

Uzun süre yalnızca fizik alanında sıkışık kalmış olan manyetik rezonans yöntemi, atom çekirdeğinin manyetik özellikleri üzerine inşa edilir. Bu yöntem 20. Yüzyılın başlarında araştırılmaya başlanmıştır. Çekirdeğinde tek sayıda nükleon bulunan atomlar manyetik alandan etkilenirler ve manyetik alanda atom çekirdeklerinin spin eksenleri değişir. Bu teorileri ortaya koyan ilk bilim insanları Bloch ve Purcell'dir. 1940'da yaptıkları bu çalışma nedeniyle 1952'de Nobel ödülü almışlardır. 1970 li yıllarda bilgisayar ve tomografi tekniklerinde yaşanan olağan üstü hızlı gelişmeler, manyetik rezonans tekniğinin de bir görüntü yöntemi olarak ele alınmasını ve hızlı bir şekilde kullanılmaya başlamasını sağlamıştır. Lauter tarafından ilk ve net MR görüntüsü elde edilmiştir. 1980'de Hawkes ve arkadaşları MRI ile ilk hastalık teşhisini yapmışlardır. Manyetik alan görüntüleme yöntemi ile günümüzde üç boyutlu görüntüleme ve hareketli organların görüntülenmesi son derece başarılı bir şekilde yapılmaktadır [10].

3.3.6.7.1. Bir Atomun Manyetik Özellikleri

Elektronlar atomik yörüngelerde değişik enerji düzeylerinde ve seviyelerinde dolanmaktadır. Bu elektronların konum ve özelliğini belirleyen dört kuantum sayısı vardır. İsimleri; temel, orbital, manyetik ve spin kuantum sayılarıdır. Bir atomun çevresinde dört kuantum sayısı birbirinin aynı olan iki elektron bulunamaz. Tüm elektrik yüklü parçacıklar gibi elektron da atomik yörüngedeki hareketi sonucu

çevresinde bir manyetik moment oluşturur. Bunu içinden akım geçen halka şeklindeki telin merkezinde oluşan manyetik alan momentine benzetebiliriz (Şekil 3.1).



Şekil 3.50. Üzerinden akım geçen bir tele etkiyen manyetik kuvvetin gösterimi

Atomun çekirdeğinde bulunan nükleonlar yine kendi çevrelerinde dönme (spin) hareketi yaparlar. Bu da aynı şekilde bir manyetik moment oluşturur (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Nükleonların manyetik moment değerleri

	Nükleonların manyetik moment değerleri	
	Nötron	Proton
Manyetik Moment(J/Tesla)	$-9,66 \times 10^{-27}$	$1,41 \times 10^{-26}$

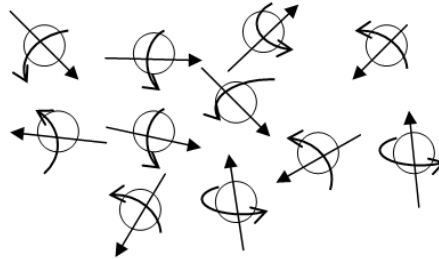
Burada ilginç bir nokta, elektriksel net yükü olmayan nötronun da, spin hareketinden ötürü manyetik moment oluşturmasıdır. Bunun nedeni nötronun iç yükünün, (yüzeye doğru negatif merkeze doğru pozitif) düzensiz dağılması ve toplam net yükünün sıfır olmasıdır. Bir atomdaki nükleonların spin eksenleri birbirlerinin etkisini ortadan kaldıracak şekilde hareket ederler. Ancak tek sayıda nükleonu olan atomların toplam spinleri yine de bir manyetik dipol meydana getirmektedir. Bu olaya jiro manyetik etki adı verilir. Bu nedenle tek sayıda nükleonu olan atomlar küçük bir mıknatıs gibi düşünülebilir [4].



Şekil 3.51. Protonun ve çubuk mıknatısın oluşturduğu manyetik dipol moment

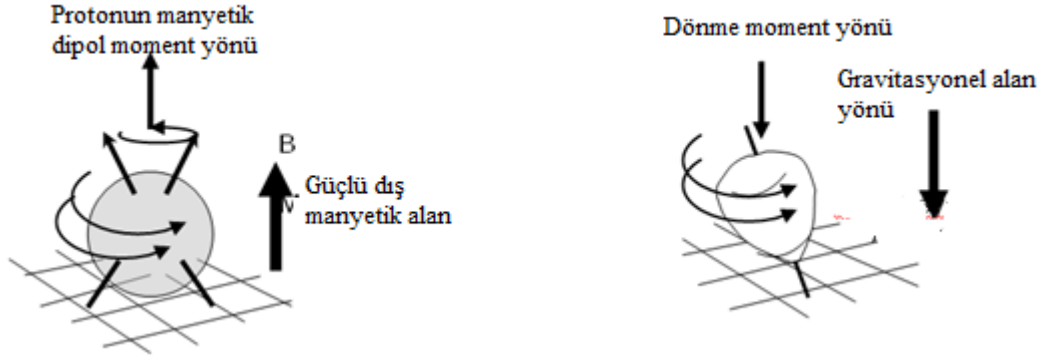
3.3.6.7.2. Sabit Manyetik Alanda Nükleonlar:

Canlı organizmanın % 80'i sudan oluşmaktadır. Suyu iki adet hidrojen ve bir adet oksijen elementi oluşturur. Bunun yanı sıra Na^{23} , P^{31} , C^{13} , O^{17} , F^{19} ve benzeri tek sayıda nükleonu olan atomlar organizmada belirli oranlarda bulunmaktadır. Bu jromanyetik etkilerinden nedeniyle canlı organizması iyi bir manyetik moment kaynağıdır. Küçük birer mıknatıs olarak algılanabilecek su molekülü içerisindeki hidrojen çekirdeklerinin (protonlar) spin eksenleri çeşitli doğrultulara yönelmiştir (Şekil 3.51). Bunların oluşturduğu manyetik momentlerin bileşkesi yaklaşık sıfır olarak kabul edilir.



Şekil 3.52. Hidrojen atomundaki protonların değişik yönlerde dağılmış manyetik alan dipol momentleri (vektörsel toplam=0)

Dışarıdan çok kuvvetli (2-5 Tesla) düzgün manyetik alan uygulandığında tek sayıda nükleonu olan atomların (özellikle hidrojen) spin eksenleri aynı doğrultuya yönelirler. Zorlanan bu nükleonlar, manyetik alan doğrultusunda presesyon hareketi yaparak (Larmour frekansı ile titreşerek) dizilirler. Bu durum, yerin gravitasyonel alanında dönmekte olan bir topacın yalpalaması ile aynı türde bir dalgalanma gösterir (Şekil 3.53) [10].

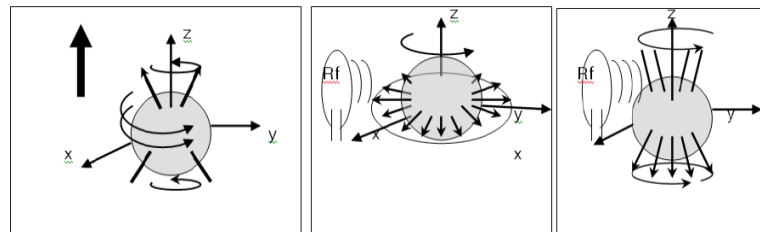


Sekil 3.53. Güçlü dış manyetik alanda kendi eksenini etrafında yalpalayarak dönmekte olan protonun oluşturduğu manyetik dipol momentini ve gravitasyonel alanda yalpalayarak dönen topacın oluşturduğu dönme momentini.

Bir mıknatıs çubuğu sürtünmesiz ortamda, ortasından asıldığında, dışarıdan üzerine sabit bir manyetik alan uygulandığında mıknatıs çubuğu manyetik alan doğrultusuna yönelmeye çalışır. Hızlanan pusula manyetik alan doğrultusunu geçip diğer tarafa aynı açı kadar sapacak ve tekrar manyetik alan doğrultusuna dönmeye zorlanacaktır. Bu olay sarkacın titreşimi gibi tekrarlanacaktır.

3.3.6.7.3. Manyetik Rezonansın Tanımı

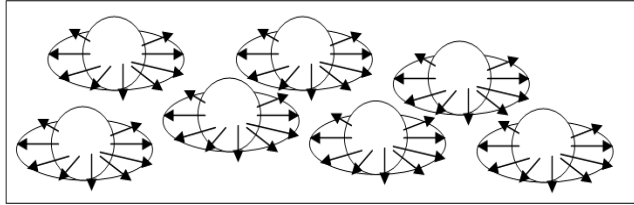
Rezonans eş uyumlu titreşim anlamına gelir. Aynı frekansta salınım hareketi yapan iki sistem birbirini etkiler. Bir radyo frekans dalgasını (R_f) yeterli bir süre güçlü dış manyetik alanda Larmour Frekansını ile presesyon hareketi yapmakta olan protonlara ek itme kuvveti sağlamak için gönderilirse, aynı frekansta olan çekirdekler bu enerjiyi alırlar. Böylece titreşimlerinin genlikleri artar, dönme eksenleri 90 hatta 180 dereceye kadar saptırılabilirler (Şekil 3.54).



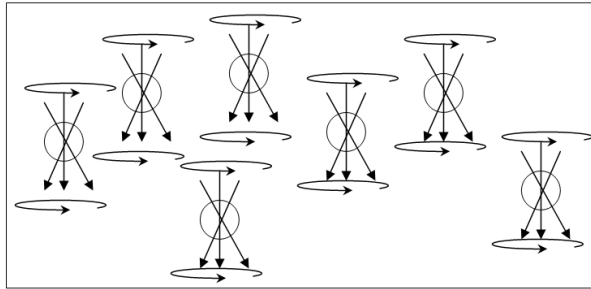
Şekil 3.54. Titreşimlerin genliğinin arttığı durumda, dönme eksenini 90 ile 180 dereceye kadar saptırılır.

Tek sayıda nükleonu olan atomların çekirdek manyetik dipol momentleri, güçlü manyetik alanda, z-ekseninde salınım yaparak +z yönünde manyetik etki ortaya çıkartırlar. Bu atomlar, titreşim frekanslarına eşit frekansta radyo vericisi (R_f) ile uyarıldıkları zaman, aldıkları enerji nedeniyle rezonansa uğrarlar. Zorlanan bu çekirdeklerin manyetik dipol momentleri x-y düzlemine yatarlar (Şekil 3.54). Tüm çekirdeklerin manyetik dipol momentleri z-yönünde manyetik ölçüm göstermezken, x-y ekseninde manyetik alan ölçebilen bobinlerle, ölçülebilir bir manyetik moment gösterir.

Eğer R_f sinyalleri yeteri kadar uzun ve şiddetli uygulanırsa çekirdeklerin manyetik dipol momentleri ters yöne dönerek 180° (invers) sapabilir (Şekil 3.56) [10].

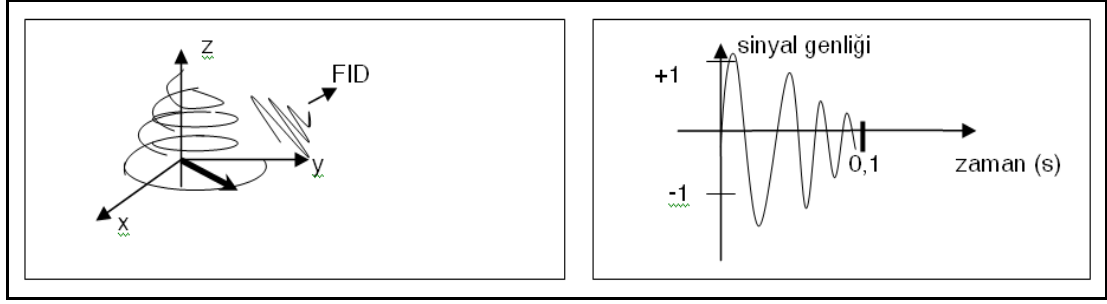


Şekil 3.55. R_f dalgası etkisi ile +z ekseninden sapmış atom çekirdekleri



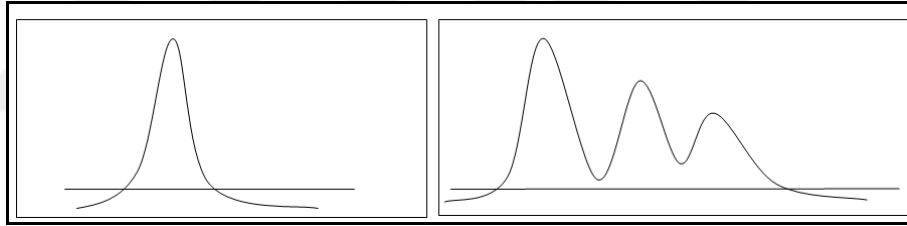
Şekil 3.56. R_f dalgası etkisi ile +z ekseninden 180° sapmış ve -z ekseninde salınan atom çekirdekleri

Yatay (transvers) pozisyona (90°) veya ters (invers) pozisyona (180°) geçmiş olan çekirdekler R_f dalgası kesildikten sonra sürtünmeler nedeniyle enerji kayıplarına uğrarlar. Bu nedenle yeniden eski önceki pozisyonlarına (dış manyetik alan doğrultusu) dönmeye başlarlar (Durulma olayı-Relaksasyon fenomeni). İşte bu sırada her biri çevreye bir elektromanyetik dalga yayarlar (Free Induction Decay-FID) (Şekil 3.57).



Şekil 3.57. 90° saptırılmış protonun Manyetik dipol momentini, Rf dalgası kesildikten sonra sürtünmeler ile eski denge durumuna dönüyor dalga (FID) ve FID dalgası yayıyor.

Bu dalgalar vücudun çevresine konmuş bulunan alıcı bobinlerle detekte edilebilirler. Her çekirdeğin manyetik moment vektörünün değişimi çevreye konmuş olan bobinlerde Lenz kuralına göre küçük bir elektrik akımı oluşturur. Bunlar daha sonra bilgisayarlarda değerlendirilerek, tek sayıda protonlu atomların (çoğunlukla hidrojen atomları) konumları görüntüye çevrilir (Grafik 3.1) (Grafik3.2) [10].



a) Grafik 3.1 Tek protonun manyetik rezonans sinyali

b) Grafik 3.2 Etil alkol hidrojenlerinin manyetik rezonans sinyali

3.3.6.8. Tek Foton Işımasının Bilgisayarlı Tomografisi

(Single Photon Emission Computerized Tomography - SPECT)

Tüm radyoaktif maddeler doğal yada yapay olmasına bakılmaksızın alfa, beta, gama ışınları gibi iyonizan ışın yapabilirler. Bu ışınların canlı organizmalar üzerine zararlı etkilerinin aşikârdır. Ancak tüm bu radyoaktif elementler kontrollü olarak teşhis ve tedavide yoğun olarak kullanılmaktadır. Diğer taraftan tedavi amacıyla, istenmeyen doku ya da hücrelerin yok edilmesi amacıyla bazı radyoaktif elementlerde kullanılabilir. Teşhiste ise nispeten daha zayıf enerjiye sahip radyoaktif

elementlerin yaydığı ışımaların ölçülmesi yeğlenir. Vücut içinden dışarı aktarılan her türlü ışımaya, içyapılara ait bilgiler verdiğinden, vücuda verilen radyoaktif maddelerin içeriden yaydığı ışımaların dışarıdan algılanması bu görüntülemenin prensibini oluşturmaktadır.

Sintigrafik ölçümlerinde de, uygun bir radyoaktif nüklid yine uygun bir farmasötik molekül ile işaretlenerek bağlanır. Bu şekilde hazırlanmış olan radyofarmasötik damar yolundan vücuda enjekte edilir. Yeterli bir süre beklendikten sonra, radyoaktif elementin işaretlenmiş olduğu molekül vücutta kendisine özgü kritik organda toplanarak, bu organdan ışımaya yapar. Örneğin; tiroidi görüntüleyebilmek için tiroitte metabolize olan iyot radyonükliti kullanılır. Damar yolundan verilen radyoaktif I-131 tiroitte yoğun şekilde toplanır ve buradan ışımaya yapar. Bu organa yaslanan sintigrafi adındaki cihaz, tiroitteki ışımaları sayarak haritalandırılır. Işımanın az ya da yoğun olduğu bölgeler saptanarak sağlıklı veya patolojik yapıların yerleri tespit edilir. Buna sintigrafi yöntemi denir.

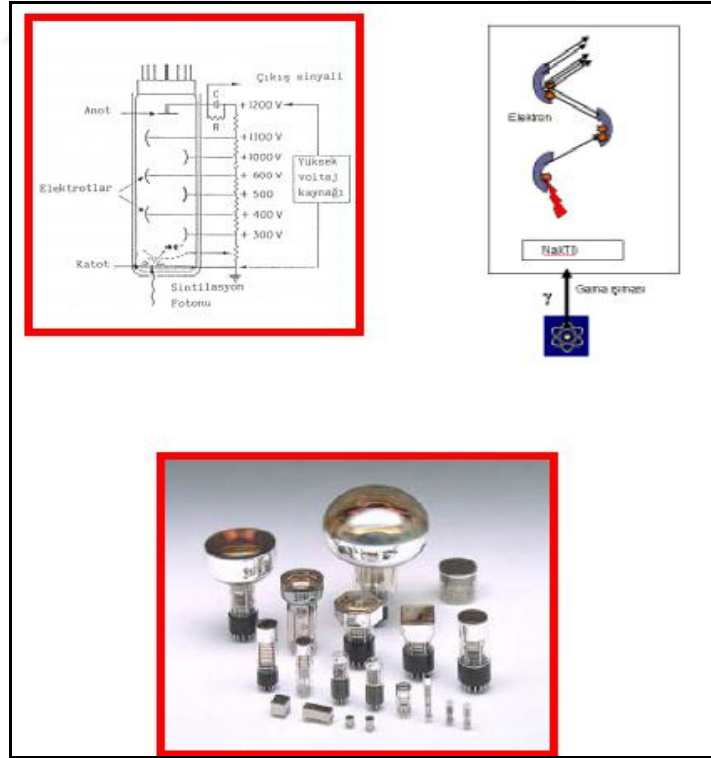
Bu sistemin bir derece geliştirilmiş hali, SPECT adı verilen görüntüleme metodudur. Bilgisayarlı tomografideki gibi, çok sayıda detektör vücut etrafında belirlenmiş hızlarda döndürülerek vücuttan gelen radyoaktif ışımalar taranır. Bu ışımalar bilgisayarda ortamında birleştirilerek organların farklı kesitlerinin görüntüsü ekrana yansıtılır. Ölçümlerde tek enerjili bir radyonüklid kullanıldığı için adına (Single Photon Emission Computerized Tomography - SPECT) denilmektedir [4].

3.3.6.8.1. Sinyallerin Yakalanması ve Değerlendirilmesi

SPECT görüntülemesinde algılanan sinyallerin toplanması amacıyla foton çoğaltıcı tüpler (PhotonMultiplier Tubes-PMT) kullanılmaktadır. Radyoaktif elementten yayılan yüksek enerjili fotonlar Tl ile zenginleştirilmiş NaI kristaline çarptırılarak görünür ışık frekansında bir foton elde edilir. Çıkan ışık fotonu bir metal yüzeye oluşturulan bir elektrik alanda hızlandırılarak çarptırılır. Buraya çarpan elektron foto elektrik etki ile metal yüzeyinden elektron kopmasına neden olur. Bu metal yüzeylere dinodlar denir. Dinodlar karşılıklı olarak çok sayıda yerleştirildiğinde elektronların gittikçe çoğalmasını sağlayacak tarzda bir enerji yığılmasına neden

olur. İlk başta gama ışını kristalden tek bir ışık fotonu salacak şekilde gama ışını absorbe eder. Bu bir elektrik sinyaline dönüştürülür. Elde edilen elektriksel sinyaller sayılarak radyoaktif kaynaktan ne kadar gama ışınının geldiği anlaşılmış olur.

Sintilasyon sayıcılarındaki mantıkla görüntülenecek organın vücut dışında, yüzeyine yakın olacak şekilde çok sayıda foto tüpten oluşan sayım ve görüntüleme cihazı (çoğu zaman 64 adet) yan yana dizilir (Sekil 3.58). Fototüplerin önüne ışınların saçılmasından kaynaklanan artefaktların önüne geçmek için kolimatör sistemi yerleştirilir. Sadece sayım cihazına dik yönde gelen gama ışınları foto tüplerde elektrik sinyallerine dönüştürülür. Bu sinyallerin tümü bilgisayara kaydedilir. Yeterli bir zaman aralığında sinyal kaydedildikten sonra foto tüpün mevcut olduğu blok vücut etrafında dar bir açı kadar çevrilir ve sinyaller tekrar kaydedilir. Bu çevirme işlemi, 45 derecelik açılarla tüm vücudu kapsayacak şekilde 360 derece tamamlanıncaya kadar devam ettirilir. Mevcut elde edilen bilgisayar datalarından organın farklı kesitlerdeki görüntüleri ekrana veya fotoğraf plağına kaydedilerek, tekrar kullanmak üzere dijital olarak saklanabilir.



Şekil 3.58. Foto tüplerin şematik yapıları ve değişik foto tüplerin resimleri.



Şekil 3.59. 64 adet foto tüpün dizildiği sinyal algılayıcı sistem

SPECT farklı organlar için farklı radyo nüklitler kullanılarak yapılabilir. Anatomik görüntü dışında biyokimyasal izleyicilik, fizyolojik ve patolojik yapıların ayırt edilmesi açısından tercih edilmektedir.

Bu sistemin işleyişindeki en önemli olumsuzluk radyoaktif maddelerin kullanılmasıdır. Radyoaktif maddelerin olumsuz ışınlama özellikleri nedeniyle iyonizan etkisi nedeniyle hastalar ve sistemi kullanan kişilerde dikkatli kullanılması gereklidir. Bu yöntem gerek radyoaktif maddelerin elde edilmesi, gerekse radyofarmasötiklerin hazırlanması zahmetli ve pahalı olduğu için oldukça emek ve zaman isteyen bir metottür. Ortaya çıkan atık maddelerin radyoaktif olması sorunu daha da farklı boyuta taşır. Yöntemin uygulanması uzmanlık ister ve pahalıdır.

3.3.6.9. Emisyon Tomografisi (Pet)

3.3.6.9.1. Genel Yapısı

PET prensiplerinin temeli Phelps, Hoffman ve arkadaşları tarafından 1974'lerde başlatılmıştır. İnsan vücudu görüntülenmesi amacıyla 48 NaI(Tl) detektörden oluşmuş altıgen (hekzagonal) PET III'u ilk düşünülen ve geliştirilen modeldir. Bu görüntüleme sisteminde pozitron ışınması yapan ve kısa yarı ömürlü olan radyoaktif elementler kullanılır. Bunlarda da tek foton yayan radyoaktif maddeler kullanılır. Hangi organın görüntüsü isteniyorsa ona bağlı olan bir radyofarmasötik madde ile işaretlenir. Damar yolundan enjeksiyonla verilerek uygulanır. Radyoaktif maddelerden elde edilen ışınlar yarıiletken detektörlerle belirlenerek bilgisayarlarda değerlendirilir ve görüntüye çevrilir. Başlarda sadece iki tane Anger

tipi kamera kullanılarak uygulanan bu yöntem, son yıllarda tam daire şeklinde dizili detektörlerle çalışacak tarzda işlemlerini yapmaktadır. Son yıllarda ise bilgisayarlı tomografi (BT) ile eş zamanlı olarak çalıştırılarak özellikle metastazların incelenmesinde oldukça iyi bir yöntem haline gelmiştir [4].

Çekirdeklerinde proton (${}_1p^{-1}$) fazlası veya nötron (${}_1n^0$) eksikliği olan elementler radyoaktiftir. Bu radyoaktif maddelerin üzerindeki enerji fazlalığını gidermek için, radyoaktif elementin bir protonu nötrona dönüşür. Bu durumda, çekirdekte kütle dengesi korunur. Bir (+) elektrik yükü fazlalığı ortaya çıkar. Bunu önüne geçmek için element çekirdekten bir pozitron (β^{+1}) salarak elektriksel dengeyi de sağlar. İlave olarak enerji dengesi amacıyla bir adet nötrino (ν) dışarı salınır.



Çekirdekteki nötron protona dönüşür dönüşmez nötrino ortamdan uzaklaşır. β^{+1} pozitron madde değildir. Antimadde parçacığdır. Bu sebeple çevresinde hazır bulunan madde parçacığı olan bir elektronla birleşerek enerjiye dönüşür. Bu olaya annihilasyon yani yok olma denir [12].



Açığa çıkan enerji kütle enerji eşdeğerliğine göre 511 keV enerjili bir çift gama (γ) ışınması şeklinde olur. Gama ışınması yüksek frekansa ve enerjiye sahip fotondur. Bu gama ışınları tam zıt yönlü hareket ederler. Bu sırada kütle, momentum, elektrik yükü ve enerji korunumu açısından tam denge oluşur. Elektron ve pozitron çifti başlangıçta sıfır momentuma sahip olduğu için iki gama ısını 180 derece açı ile ters yönlerde doğru hareket ederler. Bu iki foton zıt yönlerde konan detektörlerle neredeyse aynı anda ve nano saniyeler mertebesinde yakalandığı için radyoaktif elementin bulunduğu yerle ilgili bilgi elde edilmiş olur. Bu şekilde iki fotonun hareket doğrultusuna LOR adı verilir. LOR'un anlamı “yanıtın doğrultusu” (Line Of Responce-LOR) demektir.

3.3.6.9.2. Uygulama Alanları

PET de organik yapıda bulunan oksijen (^{15}O), azot (^{13}N), flor (^{18}F), karbon (^{11}C) gibi radyoaktif elementler kullanılır. Bu atomlar yapay olarak hızlandırıcılarda üretilir. Yarı ömürleri kısa olduğu için, az zarar verirler. En büyük dezavantajları üretimleri özel tesisler gerektirdiği için çok pahalıya mal olmalarıdır (Çizelge3.3).

Çizelge 3.3. PET'de kullanılan radyoaktif elementler ve yarılanma süreleri

Element	Oksijen 15	Azot 13	Flor 18	Karbon 11
Yarı Ömür	124 saniye	9,97 dakika	110 dakika	20,3 dakika

Tümörlü dokularda glikoz tüketimi, diğer normal dokulara göre daha fazla olmaktadır. Glikoza flor bağlanarak kanserli dokulardaki metastazların görüntülenmesi sağlanır. Enjeksiyon yoluyla damara verilen radyofarmasötik, tümör dokularda tüketilirken yapısında bulunan radyoaktif flor pozitron ışınması yapar. Elektronla birleşen pozitronun bir çift gama ışınmasına dönüşmesiyle PET deki detektörler çıkan çift gama ışınmalarını yakalayıp ışınımın doğrultularını (LOR) elde eder. Bu sayede organizmadaki tümör odaklarının yerleri dedekte edilmiş olur [12].

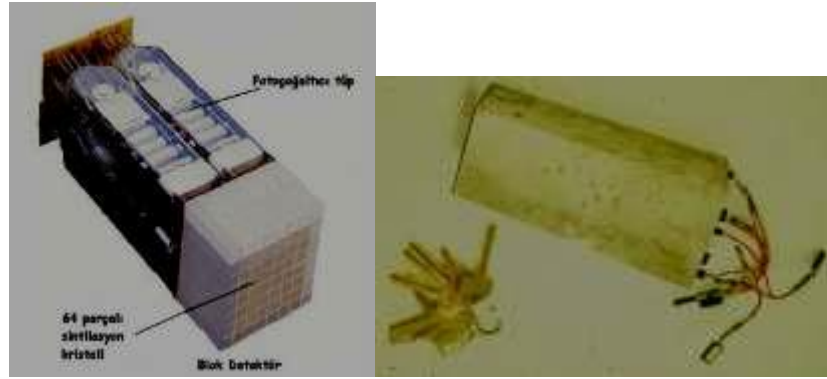
Çizelge 3.4. PET'de kullanılan radyofarmasötikler ve kullanma alanları

Radyoaktif Element	Radyofarmasötik	Kullanma Alanı
^{18}F	Fluora Deoxy Glucose(FDG)	%90 Glikoz metabolizması, tümör ve metataz belirlenmesi
^{15}O	O_2	SSS oksijen kullanımı ve metabolizma
^{15}O	CO	SSS kan hacmi, kalp kan hacmi
^{15}O	H_2O	SSS kan hacmi, kalp kan akımı
^{13}N	NH_3	Kalp kan akımı
^{11}C	n-butanol	SSS kan akımı
^{11}C	palmitate	Kalp metabolizması

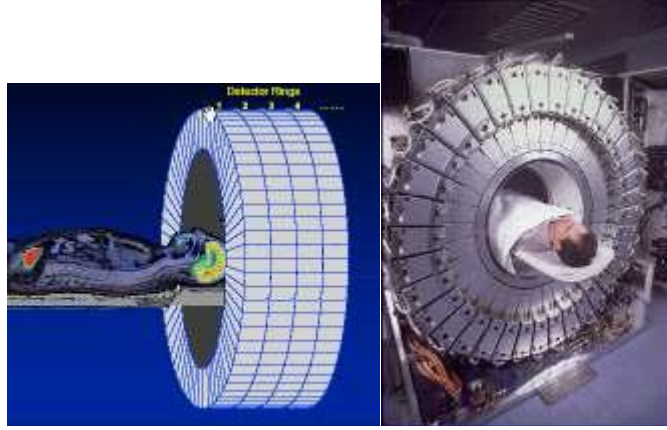
^{11}C	acetate	Kalp metabolizması
^{11}C	glucose	SSS glikoz metabolizması
^{11}C	N	Dopamin reseptör bağlanması
^{18}F	spiperone	Dopamin reseptör bağlanması

3.3.6.9.3. Tasarımı

PET 'in temel çalışma prensibi, çift ışımının doğrultusunun (LOR) belirlenmesi ve bilgisayarda değerlendirmesidir. Bu amaç için öncelikle ışımaların yakalanması gereklidir. Işımlar sintilasyon sayıcılarında olduğu gibi foto tüpler kullanılarak sayılır. Çünkü ışımalar yüksek frekanslı fotonlardır. Artık foto tüplerde NaI(Tl) yerine Si, Ge, CdTe, HgI, CdZnTe, GaAs, CdSe, InP, Bi₂Se₃, AlSb gibi yarı iletkenler kristaller kullanılmaktadır. Bunlar dört foto tüpe bir kristal denk gelecek şekilde tasarlanmaktadır. Ayrıca bu kristaller 8X8 ağ halinde dizilerek, 64 adet kristal şeklinde dizilir (Şekil 3.58). Kristaller ve foto tüplerden meydana gelen çok sayıda radyasyon sayıcısı halka şeklinde dizilir (Şekil 3.60). Bunlardan elde edilecek sinyaller bilgisayar sisteminde işlenerek 3 boyutlu görüntüye çevrilir (Şekil 3.61).



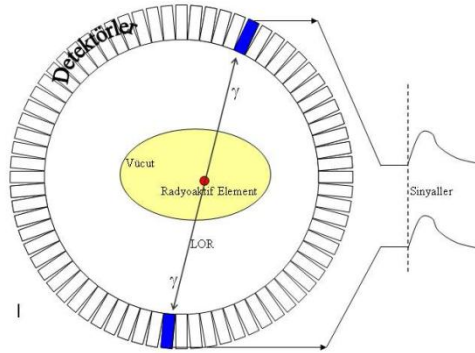
Şekil 3. 60. PET'de kullanılan foto tüp ve yarıiletken kristal



Şekil 3.61. PET sistemi

3.3.6.9.4. Sinyallerin Yakalanması ve Değerlendirilmesi

Radyofarmasötik hastanın damar yolundan enjeksiyonla verilir. Bu sürede hangi dokuya radyoaktif madde gönderildiyse bu dokudan çıkan pozitronlar, elektron ile birleşerek bir çift foton ışınması yapar. Bu fotonlar halka şeklinde dizilmiş detektörler ile yakalanarak, ışının hangi yön ve doğrultudan (LOR) geldiğini belirler [12].



Şekil 3. 62. LOR'un görüntülenmesi

Sinyallerin değerlendirilmesi ve görüntüye çevrilmesinde bazı engeller oluşabilir.

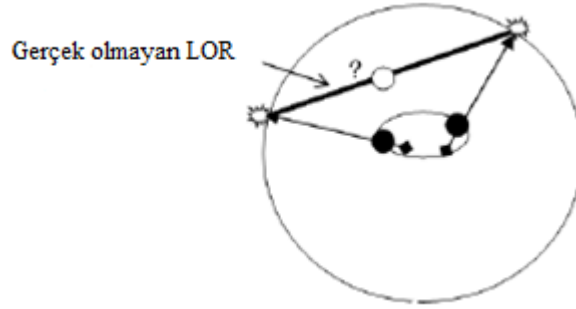
1. Bunlardan biri bu çift sinyalin aynı zaman diliminde (8-12 ns) dedektör tarafından yakalanmamasıdır. Eğer sinyal tekse veya aynı zaman diliminin dışından gelen sinyaller mevcutsa bunlar değerlendirilmeye alınmaz.

2. Sadece gelen fotonların değerlendirilmesi için 511 keV enerjinin çevresinde 380-640 keV' luk dilimde bir pencerede değerlendirilir. Bu sırada Compton saçılmalarından oluşan enerji seviyeleri elimine edilmiş olur.

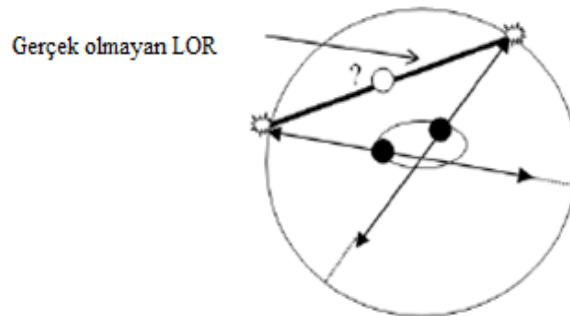
3. İstenmeyen, görüntü kalitesini bozan olayların önüne geçmek için, aynı zaman diliminde farklı radyonüklit sinyalinin detektörce algılanmaması gerekir. Bunlar oluşursa LOR değeri saflığını kaybeder. Yanlış değerlendirilmelere neden olabilir.

3.3.6.9.5. İstenmeyen ve görüntü kalitesini bozan olaylar

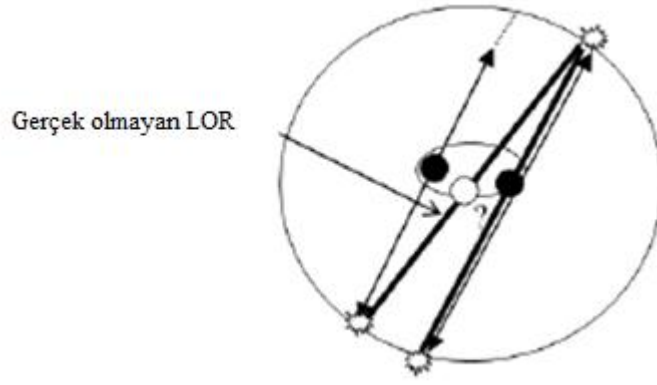
- Tekli Çakışma (Single Coincidence) (Sekil 3.64).
- Rastlantısal Çakışma (Random Coincidence) (Sekil 3.65).
- Çoklu Çakışma (Multiple Coincidence) (Sekil 3.66).
- Saçılmış Çakışma (Scatter Coincidence) şeklinde ortaya çıkar (Sekil3.67).



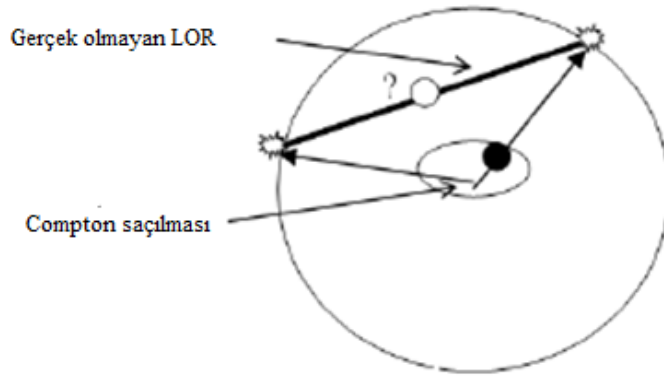
Şekil 3.63. Tekli çakışma



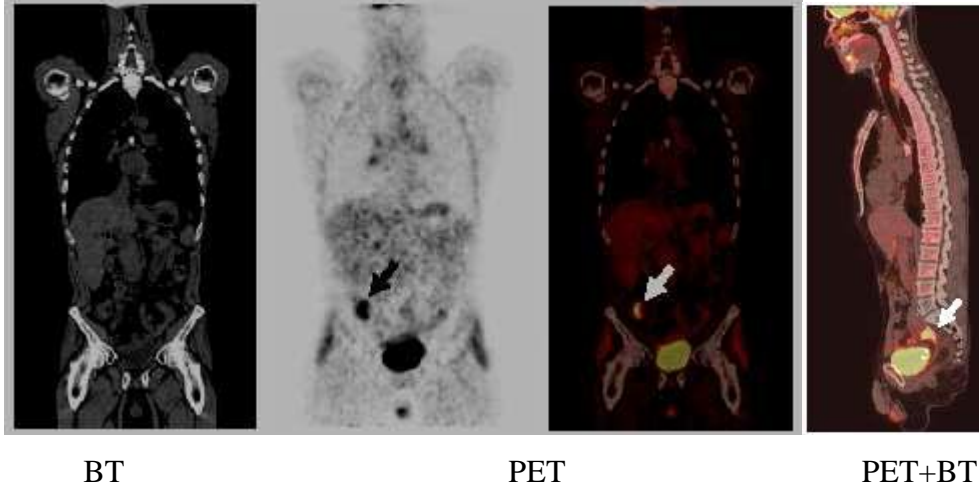
Şekil 3.64. Rastlantısal çakışma



Şekil 3.65. Çoklu çakışma



Şekil 3.66. Saçılmadan kaynaklanan çakışma



BT

PET

PET+BT

Şekil 3.67. PET ve BT (CT) ile görüntülenen bir kolon tümör odağının ve anatomik yerinin belirlenmesi

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Görüntüleme yöntemlerine genel olarak bakıldığında altında yoğun bir fizik ve matematik yattığı görülmektedir. Görüntüleme yöntemlerinin genel olarak hangi amaca hizmet edeceği, riskleri ve üstün yönleri yapılan incelemenin niteliğine bağlı olarak değişmektedir. Gelişen teknoloji bu işlemlerin hem hastaya en az zararı veren hem ucuz, hem de kısa sürede yapılması noktasında en uygun yöntemi geliştirmeyi hedeflemektedir.

Görüntüleme yöntemleri incelendiğinde genellikle elektromanyetik dalgaların belirli geniş bir spektrumunu kapsadığı görülmektedir. Elektromanyetik dalgaların görünen ışık frekansındaki karakteri dalga tanımlamasına uyar. X ışını frekansındaki karakteri ise foton özelliğine sahip olduğu için parçacık karakterini yansıtır. Işığın dalga modeli onun tüm niteliğini kapsamaz. Işığın yayılımı ve soğurulması ile ilgili birçok etki onun parçacık özelliğini ortaya çıkarmaktadır. Buna göre ışık dalgasının taşıdığı enerji foton veya quanta denilen bölünemeyen paketler içindedir. Çelişkiliymiş gibi görünen bu dalga ve parçacık özellikleri, 1930’lu yıllardan sonra kuantum elektrodinamiği denilen ve dalga ve parçacık özelliklerini birlikte içeren kapsamlı bir kuramın geliştirilmesi ile birlikte tutarlı bir hale getirilmiş oldu. Işığın yayılması en iyi dalga modeliyle, yayımı ve soğurulması ise parçacık modeliyle anlaşılır [3].

Bütün elektromanyetik dalgaların temel kaynağını ivmeli hareket yapan elektrik yükleri oluşturur. Bütün cisimler moleküllerinin ısı hareketi nedeniyle, ışıma denilen ve farklı dalga boylarının karışımından oluşan elektromanyetik dalgalar yayarlar. Yeterli sıcaklığa ulaşan tüm cisimler kendilerini belli edecek kadar görünür ışık yayarlar; çok sıcak bir cisim “sıcak-kırmızı” veya sıcak-beyaz” olarak görünür. Demek ki her sıcak cisim bir ışık kaynağıdır. Mum alevi, kömür ateşi, elektrikli soba telleri ve sıcaklıkları yaklaşık 3000°C’ye ulaşan ampul filamanları en çok bilinen örneklerdir [3].

Görünür ışık frekansındaki elektromanyetik dalga ışığın, kırılma, yansıma, tam yansıma, girişim ve kutuplama olaylarını yansıtır. X ışını frekansındaki karakteri ise ışık hızı ile çok yüksek enerjilerde foton yayınlayarak enerji taşır.

Bu çalışmada görünür ışık ile elde edilen endoskopi yöntemi ve X ışını kullanılarak yapılan bilgisayarlı tomografi yöntemi incelenmiştir.

Endoskopi teşhis ve operasyon aşamasından en çok başvurulan ve hastayı en az riske atan bir görüntüleme yöntemi olarak kabul edilebilir. Ancak bu yöntemine bazı üstün ve zayıf yönleri mevcuttur.

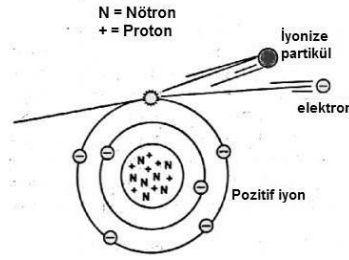
Üstün yönlerini şöyle sıralayabiliriz. Doğrudan görünür ışık ile doğal ve renkli görüntü sağlar. Bu yöntemde hastaya zararlı ışınlar kullanılmaz. Uygulanması diğer yöntemlere göre daha kolaydır. Gerektiğinde hasta dokudan biyopsi alınabilir. Gereğinde yapıldığı anda cerrahi işleme olanak sağlar (laparoskopi, kolonoskopi, amniyoskopi vs).

Olumsuz yönleri ele alındığında; Vücudun her yerine, özellikle boşluğu olmayan yerlere giremez (Beyin veya karaciğerin içi gibi). Bir çok bölgeye giriş için lokal anestetik madde gereklidir. Dar bir bölgede dolaşım zorlanır ve etkilenir. Geniş alanlarda cerrahi girişim için yetersiz kalır.

Tomografi bir görüntüleme yöntemi değil, görüntüleme yöntemlerinde kullanılabilen bir tekniktir. Bu teknikte görüntülenecek dokuların belli bir kesitin önüne çıkması, dikkat çekmesi istenmektedir. Bir görüntüleme tekniğinde ulaşılabilen en üst seviyede kaliteden daha fazlası teknik olarak mümkün olmadığında, özellikle görüntülenecek belirli bir kesitin önüne çıkması arzu edilmektedir. Bunun için bir kesitin netleştirilmesi yerine bu kesitin alt ve üstündeki kesitlerin netliğinin bozulması, flulaştırılması esasına dayanır.

Bilgisayarlı tomografi yönteminde kullanılan X ışınları, frekansları ile orantılı bir enerji açığa çıkarırlar. İnsan vücudu % 80 oranında su moleküllerinden oluşmuştur. Bu nedenle X ışınlarının ortaya çıkardığı enerji vücutta ionizasyona neden olur. İnsan dokusu tarafından absorplanan radyasyon dokudaki elektronları uzaklaştırmak için yeterli enerjiye sahipse ionizasyon meydana gelir. Radyasyon atomun dış yörüngesinden elektronu fırlattığı zaman atom + yüklü iyon haline gelir (Şekil 4.1). Fırlayan elektron ise madde içinde ilerlerken başka elektronlarla çarpışarak enerjisini

kaybeder veya birçok elektron ortaya çıkar. Zincirleme etki sonucu çok sayıda atom iyon haline dönüşür. Bu yüzden indirekt etkiler daha önemlidir.



Şekil 4.1. Radyasyonun İyonize Edici Etkisi

4.1. Radyasyonun Direkt Ve İndirekt Etkileri

4.1.1. Direkt Etki

Her hangi bir radyasyon (Alfa partikülü, beta partikülü, gama ışını veya X ışını) bir atom ya da moleküle çarpar ve onu iyonize ederse direkt etkileşme olur. Radyo sensitiviteyi etkileyen fiziksel faktörler;

1)LET (Lineer Enerji Transferi): Radyasyonun yolu boyunca birim mesafede maddeye transfer ettiği enerji miktarıdır. Birimi (keV/μm) dir. Buna bağlı başka bir tanımlama iyonizasyon yoğunluğu olarak verilebilir.

İyonizasyon yoğunluğu: Herhangi bir iyonlaştırıcı radyasyonun maddesel bir ortam içinde, örneğin 1 cm yol boyunca oluşturduğu iyon çiftlerinin sayısıdır.

$$LET = \frac{dE}{dl} \quad (4.1)$$

Eşitlik (4.1)'de dE, ortama verilen ortalama enerji, dl, birim mesafe, birimi keV/μm'dir.

Diğer taraftan LET şu şekilde de tanımlanabilir. LET = iyonizasyon yoğunluğu ;

$$\frac{Z^2}{V^2}$$

(4.2)

şeklinde de ifade edilebilir. Z: Atom numarası, V: Hız olmak üzere, gelen yüklü parçacığın atom numarası ile doğru, hızı ile ters orantılıdır. İyonizasyon yoğunluğu ve LET doğru orantılıdır. Hız azaldıkça LET artar. Doku içinde gittikçe duracağından yolun sonunda LET artar. Dolayısıyla dokuya enerjiyi yoğun bir şekilde transfer ederek hasara neden olur. LET bu iyonizasyonun ortalama değerini yansıtır. Nötronlar ve diğer ağır yüklü ışınlarla yapılan ışınlamalarda hücre ölümlerinin büyük kısmı alfa tipi ölümdür. Bu durumda tamiri mümkün olmayan kırıklar oluşur. Atomik çekirdek ile direkt etkileşim göstererek yoğun iyonizasyon oluştururlar.

Çizelge 4.1. Farklı yüklü parçacıkların LET değerleri

Radyasyon	Lineer Enerji Transferi, KeV/µm
Kobalt 60 (gama)	0,2
250kV(X ışını)	2
10 MeV proton	4,7
150MeV proton	5
14 MeV nötron	12
2.5 MeV(Alfa)	166
2GeV (Fe iyonları)	1000

Hafif yüklü parçacıklar, elektron, proton ve fotonlar (gama ve X ışını) yoğun olmayan iyonizasyon yapar. Hızlı nötron ağır iyonlar yoğun iyonizasyon yapar. LET arttıkça hücre siklus bağımlılığı ve hücre tamirati azalır.

2) RBE (Rölatif Biyolojik Etkinlik) : Farklı tipteki iyonlaştırıcı radyasyonların eşit dozları aynı biyolojik etkileri oluşturmazlar.

$$RBE = \frac{\text{Standart bir radyasyon dozu}}{\text{test radyasyonunun dozu}} \quad (4.3)$$

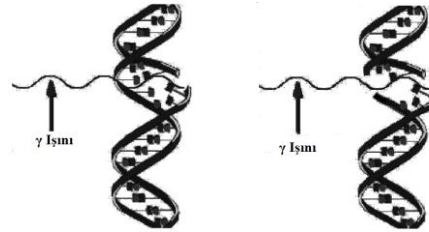
Eşitlik 4.2’de ifade edilen “standart radyasyon dozu” terimi aynı biyolojik etkiyi oluşturan radyasyon anlamındadır. Örneğin; Orta voltaj değerindeki X ışınları (≈ 250kVp) ya da ⁶⁰Co’a ait gama ışını (1332 KeV’de ve %99,98 ihtimalle) oluşur.

RBE’ yi etkileyen faktörler, radyasyonun kalitesi (LET) , biyolojik sistem hücre tipi, radyasyon dozu fraksiyon dozu, doz hızı, çevresel faktörler olarak sayılabilir.

LET arttıkça Gray başına ölen hücre sayısı artar. RBE artar. Hem yüksek hem de düşük LET radyasyonun çarpma noktasında bir molekülü iyonlaştırır. Kimyasal olarak reaktif iki komşu parça oluşur. Eğer ayrılan iki parça derhal aynı orijinal molekülü oluşturmak üzere birleşirse hasar oluşmaz. Fakat DNA gibi büyük bir makro molekülde direkt etki ile bağ kırıkları oluşabilir [2].



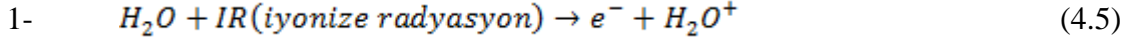
Radyasyonun etkisiyle purin halkaları (Nükleotitler ve nükleik asitlerde bulunan azotlu bir heterosiklik baz) açılabilir. DNA’nın çift yada çift sarmalı kırılabilir.



Şekil 4.2. DNA da tek zincir ve çift zincir kırığı.

4.1.2. İndirekt Etki

Atoma enerji transferi sonucu serbest radikaller oluşturarak molekülün parçalanmasına neden olur. Serbest radikal yörüngesinde paylaşılmamış elektronu bulunan elektriksel olarak nötr atomdur. Son derece reaktiftir. Örneğin su molekülü ile radyasyon etkileştiği zaman serbest radikal ve aktif oksijen türleri ortaya çıkarır. Suyun radyasyon ile parçalanma ürünleri (Radyoliz);



İlk reaksiyonda radyasyon serbest hücre suyu ile etkileşir. Bir serbest elektron (e^-) ve bir iyonizan su molekülü (H_2O^+) verir. Bu serbest elektron yüksek derecede reaktiftir ve diğer iyonize olmamış su molekülü ile etkileşerek negatif yüklü ve yüksek derecede stabil olmayan H_2O molekülü oluşturur. Bu molekülde derhal OH^- iyonu ve H^+ serbest radikali şekline ayrışır.

H^+ radikali reaktiftir, OH^- daha stabildir ve hücre sıvılarına kolaylıkla difüze olabilir. Yolu üzerindeki karşılaştığı makro moleküllerle etkileşir. (Örn: DNA molekülü). Kalan H_2O^+ molekülü ayrıca bir serbest H^+ ve OH^* radikaline dönüşür. Bu reaksiyonlar sonucu 4 ürün ortaya çıkar (H^* , OH^* , H^+ ve OH^-). Radyoliz ürünlerinin %55'i ya H^* ya da OH^- dir. Biyolojik olarak önemlidirler. Bununla beraber takriben 10^{-11} saniye yaşam süresine sahiptirler. Bu süre DNA ve diğer makromoleküllere hasar vermek için yeterli derecede uzun bir süredir. İyonizan partiküller DNA ile reaksiyona girerler. Çapraz bağlanmalar, kimyasal bağların kırılması ve strüktürel parçalanmaya neden olurlar. Oksijen varlığında radyasyon hücre içinde çok yıkıcı olan reaksiyonlar oluşturur. 3 kimyasal madde meydana gelir. Hidrojen peroksit (H_2O_2), hidroperoksi radikalleri (HO_2^*) ve hidroperoksi iyonları (HO_2^-).

Ortamda çözülmüş oksijen varlığı reaksiyonu yaşam süresi ve stabilitesi daha fazla olan serbest radikaller oluşturacak şekilde etkiler. Oksijen bu nedenle radyo sensitiv bir ajan olarak düşünülür[2].

Direkt ve indirekt radyasyon, DNA molekülünde bazlarda ve şekerlerde parçalanmaya, hidrojen ve şeker –fosfat bağlarının parçalanmasına, çapraz bağlara ve tüm DNA makro molekülünün yapısal bütünlüğünün yok olmasına yol açar. Hasarın şiddeti doza bağlıdır. DNA baz hasarı, DNA hasarının en önemli tipidir. Baz hasarında timidin en radyo sensitiv baz olarak ortaya çıkar. Sitozin, adenin ve guanin onu takip

eder. Düşük LET radyasyonunun 100 Rad (1Gy) lık dozu her hücrede 60-70 çift zincir ve 1000 tek zincir kırıkları üretebilir. Basit tek ya da çift zincir kırıkları hücre ölümünden sorumludur. DNA zincir hasarı ciddi hücresele bir olaydır. Fakat hücre kromozomal tamir mekanizmaları ile donatılmıştır. Kromozomal tamir mekanizmaları, genomda radyasyonun DNA üzerindeki kötü etkileri minimuma indirmek için etkilidirler. Fakat diğer biyolojik fonksiyonlar gibi bu görevi yapmada %100 etkili olamazlar. DNA tamir edici enzimler (DNA ligaz), çift zincir kırıklarına nazaran tek zincir kırıklarını tamir edebilirler. Tek zincirli kırıklarda, bir zincir hala sağlam olduğu için genellikle stabildir ve fonksiyonlarını yapmak için tamir edici enzimlere olanak tanır.

Çeşitli bazların devam ettiği kayıp zincirin bitişiğindeki zincir üzerinde bir kalıp (şablon) vardır. Bu yedek bilgi sayesinde yeniden sentez yapılabilir. Fakat DNA'nın her 2 zinciri karşılıklı noktalardan hasar görmüşse hücre bunu düzeltemez. Bu durumda hücre olur veya bir kanser hücresine dönüşür. Çift zincirdeki hasardan dolayı hücre ölmezse sonraki nesillere yeni bir karakter gibi iletilerek mutasyonlar meydana gelebilir. Kromozomal kırıklar ve kromatid kırıkları, kromozomal anomalilerin en yaygın 2 tipidir. Kromozomal kırıklar interfaz hücre siklusunda ilk fazda (G ya da erken S fazı) ışınlanan bir hücre sonucu ortaya çıkar. Kromatid kırıkları interfazın son safhasında alınan radyasyon sonucu görülür (geç S ya da G2 fazı). Kromozomal tamir mekanizmaları, hücreler mitoz ya da mayoz girmeden önce kromozomal hasarı tamir edemezlerse replikasyon başarısız olacaktır. Sonuçta hücre ölümü ya da genetik olarak eksik nesillerle sonuçlanır. Daha sık mitoz siklusuna giren hücrelerin tamir için daha az zamanları vardır ve sonuçta radyasyona duyarlılık artar ve genetik mutasyonlar ve anormal hücre fonksiyonları tetiklenir. Daha az sıklıkta mitotik aktivite gösteren hücreler (sinir, lens, kas, iskelet) tersine olarak daha az radyo sensitivite gösterirler.

4.2. Radyasyonun Hücreler Üzerine Etkileri

1- Hücreler alınan dozla hasar görmeyebilirler. İyonizasyon bazı durumlarda hücrelerin yapısını değiştirebilecek aktivitede kimyasal madde oluşturmayabilir. Bu değişikliklerin hücrede doğal olarak gerçekleşen olaylarla bir farklılığı yoktur. Sonuçta negatif bir olay etkisi gözlenmez.

2- Hücreler hasar görebilirler. Fakat bu hasarı tamir ederek normale dönüştürebilirler. Bazı iyonizan olaylar hücrede normal olarak bulunmayan maddeleri oluşturabilirler. Bunlar hücre yapısının parçalanmasına yol açabilir. Binlerce kromozom kırıkları oluşabilir. Kromozom hasarları genellikle tamir edilebilir. Tamir için etkili mekanizmalar mevcuttur.

3- Hücreler hasar görürler. Bu hasar tamir edilebilir fakat hücreler anormal şekle dönüşürler. Eğer hasarlı bir hücre fonksiyonunu görmek için yeterli zamana sahip değilse ya fonksiyonunu yapamayacak ya da fonksiyonunu yanlış ve eksik bir şekilde gerçekleştirecektir. Sonuçta hücreler kendi kendilerine üremeyi gerçekleştiremezler ya da kontrolsüz bir hızla çoğalırlar. Böyle hücreler kanserlerin nedenini oluşturabilir.

4- Hücreler hasar sonucu ölürlür. Eğer bir hücre radyasyonla ciddi bir hasar aldıysa ölebilir. Radyasyonla hasar hücrelerin radyasyona duyarlılığına bağlıdır. Hızlı bir şekilde bölünen ya da özelleşmemiş hücreler düşük dozdaki radyasyonla bile etkileşirler ve daha az hızla bölünerek özelleşirler. Örn: Kan hücreleri (hematopoetik sistem) radyasyona maruz kalmada en duyarlı hücrelerdir [13].

4.3. Hücre Membranlarına Radyasyon Etkisi

Membranların temel fonksiyonu madde alışverişini kontrol etmektir. Radyasyon etkisi ile hücre membranının çift tabakalı lipid yapısında ve membran protein moleküllerindeki iyonizasyon sonucu moleküller inaktive olur ve tüm transport mekanizmaları bozular. Lipid peroksidasyonu, çift bağlarda ve karbonil gruplarında serbest radikal oluşumuyla başlar ve hücrelerde zincir reaksiyonları ile diğer organik moleküllerle etkileşerek o molekülleride serbest radikale dönüştürür.

4.4. Diğer Hücresel Makromoleküller Üzerindeki Etkiler

Amino asitler, peptidler, polipeptidler ve proteinlerde radyasyon hasarına yatkındırlar. Bu moleküllerin ışınlanması sonuçta hidrojen bağlarının ve disulfid bağlarının kırılmasına yol açar. DNA veya diğer proteinlerle çapraz bağlanmalar meydana gelir. Bütün bu etkiler yapı değişiklikleri ve fonksiyonda değişikliklerle sonuçlanır.

Radyasyon glikojenin depolimerizasyonuna ve glikojendeki α glikozid bağlarının ayrılmasına neden olur. Hücrede glikojenezis, glikoneojenezis yolları aktive olur. İnsulin ve kan glikoz düzeyleri insulin releasinin artmasından dolayı ve adenokortikoid releasinden dolayı yükselir. Lipidler birçok hücresel işleme katılan makro moleküldürler. Hücre membranlarını oluştururlar. Lipidler, ayrıca biyolojik fonksiyonu (sindirim, üreme, noral fonksiyonlar) düzenleyen prostaglandinlerin de üretimine katılırlar. Radyasyon etkisiyle başlayan lipid peroksidasyonu sonucu zincirleme reaksiyonlar ile hasar oluşur. İyonizan radyasyona maruz kalmanın sağlık üzerine etkileri çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörler:

a)Radyasyon türü: İyonizan radyasyonun tüm çeşitleri sağlık sorunları üretebilir. Önemli farklılıklar α , β , γ , ışınlarının enerjileridir. Dokuya nüfuz etmeleri enerjinin ne kadarının dokuya geçebileceğidir.

b)Alınan doz miktarı: Yüksek doz alınması daha büyük sağlık sorunlarının ortaya çıkmasına neden olur.

c)Doz Hızı: Dozun düşük hızda verilmesi ve radyasyon dozları arasındaki sürenin arttırılması biyolojik sistemleri dirençli hale getirir. Kısa zaman periyodunda DNA veya kromatin yapıda çoklu hasar oluşmaktadır. Uzun zaman periyodunda doğal onarım olabilir ve hücre yaşar. DNA da tek zincir kırığı genellikle 1 saatten kısa sürede onarılabilir. Fakat çift zincir kırıklarının onarılması güçtür.

d)Maruz kalan vücut parçası: El ve ayak gibi ekstremiteler daha büyük radyasyon miktarlarına maruz kalır. Fakat kana göre daha az hasarla sonuçlanır.

e)Şahsın yaşı: Yaş arttıkça hücre bölünmesi yavaşlar ve vücut iyonizan radyasyonun etkilerine daha az duyarlı olur.

f)Biyolojik farklılıklar: Bazı şahıslar radyasyonun etkilerine diğerlerinden daha duyarlıdır. Çalışmalar farklılıkları tayin etmede yeterli değildir.

h)Isı: Yüksek ısıda hücrelerin çoğu radyasyona daha duyarlı iken, kromozom sapmaları sayısı düşük ısıda daha fazladır. Bunun nedeni düşük ısılarda DNA onarımının baskılanmasıdır.

ı)Kimyasal ajanlar: Doğal ya da eklenmiş bazı kimyasal ajanlar ışınlamadan önce doku veya hücrelerde bulunuyorlarsa radyasyona duyarlılığı karışıklığı (konfüzyon), koma, istem dışı kasılmalar (nöbetler), şok, kan yapıcı organ ve sindirim sistemi sendromlarının semptomlarını da içerir.

i)Diğer etkiler: 200-300 rad'lık radyasyon dozu deride güneş yanığına benzer kızarıklık (eritem) ve saç foliküllerinde oluşturduğu hasarla saç kaybına neden olur. 125-200 rad overlerde hasar oluşturur. Kadınların % 50'sin de menstrasyonun uzaması veya devamlı baskılanmasına yol açabilir. 600 rad overlerde ve testislerde devamlı kısırlığa yol açabilir. 50 rad troid bezlerinde benign (iyi huylu) tümörlerle sonuçlanabilir.

Akut dozların neden olduğu etkiler bazı gruplar tarafından deterministik (belirleyici) olarak tanımlanır. Bunun anlamı etkilerin ciddiyetinin alınan dozun miktarıyla tayin edilmesidir. Belirleyici etkiler genellikle doz bir eşik değerine çıktığı zaman ortaya çıkar. Etkinin ciddiyeti dozun artışı ile artar.

4.5. Kronik Doz

Kronik doz, uzun bir zaman periyodu üzerinde alınan relatif olarak küçük bir radyasyon miktarıdır. Vücut akut doza kıyasla kronik dozu tolere edebilecek zamana sahiptir. Organizma onu ya da fonksiyonlarını göremeyen hücreleri yeni sağlıklı hücreler ile kompanse etmek için yeterli zamana sahiptir. Bu mesleki olarak radyasyona maruz kalındığında alınan doz gibidir. Yüksek derecede radyasyona maruz kalmada ortaya çıkacak olan biyolojik etkiler oldukça iyi bilinmektedir. Fakat radyasyonun düşük seviyelerdeki etkilerini tayin etmek daha zordur. Çünkü deterministik (kesin) etkiler bu düşük seviyelerde ve kronik doz ile genelde ortaya çıkmazlar. Maruz kalınan riskin niteliğini saptamak için insanlar üzerinde yapılan çalışmalar dikkate alınır. Bu çalışmalarda yüksek dozlardaki radyasyon dozu ile bazı

gecikmiş ya da latent etkiler arasındaki bağlantı gösterilmiştir. Bu etkiler, kanserin bazı türlerini ve genetik etkileri kapsamaktadır. Mesleki seviyelerde risk değerleri, yüksek dozlarda ölçülen risk faktörlerine dayalı tahminlerdir. Yüksek dozlarda kanser olasılığı doz artmasıyla artar. Bu bağlantı düşük doz ile gerçeği bulmayı amaçlar. Risk modeline stokastik (kesin olmayan) tahmin denir.

Bu model ve bilgiyi kullanarak verilen bir dozda kanser oluşma olasılığını hesaplamak mümkündür. Rem potansiyel zarar ünitesi olarak kullanılır. Rem oldukça büyük bir ünite olduğu için bir rem'in binde biri alınır. 1 rem= 1000 milirem (mrem) [13].

4.6. Tipik Dozlar

Radyasyonla çalışanlar için mesleki maruz kalma dozu 5000 m rem/yıl dır.

Çizelge 4.2. Radyasyonla çalışanlar için mesleki maruz kalma dozu

	Radyasyon dozu(m rem)
Terapatik tiroid tedavisi (tüm vücut için doz)	7000
CT (baş, boyun)	1100
Bas, boyun X ışını	20
Diş X ışını	10
Göğüs X ışını	8
Uçakta 1 seferde (gidiş-dönüş)	5
Tıbbi kullanımlarda ortalama doz	53 mrem/yıl

4.7. Somatik Etkiler

Radyasyonun somatik etkileri 2 başlık altında incelenir.

a- Somatik deterministik (kesin)

b- Somatik stokastik (kesin olmayan) etkiler

a- Somatik kesin etkiler: Geniş vücut bölgelerinin yüksek dozda radyasyona maruz kalması sonucu görülür. Belli bir eşik dozda etki gözlenir. Eşik doz altında etki gözlenmez. Somatik kesin etkiler dozun bölünmüş veya uzun zaman periyodunda

verilmesinden etkilenebilir. Radyasyona maruz kalan kişide ortaya çıkan somatik etkiler dozun alınma hızına bağlı olarak 2 gruba ayrılır.

Hızlı somatik etkiler: Bir akut dozdan kısa bir süre sonra ortaya çıkar. Örn: Kafa derisine 400 rad'lık bir dozdan 3 hafta sonra ortaya çıkan geçici saç kaybıdır. Yeni saçın dozdan 2 ay sonra büyümesi beklenir.

Gecikmiş somatik etkiler: Radyasyon dozlarının alınmasından yıllar sonra ortaya çıkabilir. Gecikmiş etkiler arasında kanser ve katarakt gelişmesindeki potansiyel artış gösterilebilir. Bazı kanser türleri gecikmiş etkiler olasılığı arasında olduğundan, saptanan doz limitleri için risk formülü hesaplanır.

b- Somatik stokastik (kesin olmayan) etkiler: Işınlanan bireyde ortaya çıkış insidansı kesinlik göstermez. Yüksek dozlarda ölçülen risk faktörlerine dayalı tahminler yapılır. Bunun için yüksek dozlarda kanserin ortaya çıkması ve düşük dozlarda kanser için potansiyel oluşması arasında bir bağıntı kullanılır. Yüksek dozlardan elde edilen veri grafiği, düşük dozlara uygulanarak matematiksel olarak düşük dozlara ait risk belirlemesi yapılır.

4.8. Genetik Etkiler

Radyasyona maruz kalan kişinin üreme hücrelerinde ortaya çıkan hasarın sonucu olarak, bu kişinin gelecek nesillerinde görülür. Bu durum bitki ve hayvanlarda detaylı olarak incelenmiştir. İnsanlardaki genetik etkiler için riskler somatik etkiler için olan risklerden küçüktür. Bu nedenle radyasyona maruz kalan kişiyi korumak için kullanılan limitler, gelecek nesilleri zarardan korumak için aynı derecede etkilidir [13].

a) Anomaliler

i) Germ hücrelerinin kromozom yapısı bozulup mutasyonlar oluşabilir. Sonraki nesillerde anomaliler görülebilir.

ii) Somatik hücrelerdeki mutasyonlar tümörlere neden olabilir.

b) Sterilite (kısırlık)

Over ve testislerdeki germ hücrelerinin ışınlanması geçici ya da sürekli kısırlık oluşturur. 500 rad üzeri sürekli kısırlık yaratır. Mutasyonla hücre ölebilir ya da yeni bir karakter olarak aktarılır. Düşük dozda radyasyona uzun süre maruz kalma, eşdeğer dozda yüksek yoğunluktaki tek ışınlama kadar genetik hasara neden olur.

4.8.1. Doğum öncesi radyasyona maruz kalma

Embriyo/fetus hücreleri hızla bölündüğü için radyasyona özellikle çok duyarlıdırlar. Embriyonun korunması önemlidir. Çünkü hamileliğin ilk 20 haftasının insan gelişiminde radyo sensitiv devrede olduğu düşünülür. Prenatal (doğum öncesi) radyasyon dozları ile ilgili potansiyel etkiler şunlardır [14];

- a) Büyüme geriliği
- b) Küçük kafa /beyin boyutu
- c) Zeka geriliği
- d) Çocukluk çağı kanseri

Radyasyon kanser riskini arttırır. Normal kanserden ölüm ~ %25. Her rem bu riski %0.05 arttırır.

4.8.2. Dokuların Radyasyona Duyarlılığı

- a- Dokudaki farklılaşmamış hücrelerin sayısının fazlalığına
- b- Aktif mitotik hücre sayısının fazlalığına
- c- Hücrenin aktif proliferasyonundaki kalış süresine bağlıdır.

4.8.3. Radyosensitivite

Hızla bölünen farklılaşmamış hücrelerin olduğu dokular radyasyona daha duyarlıdır. Duyarlılıklarına göre hücreler 3 grupta toplanır.

a- Çok duyarlı hücreler: Hematopoetik sistem ve lenfoid sistem hücreleri

b-Orta duyarlıktaki hücreler: Damar endoteli, kollajen ve elastik dokular, göz dokuları, kemik ve kıkırdak (gelişmekte olan)

c-Dirençli hücreler: Karaciğer, böbrek, olgun kemik ve kıkırdak doku, endokrin bezler, kaslar, beyin ve diğer sinir dokuları.

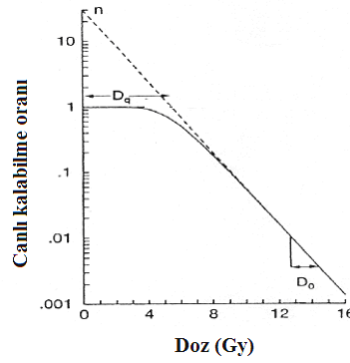
Çekirdek ve sitoplazmanın radyosensitiviteleri farklıdır. Işınlama sonrası çekirdekte özellikle bölünmeler sırasında kromozomlarda kırıklar oluşabilir. Mutasyonlar meydana gelir. Fakat aynı ışınlama sonrası sitoplazmada ciddi hasarlar oluşmaz. Sadece toksik maddeler meydana gelir ve radyasyon zehirlenmesi denilen klinik tablo ortaya çıkar. Çekirdek hacmi/sitoplazma hacmi arasındaki oran radyosensitiviteyi etkiler. Sitoplazması büyük olanlara göre küçük olan hücreler radyasyona daha duyarlıdır. Ayrıca sitoplazmadaki mitokondri sayısının fazlalığı dayanıklılığı arttırmaktadır.

4. 9. Hücrelerin Radyasyona Karşı Reaksiyonları

Radyasyonun biyolojik etkilerini tanımlamak için doz-etki grafikleri kullanılır.

4.9.1. Doz Etki Bağıntısı

Bir hücre kültüründe belli bir radyasyon dozundan sonra belli sayıda hücre kalması için başlangıçtaki hücre sayısını ayarlamak gereklidir. Örn: 100 hücre içeren bir hücre kültürüne ışınlama yapıldığında başlangıçta canlı hücreler hızla azalır fakat daha sonra bu hız gittikçe yavaşlar. Bunun nedeni radyasyonun büyük kısmının hasarlı ya da ölmüş hücrelere isabet etmesidir. Doz etki grafiği (Şekil 4.3) exponansiyel davranış göstermektedir [14].



Şekil 4.3 Doz – etki bağıntısı

4.9.2. Hedef İsabet (Target-Hit) Teorisi

Teoride her vuruşun bir inaktivasyon doğuracağı varsayılır. Örn: Bir tek vuruş ‘tek-hedef modeli’. Her bir hücre bir tek hedefe sahiptir. Hedefin inaktivasyonu hücreyi öldürür. İyonizan radyasyon fotonlarının bir mermi yağmuru gibi olduğu düşünülür. Daha çok sayıda mermi, daha fazla maruz kalmaya neden olacaktır. Hücre sayısı küçükse, daha küçük hedef oluşturacak ve mermilerin, isabet etmesi zorlaşacaktır. Radyasyondan sonra canlı kalan hücre sayısı (D), radyasyondan önce canlı hücre sayısı (D₀) a bölüdüğü zaman elde edilen sayıya (S) canlı kalabilme oranı (surviving fraction) denir.

$$S = \exp(-D/D_0) \quad (4.13)$$

Canlı kalabilme kıvrımında omuz kısmı düşük dozlarda canlı kalan hücre sayısının daha fazla olduğunu göstermektedir. Radyasyonun başlangıcında DNA etrafındaki çok sayıda organik molekül (m-RNA, çeşitli enzimler) bulunmaktadır. Radikaller daha çok bu moleküllere çarparak elektron koparırlar.

Parçalanmış moleküller hücre tarafından yeniden sentez edilebilirler. Başlangıçta az sayıda radikal DNA'ya ulaşabilir. DNA bu moleküller tarafından korunmuş olur ve DNA'daki bilgi kaybolması ile oluşabilecek hasar önlenmiş olur. Artan doz ile beraber bu moleküllerde azalır ve radikallerin DNA ya isabet etme olasılığı da artar. Doz-etki grafiğinde ki omuz kısmı burada biter ve hücrelerin sayısı hızla azalmaya başlar. Bu düz çizginin ifadesidir.

4.10. Hasta radyasyon dozu azaltıcı önlemler

Bilgisayarlı tomografi iyonizan radyasyon ile çalışması nedeniyle hastalar, çalışanlar ve çevre açısından özel önem gösterilmesi gereken bir tanı yöntemidir. Farklı cihazlarda alınan doz miktarlarının değişmesine karşın tanısız incelemeler nedeniyle en çok radyasyon dozu bu tanı aracı ile alınmaktadır. O nedenle BT dikkatli bir şekilde kullanılmalı, teknik açıdan olanaklı doz azaltıcı önlemler kullanılmalı, diğer tanı araçları ile çözümlenebilecek klinik sorunlarda BT'den kaçınılmalı ve hastalar konu ile ilgili doğru biçimde aydınlatılmalıdır. Mümkün olabilecek en az radyasyon dozunun kullanılmasını simgeleyen ALARA (As low as reasonably achievable) anlayışı akıldan çıkarılmamalıdır. Bu amaçla hekim, medikal fizikçi ve radyoloji teknisyenin iyi bir ekip çalışması yapması uygundur [13].

Bilgisayarlı tomografi incelemelerinde alınan dozun azaltılmasına katkıda bulunabilecek başlıca parametreler tüp akımı, tüp rotasyon zamanı, pik voltaj değeri, pitch değeri ve kolimasyondur. Görüntü kalitesini korumak adına bu değerlerden herhangi birinde gerçekleştirilecek azaltma bir diğerinin yükseltilmesini zorunlu kılar. Her şeyden önce incelemenin amacına bakılarak kabul edilebilir en düşük kontrast-gürültü oranı seçilmelidir. Gürültüye rağmen daha düşük bir kontrast değeri ile tanı konulabilir ise düşük tüp akımı (düşük mA değeri) seçilebilir. Zira tüp akımı alınan dozla doğru orantılıdır. Yani akım azaldıkça doz azalır.

4.11. Çalışanların dikkat etmesi gereken unsurlar:

Çalışanlar açısından genel korunma ve radyasyon doz izlemi süreçleri BT için de geçerlidir. İnceleme sırasında oda içerisinde kalınmamalıdır. Hasta stabilizasyonu, enjeksiyon vb zorunlu hallerde inceleme sırasında içeride bulunulması gerekiyor ise kurşun önlük, yakalık ve gözlük kullanılarak bu destek verilebilir.

4.12. Kontrast madde kullanımına ilişkin önlemler:

Kontrast maddeye bağlı gelişebilecek reaksiyonlar için her an hazır olunmalıdır. Bu amaçla öncelikle tüm personelin ilk yardım kursunu almış olması gereklidir. Duruma

ilk müdahale hekim tarafından yapılmalıdır. Gerekirse özel sağlık ekibi çağrılır. Bunun için sürecin önceden planlanması ve tüm personelin bir reaksiyon halinde nasıl hareket edeceğini tam olarak biliyor olması gerekir. İnceleme odasında ilk yardım için gerekli ilaç ve malzemeleri bulunduran bir dolap bulunmalı ve bu dolap eksiksiz halde hazır tutulmalıdır[13].



5. SONUÇ VE YORUM

Tıpta görüntüleme yöntemleri özellikle hastalıkların teşhisi aşamasında çok kritik rol oynamaktadır. Çünkü hastalığın erken teşhisi özellikle bazı kanser türlerinde çok önem arz etmektedir. Ayrıca kanser tedavisi sırasında hastalığın takibi, kanser dokularının başka organlarda metastaz yapıp yapmadığının iyi bir şekilde analiz edilmesi gerekmektedir.

Görüntüleme yöntemlerinin birbirlerine göre üstün ve zayıf kaldığı yönleri vardır. Genel olarak bakıldığında görüntüleme yöntemlerinin hemen hemen tümünde elektromanyetik dalgalar kullanılmaktadır. Ancak bu elektromanyetik dalgalardan görünür ışık dalga boyunda olanlar hastaya hiç bir zarar vermezken, X ve gama ışını gibi yüksek enerji, frekans ve gericiliğe sahip olan yöntemler bazı riskler oluşturmaktadır. Hangi görüntüleme yönteminin hangi amaç için kullanıldığı da ayrıca oldukça önemlidir.

Bu tez konusunda ele alınan endoskopi yöntemi görünür ışık bölgesindeki ışıkla yapılan bir görüntüleme yöntemidir. Görünür ışık düşük frekansı ve enerjisi nedeniyle hastada herhangi zarar vermez, uygulaması kolaydır, gerektiğinde biyopsi alınıp, cerrahi müdahale yapılabilir. Ancak, beyin ve karaciğer gibi boşluğu olmayan bölgelerde uygulanamaz. Çoğu bölgeye giriş için anestezi gerektirir. Dar bölgelerde kontrol zorlaşır ve hasta etkilenebilir. Geniş bölgelerde cerrahi müdahaleye olanak sağlamaz.

Röntgen ve bilgisayarlı tomografi X ışınları ile yapılan bir işlemdir. Amaca göre doz ayarlaması yapılabilir, fakat her koşulda hastaya doz verilir. Bu dozların yaşa, cinsiyete ve kiloya göre ayarlanması gerekir. X-ışınları son derece girici ve menzili uzun ışınlardır. Hasta vücudunda iyonizasyona neden olur. Hamilelere uygulanamaz. X ışınlarının anatomik görüntü kalitesi düşüktür. Metabolik olayları izleme olanağı yoktur. Bunun yanında, kısa sürede iç yapıyı gösterebilmesi, fiyatının uygun olması, eğitilmiş elemanın kolay temin edilmesi, aletin kuruluşunun çabuk ve ucuz olması, iyi teşhis verebilmesi, tüm vücudu görüntüleyebilmesi, bazı kontrast maddeler kullanılarak yumuşak dokuda da iyi görüntü verebilmesi üstün yönleridir.

X ışınlarının olumsuz tüm yanları bilgisayarlı tomografi içinde geçerlidir. Hastalar çok yüksek doza maruz kalırlar. Zorunlu haller dışında çekilmemesi gerekir. Özellikle çocuklarda yüksek doza neden olduğu için sakıncalıdır. Yumuşak dokuda ve beyin gibi kapalı sistemlerde iyi sonuç vermektedir.

SPECT çok çeşitli organlar için değişik çekimler yapmaya olanak sağlar. Anatomik görüntüyü çok iyi yansıtamaz. Biyokimyasal izleyiciliği, fizyolojik ve patolojik yapıların ayırt edilmesi açısından tercih edilmektedir. Bu sistemin en büyük kusuru radyoaktif madde kullanılmasıdır. Hastaya ve kullanılan personele belirli miktarda doz yüklenir. Radyoaktif maddelerin ve radyofarmasötiklerin üretilmesi, taşınması, kullanılması pahalıdır. Belirli uzmanlık ister. Cihazların kalibrasyonu önemlidir. Bu yöntem radyoaktif atık formunda çok malzeme çıkmasına neden olur. Bu atıkların bertaraf edilmesi ise ayrı bir sorundur.

PET sistemi nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinin içinde yer alır. Bu yöntemde oldukça pahalı, uzmanlık isteyen ve radyoaktif doz alınmasına neden olan bir yöntemdir. Bu radyoaktif elementler organik yapıda bulunan, ^{15}O , ^{13}N , ^{18}F ve ^{11}C atomlardır. Yapay olarak hızlandırıcılarda üretilirler. Yarı ömürleri kısa olduğu için çok fazla zarar vermezler, fakat üretilmeleri için özel tesisler gereklidir. İlk başlarda reaktörlerde üretildikleri için taşınması ve ömürlerinin bitmesi tehlikesi vardı. Ancak şu anda hastanelere yakın küçük hızlandırıcılarda üretilebilmektedir.

MR tekniği 1970 li yıllardan bu yana oldukça gelişme kaydetmiş bir yöntemdir. Bu yöntemde iki ve üç boyutlu anatomik ve çok net görüntü elde edilebilir. Hareketli organlarında görüntüsü alınabilir. Hidrojen atomlarının dışında tek sayıda nükleonu bulunan sodyum, fosfor ve oksijen gibi atomlarla da görüntü elde etme çalışmaları araştırma aşamasındadır. Yumuşak dokuları çok iyi ayırt edebilir. Zararlı ışınlar kullanılmaz. Kemiğe yakın dokuları çok iyi ayırt edebilir. Veriler değişik oranlarda karıştırılarak değişik görüntüler elde edilebilir. Hastaların hiç kıpırdamadan uzun süre yatması zordur. Hareketli alanlarda (kalp) görüntü iyi alınamaz. Pahalı ve kısmen zordur. Uzman ekip gerektirir. Biyolojik ve biyokimyasal izleyiciliği şu an için zayıftır.

Görüntüleme yöntemleri kullanan uzmanların konuya hakim olması durumunda olumsuz etkilerin minimuma düşürülebileceği çalışmalardır. Yapılacak tetkiklerde kar zarar durumunun iyi analiz edilmesi gerekir. Bilimsel çalışmaların yoğun olarak devam ettiği çağımızda, fiziğin yasaları ve uygulamaları sayesinde kullanabildiğimiz bu yöntemler ayrıca iyi fizik bilinmesini de gerektirir.



KAYNAKLAR

- [1] Beiser, A "Modern Fiziğin Kavramları", Akademi Yayıncılık, Ankara, 59-64 (2008).
- [2] Krane, K. S "Nükleer Fizik 2.Cilt", Palme Yayıncılık, Ankara, 444-445 (2002).
- [3] Beichner "Serway 2. Cilt", Palme Yayıncılık, Ankara, 990-998 (2010).
- [4] Martz et all "X-Ray Imaging ", CRC Press, UK, 843-887 (2015).
- [5] Shankar. R "Fundamentals of Physics II: Electromagnetism, Optics, and Quantum Mechanics", Amazon yayıncılık, Washington, 248-258 (2012)
- [6] Woolfson. M "An Introduction to X-ray Crystallography", Cambridge University Press, UK, (2003).
- [7] Romans, E "Computed Tomography for Technologists"1st Edition, CRC Press, UK, 843-887 (2015).
- [8] Sorenson.S "Physics in Nuclear Medicine (Fourth Edition)", UK, 435-439(2013).
- [9] Wiksch "Nuclear Medicine", Amazon Yayıncılık, UK, 654-659(2014).
- [10] Haacke. M Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design 1st Edition, Wilwy-Liss yayıncılık, New York, 856-890 (2015)
- [11] Sorenson.S "Physics in Nuclear Medicine (Fourth Edition)", UK, 535-
- [12] Martin. J "Radyasyon ve Radyasyondan Korunma Fiziği" Palme Yayıncılık, 245-265, Ankara, (2013)
- [13] Romer. N "Radiation Protection Dosimetry", CRC Press, UK, 843-887 (2015).
- [14] Ticker. S "Radiation Physics" Amazon yayıncılık, Washington, 248-258 (2012)

ÖZGEÇMİŞ

- 1. Adı Soyadı** : Oğuzhan TEMURKAN
2. Doğum Tarihi : 10.04.1977
3. Ünvanı : Öğretmen
4. Öğrenim Durumu : Lisans

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lisans	Fizik	Uludağ Üniversitesi	2004

5. İş Tecrübesi:

Görev Unvanı	Görev Yeri	Yıl
Öğretmen	Düziçi Açı Temel Lisesi	2016

6. Yayınlar: Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

F.A. UĞUR, O. TEMURKAN “An Overview Of The Imaging Methods Used In Medicine ” International Workshop on Theoretical and Experimental Studies Nuclear Application and Technology, “TESNAT, 2015”, Poster Sunumu