

**X-IŞINLARININ RADYOLOJİDE KULLANIMI VE ORGAN-DOZ
HESABI**

Hacı DOĞAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
(FİZİK)**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Temmuz 1997

ANKARA

KABUL VE ONAY SAYFASI ÖRNEĞİ

Hacı DOĞAN tarafından hazırlanan X-IŞINLARININ RADYOLOJİDE KULLANIMI VE ORGAN -DOZ HESABI adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım

İ. Ö. Gülçelik
Doç. Dr. Süleyman ÖZÇELİK

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından *Atom ve Molekül Fizik* Anabilim Dalında *Yüksek Lisans* tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Atilla ÖZMEN *A. Özmen*

Üye : Doç. Dr. Süleyman ÖZÇELİK *İ. Ö. Gülçelik*

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mehmet BİREY *M. Birney*

Üye :

Üye :

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	v
1. GİRİŞ.....	1
2. X-IŞINLARININ (RÖNTGEN IŞINLARI) FİZİĞİ.....	3
2.1. X-Işınının Tanımlanması.....	3
2.1.1. Radyoaktif kaynaklı x-ışınları (e ⁻ yakalanması).....	4
2.1.2. X-ışını tüplerinden elde edilen x-ışınları.....	5
2.2. Sürekli (Bremsstrahlung) X-ışını.....	11
2.3. Karakteristik X-ışınları.....	15
2.4. X-ışınlarının Madde ile Etkileşimi ve Soğurulması.....	21
3. X-IŞINLARININ KULLANIM ALANLARI VE BİYOLOJİK ETKİLERİ.....	28
3.1. X-ışınının Kalitesi.....	28
3.2. X-ışını Kullanım Alanları.....	37
3.3. Röntgen Aygıtları.....	39
3.4. Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	43
3.4.1. İyonlayıcı radyasyonun hücre ile etkileşmesi.....	44
3.4.2. Biyolojik hasarlara etki eden faktörler, radyasyonun karakteristikleri.....	48

3.4.3. Bedensel (Somatik) ve genetik etkileri iyonlaştırıcı radyasyonların bedensel etkileri (Somatik Etkiler).....	51
3.4.4. Radyasyonun belirli organ ve dokular üzerindeki etkisi.....	56
4. RÖNTGEN FİLMİ ÇEKİLEN HASTALARDAKİ DOZ MİKTARLARININ HESAPLANMASI.....	64
4.1. Organ-Doz Miktarlarının Teorik Hesabı.....	66
4.2. Organ-Doz Miktarlarının Bilgisayar Programı İle Hesaplanması.....	84
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	87
KAYNAKLAR.....	89
ÖZGEÇMİŞ.....	91

X-IŞINLARININ RADYOLOJİDE KULLANIMI VE ORGAN-DOZ HESABI

(Yüksek Lisans Tezi)

Hacı DOĞAN

**Gazi Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü**

Temmuz 1997

ÖZET

Bu çalışmada, x-ışını oluşumu, fiziksel özellikleri, röntgen cihazının çalışma prensipleri araştırılmış, radyasyonun biyolojik etkileri incelenmiştir. Röntgen film çekimi sonucunda insan vücudunda oluşan organdozlarının miktarları, iki metodla hesaplanmış ve sonuçları karşılaştırılmıştır.

Bilim Kodu : 4040301

Ahahtar Kelimeler :

Sayfa Adedi : 91

Tez Yöneticisi : Doç.Dr. Süleyman ÖZÇELİK

**APPLICATIONS OF X-RAYS IN RADIOLOGY AND ORGAN-DOSE
CALCULATION
(M.Sc.Thesis)**

Hacı DOĞAN

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

JULY 1997

ABSTRACT

In this study, the production of x-rays, the physical properties of x-rays, and the principles of rontgen apparatus are investigated. The biological effects of radiation are considered. The organ doses on human body caused by rontgen radiation are calculated and their results are compared by using two different methods.

Science code : 4040301
Key Words :
Page number : 91
Adviser : Doç.Dr. Süleyman ÖZÇELİK

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım süresince her konuda yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen, değerli fikirleri doğrultusunda çalışmalarımı yönlendiren, saygıdeğer hocam Doç.Dr. Süleyman ÖZÇELİK'e, en derin şükran ve minnetlerimi sunarım. Ayrıca Gazi Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyasyon Onkoloji'si Bölümünde görev yapan, Fizik Mühendisi Muharrem POLAT ve yine aynı hastanenin Radyoloji Bölümünde görev yapan, Baş Teknisyen Bediha SÜLEYMANOĞLU'NA teşekkürü bir borç bilirim.



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Canlıda radyasyon bozukluklarına yol açan olaylar.....	45
Çizelge 3.2. Günlük hayatımızda aldığımız radyasyon miktarları.....	51
Çizelge 3.3. Yüksek seviyede radyasyona duyarlı organlar.....	62
Çizelge 3.4. Orta seviyede radyasyona duyarlı organlar.....	62
Çizelge 3.5. Düşük seviyede radyasyona duyarlı organlar.....	63
Çizelge 3.6. Endüşük seviyede radyasyona duyarlı organlar.....	63
Çizelge 4.1. HVL'nin üç fazlı üretici için tüp potansiyeli ve toplam filtrasyon ile değişimi	69
Çizelge 4.2. Thoracic Spine ve Lumbar Spine, ışınlamasında seçilen organlarda absorbe doz değerleri (giriş dozu 1 mGy'dir).....	73
Çizelge 4.3. Thoracic Spine ve Lumbar Spine ışınlamasında seçilen organlarda absorbe doz değerleri.....	83
Çizelge 4.4. "Prediction of patient doses in radiological examinations" programına göre Thoracic Spine ve Lumbar Spine röntgen film çekimlerinde vücudumuzun bazı organlarının aldığı doz miktarları.....	85

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1.	Elektromanyetik spektrumları.....4
Şekil 2.2.	X-ışını tüpünün şematik görünümü.....9
Şekil 2.3.	Bremsstrahlung radyasyonun oluşumu.....12
Şekil 2.4.	Tatbik edilen tüp voltajinin bir fonksiyonu olarak molibden x-ışınları spektrumu.....13
Şekil 2.5.	Karakteristik x-ışınları oluşumu.....16
Şekil 2.6.	Bir atomda elektronik geçişler.....17
Şekil 2.7.	35 kV'da molibden spektrumu.....20
Şekil 2.8.	Saçılma olayı.....21
Şekil 2.9.	Compton etkisi.....22
Şekil 2.10.	Fotoelektrik etki.....24
Şekil 2.11.	Çift oluşumu.....25
Şekil 2.12.	Fotoçözünme olayı.....25
Şekil 2.13.	X-ışını enerjisi ile etkileşimin meydana geliş olasılığı arasındaki grafik.....27
Şekil 2.14.	Doku kalınlığı ile x-ışınlarının sayısı arasındaki grafik.....27
Şekil 3.1.	Yarılanma değeri.....31
Şekil 3.2.	Molibden anatronun enerji spektrumu.....42
Şekil 3.3.	Mitoz oranı ve zaman arasındaki grafik.....50
Şekil 3.4.	Radyasyon doz ve radyasyon etkisinin olma ihtimali arasındaki grafik.....53
Şekil 3.5.	Radyasyon dozu ve radyasyon mutasyon oranı arasındaki grafik.....54

Şekil 4.1.	Bazı tüp potansiyel değerleri için filtrasyonun bir fonksiyonu olarak x-ışını kaynağından 1m. uzaklıkta havadaki hava kerma grafiği.....	68
------------	--	----



1.GİRİŞ

1895 yılında W.C. Röntgen tarafından bulunan x-ışınları radyolojinin temel taşlarını oluşturur. Son yıllarda yüksek teknoloji ürünü tanı araçları örneğin, röntgen filminin kaynağı x-ışınlarıdır.

X-ışınlarının üretilmesi için gerekli şartlar, x-ışınlarının fiziksel özelliklerinin bilinmesi gereklidir. Öte yandan bir radyografi filminin elde edilişi çok sayıda faktörü ilgilendiren bir dizi işlemin sağlıklı koşullarda gerçekleşmesine bağlıdır. Bu işlemlerden herhangi birisinde yapılacak bir hata radyografik hata, radyografik kaliteyi, dolayısıyla tanı başarısını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu işlemler için radyografik kaliteyi etkileyen faktörlerin neler olduğu, hangi fizik prensiplerini içerdiği Radyoloji Fiziğinin başlıca konularıdır.

Radyasyonun kaynaklarının canlılar üzerinde zararlı etkiler meydana getirdiği bilinmektedir. Ancak, radyasyon kaynaklarının Röntgen gibi tıp alanında sağlayacağı yararlar göz önüne alındığında sonuç yararları lehine olmuştur. Meydana gelen biyolojik zararlar gelişen teknoloji ile giderek azalmaktadır. Tabiki radyasyondan en az şekilde etkilenmek için en önemlisi radyasyondan korunma yöntemlerine uygun hareket etmektir.

Röntgen filmi çekilirken sadece hastanın tıbbi tanı için çekilen bölgenin (organ) radyasyona maruz kaldığını değil, bunun yanında uygulanan x-ışınının oluşturacağı alan içerisindeki tüm organlarında x-ışını radyasyonuna maruz kaldığı bir gerçektir. Bu bilinçle hareket ederek, Röntgen çekilen bölgenin aldığı doz miktarı yanında diğer organlarında aldığı doz miktarının bilinmesi önemlidir. Günümüzde bütün organlarımız için zararlı doz sınırları

bilinmektedir. Bu çalışmanın 2. Bölümünde x-ışınlarının oluşumu, Röntgen cihazının çalışması ve x-ışınlarının fiziksel özellikleri incelendi. 3. Bölümde x-ışınlarının kalitesini etkileyen faktörler ve biyolojik etkileri araştırıldı. 4. Bölümde iki metodla hasta organlarındaki doz miktarı hesaplanarak karşılaştırıldı. Son bölüm olan 5. Bölümde elde edilen sonuçlar değerlendirildi.



2.X-IŞINLARININ (RÖNTGEN IŞINLARI) FİZİĞİ

2.1. X-ışınının Tanımlanması

X-ışınları, atomdaki çekirdeğe yakın olan enerji seviyesinden herhangi bir nedenle bir elektron koparıldığında üst enerji seviyesinden bir elektronun bu boşluğu doldurması sırasında yayılan ışımadır. Bu ışımanın enerjisi iki kabuk arasındaki enerji farkına eşittir, $\bar{e}$ çekirdeğe yaklaşırken yapmış olduğu ivmeli hareket sonucu bremsstrahlung denilen frenleme ışınları da oluşur.

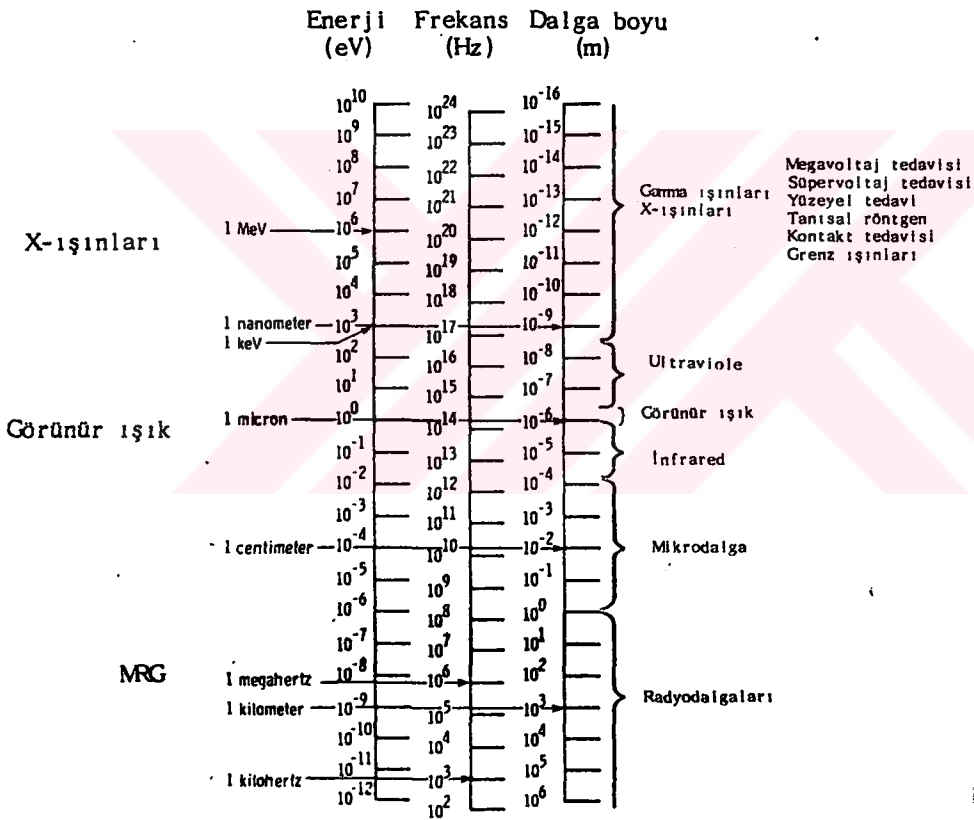
Elektromagnetik Spektrumda yer alan ışımaların birbirinden farklı olmalarının en önemli nedeni dalga boylarının farklı olmasıdır. X ışını ise Elektromagnetik Spektrumda mor ötesi ışınları ile gama ışınları bölgelerinin arasında yer alır. Dalga boyu $1-0,0001 \text{ Å}$ aralığındadır. Burada görünür bölge dalga boyuna oranla çok kısa ve daha fazla enerji yüklü olması demektir (Encyclopedia Americana, 1966). İç kabuktaki elektron boşluğu çeşitli yollarla oluşturulabilir.

- 1) Atom yeterli enerjiye sahip taneciklerle (genellikle elektronlar, protonlar veya alfa tanecikleri) ile bombardıman edilirse bir iç kabuk elektronu atomdan uzaklaşabilir ve böylece iç kabuk boşluğu olan iyon oluşur.
- 2) İç kabuk elektronu atomdan uzaklaştırmanın ikinci yolu, atomun yüksek enerjili fotonlara maruz kalmasıdır.
- 3) Son olarak sadece radyoaktif elementlerde gözlenen bir durum ile de iç kabuk boşluğu oluşturulabilir. Bu durumda çekirdek, bir iç kabuk elektronunu yakalar ve iç kabuk boşluğuna sahip ve atom numarası bir birim daha küçük olan başka bir element olur (Bushong, 1984).

X-Işınları iki tür kaynaktan elde edilebilir.

1) Doğal radyoaktif maddelerden veya yapay radyoaktif izotoplardan üretilen x-ışınları,

2) X -ışını tüplerinden elde edilen x-ışınları,

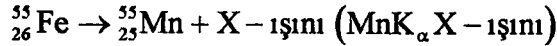


Şekil 2.1 Elektromanyetik Spektrum

2.1.1. Radyoaktif kaynaklı x-ışınları ($\bar{e}$ yakalanması)

Çekirdek etrafındaki bir orbitalde bulunan bir elektronun çekirdeğe yakın ve çekirdeğin içinde bulunmasının belirli bir olasılığı vardır. Elektronun çekirdeğe girerek bir protonla birleşip nötron oluşturması olayına "elektron

yakalanması” adı verilir. Elektron yakalanması sonucunda oluşan iç kabuk boşluğu üst seviyelerdeki elektronlar tarafından doldurularak x-ışını salımı oluşur.



Kararsız atom $\bar{\beta}$ bozunumu da yapabilir ve kararlı duruma geçmek için $\bar{\beta}$ bozunumundan sonra foton salarak kararlı duruma geçebilir. Bu foton x-ışını veya δ ışını olabilir.

Yayılan x-ışınları hem sürekli hem de kesikli spektrum içerirler radyoaktif kaynakları ayrı bir güç kaynağı gerektirmemeleri önemli bir üstünlük olmakla beraber, bu kaynaktan elde edilen x-ışınların şiddeti, x-ışını tüpünden elde edilen ışınların şiddetinden çok düşüktür (Khan, 1994).

2.1.2. X-ışını tüplerinden elde edilen x-ışınları

x-ışını, elektrik enerjisini elektromagnetik enerjiye (x-ışını enerjisine) dönüştüren x-ışını cihazı kullanılarak elde edilir. Cihaz temel olarak üç ana birimden oluşur.

- 1) Yüksek voltaj üreticisi (jenaratörler)
- 2) Kumanda birimi
- 3) x-ışını tüpü

1) X-ışını elde edilmesinde kullanılan radyoloji amaçlı cihazlar çok farklı tiplerde yapılmasına karşın temel noktaları aynıdır. Cihazların 40-150 kVp tüp gerilimi ve 25-1200 mA tüp akım arasında olan modelleri mevcuttur. Yüksek

voltaj üreticisi genelde şehir elektrik voltajını 500-1000 kat yükselterek kV (Kilovolt) düzeyine büyültür.

2) Kumanda birimi cihazdan istenen kalitede x-ışınları elde edilmesi için gerekli akım (mA), voltaj (kVp) ve zaman (sn) parametrelerinin kontrolünü sağlar.

3) Cihazın en önemli birimi olan ve x-ışınlarının elde edilmesindeki temel eleman ise x-ışını tüpüdür. Tüp, vakumlu bir cam tüp ile içerisinde iki adet elektrottan oluşan sistemdir. X-ışınlarının keşfini sağlayan Crookes-Hittorf tüpü daha sonra yerini günümüzde de kullanılan içerisinde gaz yerine vakum bulunan ve ısıtılan bir flamanın olduğu Coolidge tüpüne 1913 yılında bırakmıştır (Dicle,1991). Tüpün temel çalışma prensibi Katotda elektronların oluşturulması, elektronların hızlandırarak anotta hedef maddeye çarptırılması ve buradan da x-ışınlarının açığa çıkması şeklindedir. Günümüzde bu temel prensipler çok az farklılıklarla bilgisayarlı tomografi, dijital anjiyografi gibi yüksek teknoloji gerektiren sistemlerde x-ışını kaynağı olarak kullanılmaktadır.

Normal bir tüp yaklaşık 23-30 cm uzunluğunda ve 15-20 cm çapındadır. Tüp içindeki vakum sistemi tüpü ısıya bir miktar daha dayanıklı kılar. Ayrıca tüpün ömrünü uzattığı gibi verimli x-ışını üretiminde de etkilidir. Tüpün cam kısmı ısıya dayanıklı özelliktedir ve bir kaç cm²'lik pencere denilen daha ince olan kesimi hastaya gönderilecek x-ışınlarının tüpten çıktığı noktadır. X-ışınları her yönde yayılım gösterdiklerinden (izotropik) çevreye yayılımın engellenmesi amacıyla tüpler daima kurşunlu metal içine yerleştirilirler. Öte yandan yağ da mekanik destek sağlaması, yalıtkanlık özelliği, ısıyı dağıtıcı etkisi ve sızıntı (kaçak) radyasyonu azaltması nedeniyle tüm sistemlerde kullanılır. Kaçak

radasyon, kullanımına izin verilen iyi bir sistemde tüpten 1m. Uzaklıkta 100 mR/saat'den daha az olmalıdır.

X-ışını tüpünde katot tarafında elektron kaynağı olarak işlev gören filaman bulunur. Filaman bir kaç mm çapında 1-2 cm'lik, genellikle tungsten (W^{74})'den yapılan bir teldir. Erime $3410^{\circ}C$ ve buharlaşma ısılarının yüksek olması uzun tüp ömrü için geçerlidir. %1-2 oranında toryum da bu amaçla kullanılır. Filamana 4-6 amperlik bir akım uygulanarak ısınan filamanın dış yörüngesinden elektronların açığa çıkması sağlanır. Bu olaya termoiyonik saçılma ve açığa çıkan elektronlarada termoiyonik elektronlar adı verilir. Toryum katılmış tungsten de termoiyonik saçılma veriminin de yüksek olması tercih nedenlerinden biridir.

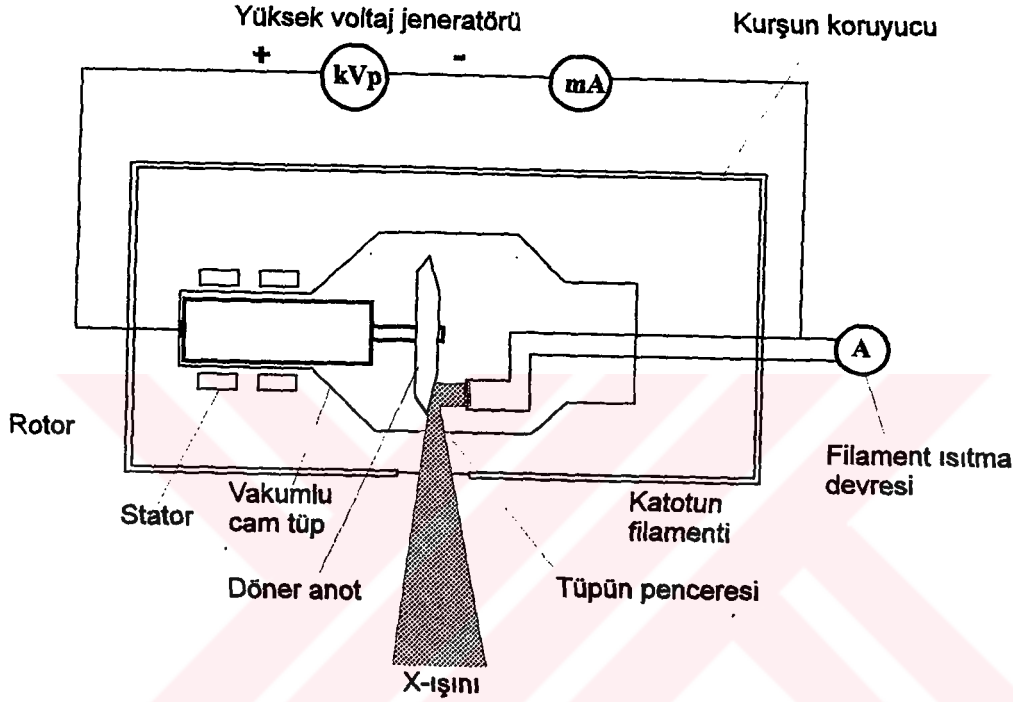
Başlangıçta cihaz açıldığında filaman düşük bir akım ile ısıtılır, bu aşamada akım termoiyonik saçılma oluşturacak düzeyde değildir yeterli filaman akımı ile ısınma sağlandıktan sonra termoiyonik elektronlar filaman yakın çevresinde bir elektron bulutu oluştururlar. Tüp içinde katot-anot arasında yüksek voltaj uygulanarak elektronların anoda doğru hızlandırılan hareketi başlar, bu şekilde filaman akımının etkisi ile tüp akımı ortaya çıkar Filaman akımındaki küçük yükselmeler tüp akımında büyük artışlara neden olur. Filaman akımı 4-6 amper düzeyinde iken tüp akımı ise ancak 25-1200 miliamperdir (Elektrik akımı amper ile ölçülür ve akan elektron sayısını belirler).

Katotdan anota yönelen elektronlar (-) olduklarından birbirlerini iterek yayılarak yol alırlar, bu durumda bazı elektronlar anoddaki hedef maddeye ulaşmayarak sistemin verimini düşürürler. Bu nedenle filamanın etrafına (+) yüklü bir metal kutu yerleştirilerek elektron demetinin odaklanması sağlanır. Sisteme katot odaklayıcı veya odaklama başlığı denir. Günümüzde tüplerde iki

ayrı filaman kullanabilmekte bu durumda iki ayrı fokal spot bulunmaktadır. Fokal spot boyutları 0.3-25 mm arasında değişmektedir. Daha ayrıntılı görüntüler gerektiğinde küçük fokal spot seçilmektedir.

Tüpte hızlandırılmış elektronlar anoda çarparak x-ışını oluşumuna neden olurlar. Anotta elektronların çarptığı bölgeye hedef denir. Hedef madde de tungstendir. Az miktarda da renyum içerir. Bu metalin yüksek atom ağırlığı nedeniyle hızlandırılmış elektronlar ile etkileşiminin fazla olması, termal iletkenliğinin iyi olması ve bilinen yüksek erime noktası nedeniyle hedef madde olarak kullanımı uygun olmaktadır. Anoda çarpan elektronların enerjilerinin %99'u ısıya dönüşmektedir, ısının da hızla ortamdan uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu amaçla hedef dışındaki anod kısımlarının da iyi termal iletken olması gereklidir. Bakır iyi bir elektriksel ve termal iletken olarak elektronları ve ısıyı uzaklaştırabilmesi nedeniyle hedefe mekanik destek olarak kullanılmaktadır. Anod sabit veya döner özellikte olabilir. Anod sabit olduğunda elektronlar sürekli olarak aynı noktaya çarpmakta ve ortaya çıkan ısının uzaklaştırılması, noktasal hedefin çabuk eskimesi gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu durumda ısının dağıtılabilmesi için anodun geniş ve değişken olması gerektiği düşüncesinden hareketle çizgisel hedefe sahip döner anodlar kullanılmıştır. Döner anod sayesinde geniş hedef alan kazanırken ısınma kapasitesi de büyük oranda yükseltilmiştir. Günümüzde 10000 dev/dak dönme kapasiteli tüplerle çok yüksek ısı kapasitelerine ulaşılmaktadır. Hedef alanın genişlemesine bağlı olarak döner anodlu sistemlerde ısı kapasitesinin artması, tüp ömrünün uzaması ve kısa sürede yüksek enerjili x-ışınlarının elde edilmesi önemli noktalardır. Elektron demetinin anotta çarptığı hedef atomları ile etkileşime girerek x-ışınlarını oluşturduğu alana fokal spot adı verilir. Bu alanın küçülmesi keskin görüntüler ortaya çıkarırken oluşan ısıda artar. Hedefe

açı verilerek ($7-18^\circ$) elektron demetinin gördüğü alan genişletilirken hastaya direk yönelen x-ışını demetinin kalınlığı küçültülür (Dicle, 1991; Kaya, 1996).



Şekil 2.2 X-İşını Tüpünün Şematik Görünümü

Katotta açığa çıkan elektronlar hızla hedefe çarparlar (projektil elektronlar) ve genel bir kural olarak enerjilerin %99'unu ısı şeklinde kaybederler. Etkileşim dış yörünge elektronları ile olur bunların enerjileri artarak uyarılmış konuma gelirler ancak iyonizasyon olmaz.

Projektil elektronların hedef madde tungsten atomu iç yörünge elektronları ile etkileşime girip elektron koparması sonucu iyonizasyon ortaya çıkarsa durumun stabilleşmesi için dış yörünge elektronlarından biri, boşalan iç yörüngeye yönelir. Dıştan içe yörüngeler arası elektron hareketi bir x-ışını

fotonunun saçılmasına neden olur. Fotonun enerjisi yörüngeler arası bağlanma enerjileri farkına eşittir. Bu şekildeki x-ışınları oluşumuna karakteristik ışıma denir. X-ışınlarının çok az miktarı bu şekilde oluşur karakteristik ışıma her bir element ve yörüngeler için farklı olup ayrı ayrı belirli enerji düzeylerinde oluşur. Örneğin tungsten atomundan bağlanma enerjisi 69.595 keV olan K yörüngesi elektronlarından biri iyonize olup yeri daha dış yörünge olan O yörüngesi elektronlarından biri ile doldurulursa ($E_b = 0,077 \text{ keV}$) yaklaşık 69.4 keV enerjili karakteristik x-ışınları ortaya çıkar. Karakteristik x-ışınlarının enerji düzeyi hedef atomun atom numarası ile artış gösterir. X-ışını tüpünde hedef madde tungsten olduğundan yörüngeler arası elektron hareketi sonucu salınacak x-ışını enerjileri bellidir. K yörüngesi ile L,M,N,O,P yörüngeleri arasındaki elektron hareketi sonucu salınacak x-ışınlarının enerjileri ortalama yaklaşık 69.5 keV'dur. İyonlaşma K yörüngesinden olduğundan saçılan ışınlara K karakteristik x-ışınları denir. Diğer yörünge kökenli x-ışınları radyolojide etkisiz olarak kabul edilir. Tungsten karakteristik x-ışını saçılma spektrumu 15 ayrı enerji düzeyi içerir, bunlardan beşi, K-karakteristik x-ışınlarına aittir.

Projektil elektron hedef madde atomu elektron bulutunu geçip çekirdek ile etkileşime girerse elektron yön değiştirip kinetik enerjisini kaybeder, bu kayıp sonucu bir x-ışını fotonu saçılır. Buna Bremsstrahlung ışıma denir (Frenleme anlamındadır). X-ışınlarının büyük miktarı bu şekilde oluşur. Bu tip hızlandırılmış elektron hedef madde etkileşmesinde iyonizasyon söz konusu değildir. Bremsstrahlung ışımada projektil elektronun kaybettiği enerji miktarı kadar enerjiye sahip x-ışınları ortaya çıkar. Bu nedenle oluşan x-ışını fotonlarının enerjisi, karakteristik ışımada olduğu gibi yalnızca ayrı ayrı belirli düzeylerde değil devamlı bir alanda herhangi bir değeri alabilir. Uygulanan tüp

gerilimi (kVp) arasında bir enerji düzeyinde olabilir. En çok x- ışını fotonu maximum enerji düzeyinin yaklaşık 1/3 değerinde saçılır.

X-ışını tüpünün katot tarafında x- ışını şiddeti/yoğunluğu anod tarafına göre yaklaşık %40 daha fazladır. Bu olayın nedeni anottaki (7-18°) lik hedef açısıdır. Hedef açısı hedef maddeye çarpan elektron demetinin hedef alanını genişleterek ısı kapasitesini artırırken hastaya direk olarak yöneltilen x- ışını demetinde küçülterek ayrıntılı görüntüleme sağlar.

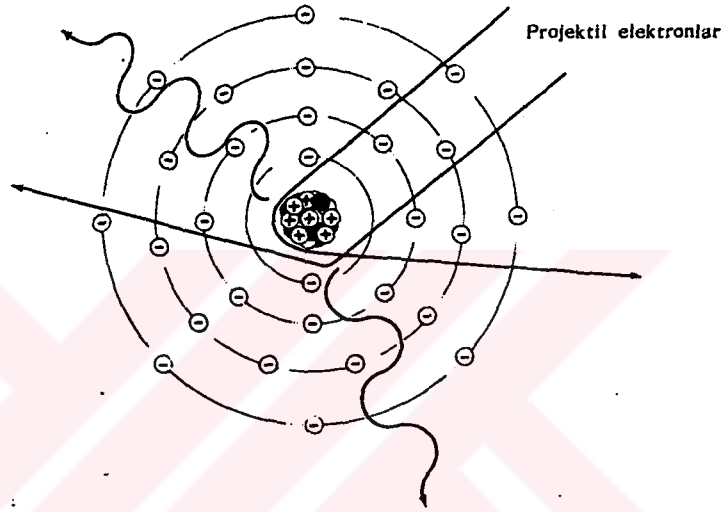
X-ışını elde edilmesi amacıyla kullanılan cihazlar ve özellikle en önemli birim olan x-ışını tüpü son derece verimsiz çalışan sistemlerdir. Katotta elde edilen elektronlardan anoda ulaşanların sahip olduğu enerjinin %99'u anotta hedef maddeye çarparak ısı enerjisine dönüşür. Bu enerjinin ancak %1'i x-ışını enerjisine dönüşür. Bu %1'lik diliminde, yaklaşık olarak %15'i karakteristik ışıma ve yaklaşık %85'i Bremsstrahlung ışıma şeklindedir (Bushong, 1984; Kaya, 1996; Dicle, 1991).

2.2. Sürekli (Bremsstrahlung) X-ışını

Katod'tan gelip hedef atomun elektronuna çarpan ve ısı yada x-ışını şeklinde enerji dönüşümüne uğrayan katod elektronu hedef atomun çekirdeği ile de çarpışır ve kinetik enerjisinin bir bölümünü de bu yolla kaybeder. Bu etkileşimde projtil elektronun kinetik enerjisi, elektromagnetik bir enerjiye dönüşür. Atomun çekirdeği pozitif, elektron ise negatif yüklü olduğundan bu etkileşim sırasında elektron yön değiştirir ve kinetik enerjisi azalmış olur. Bu kinetik enerji kaybı ise yerini bir x-ışını fotonuna bırakır. Bu tür x-ışını radyasyonuna Bremsstrahlung radyasyonu adı verilir. Bu sözcük Almanca olup frenleme ve yavaşlama anlamına gelir. Projtil elektronun atom

çekirdeği tarafından durduruluşunu açıklar. Bu tür x-ışını, pratikte kullanılan x-ışının büyük bir bölümünü oluşturmaktadır. Örnek vermek gerekirse 100 kVp 'da x-ışın demetinin %85'i bremsstrahlung x-ışınından oluşur (Besier, 1983) .

YÜKSEK ENERJİLİ BREMSSTRAHLUNG
X-IŞINI



DÜŞÜK ENERJİLİ BREMSSTRAHLUNG X-IŞINI

Şekil 2.3 Bremsstrahlung radyasyonunun oluşumu

Oluşan x-ışınının minumun dalgaboyu (λ_{min}) nasıl bulunabileceğini açıklayalım.

Hızlandırılan elektronun hedef maddesine çarpmadan önceki kinetik enerjisi K_i olsun,

Elektron hedef maddesine çarpınca, elektronların itmesinden dolayı negatif bir ivme ile yavaşlayacak, dolayısı ile kinetik enerjisinde bir azalma meydana gelecek K_s değerine ulaşacak, böylece $K_i - K_s$ kadar enerji kaybolmuş olacak enerjinin konumuna göre enerji yok olmayacağı için $K_i - K_s$ kadarlık enerji $h\nu$

enerjili fotona dönüşmüştür. Elektromagnetik radyasyonların, hızları ışık hızına eşittir (300.000 km/sn).

$$h\nu = K_i - K_s \quad \nu = \frac{C}{\lambda} \quad \frac{h \cdot c}{\lambda} = K_i - K_s \quad \text{olur.} \quad (2.1)$$

$$C = \lambda \nu \quad \text{buradan da} \quad \lambda = \frac{h \cdot C}{K_i - K_s} \quad \text{dir.}$$

h = Planc sabiti $6,626 \cdot 10^{-34}$ Joul.sn

c = Işık hızı $3 \cdot 10^8$ m/sn

Bu değeri (2.1) denklemde yerine koyarsak,

$$\lambda (m) = \frac{6.626 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8}{K_i - K_s} = \frac{19.878 \cdot 10^{-26} (\text{joul} \cdot m)}{K_i - K_s (\text{Joul})}$$

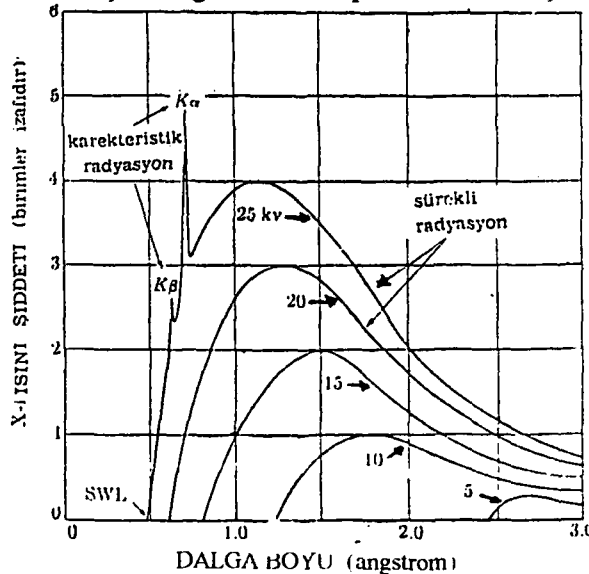
λ dalgaboyu $\text{\AA}$ cinsinden ifade edilirse

$$\lambda = \frac{12400}{K_i - K_s} \text{\AA} \quad \text{olur.} \quad (2.2)$$

denklem (2.2) her elektron için $K_i - K_s$ değeri aynı değildir. Öyleyse

$$\lambda = \frac{h \cdot C}{K_i - K_s} \quad \text{denkleminde } \lambda \text{ değeri de farklıdır.}$$

Sürekli x-ışınlarının oluşturduğu sürekli spektrumu bir şekil ile gösterelim.



Şekil 2.4. Tatbit tüpü için sürekli x-ışınları spektrumu

Şekil 2.4'de görüldüğü gibi (Bremsstrahlung) sürekli spektrumda şu özellik hemen göze çarpar. Uygulanan her gerilim değerinde şiddeti maksimum yapan dalgaboyu mevcuttur.

Sürekli (Bremsstrahlung) spektrumda belli bir $\lambda_{\min}$ değerine kadar ışıınım gözlenmez işte bu $\lambda_{\min}$ tüpten çıkan en kısa dalga boyu anma en büyük enerjili x-ışınıdır. $\lambda_{\min}$ 'un hesabı yapılırken şu şekilde düşünülür. (2.2) denkleminde $K_i - K_s$ 'de $K_s = 0$ alınır. yani elektron tüm enerjisini kaybetmiş olarak düşünülür. Elektronlar V_h potansiyeli altında hızlandırıldıklarından $K_i = eV_h$ dir. Öyleyse; $\lambda = \frac{h.c}{K_i - K_s}$ ifadesinde $K_i - K_s$ yerine eV_h alındığında $K_s=0$ böylece,

$$\lambda = \frac{h.c}{K_i - K_s} = \frac{h.c}{eV_h} \quad (2.3)$$

h , c , e değerleri sabittir. Dolayısıyla $\lambda_{\min}$ uygulanan gerilim ile ters orantılıdır.

$$h = 6,626.10^{-34} \text{ Joul.sn}$$

$$c = 3.10^8 \text{ m/sn}$$

$$e = 1,6.10^{-19} \text{ Coulomb}$$

olarak alındığında,

$$\lambda_{\min} = \frac{12400}{V_h} \text{ (Å)} \quad (2.4)$$

olarak bulunur.

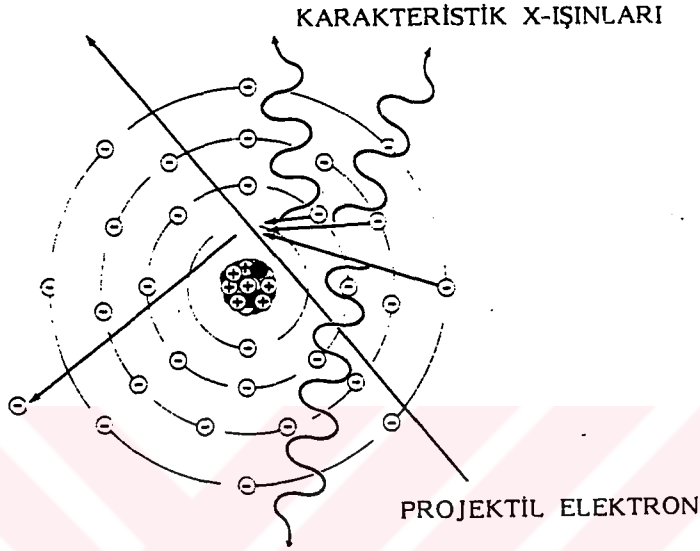
Buradan $\lambda_{\min}$ x-ışını tüpünden çıkan en sert x-ışınının dalgaboyudur (Cullity, 1956).

2.3. Karakteristik X-ışınları

Katod'tan fırlayarak anoda hızla çarpan elektronlara projektıl elektronlar denir. Bu elektronlar anod'taki hedef materyeli olan tungsten atomlarına çarptıklarında bu atomların en içteki yörünge elektronlarını yerinden koparırlar ve bir enerji açığa çıkar. Bu salınan enerjiye karakteristik x-ışınları denilmektedir. Bu çarpışma hedef atomu iyonize edecek şiddetde olmalıdır ve iç kabuk elektronu atomu tümüyle terk etmelidir. Basit bir uyarılma x-ışını oluşması için yeterli değildir. Atomun en iç yörüngesine K yörüngesi denilmektedir. K yörüngesindeki elektronu kaybedince stabilleşebilmek için dış yörünge olan P yörüngesinden bir elektron boşalan noktaya yönelir. Elektronun dış yörüngesinden iç yörüngeye hareketi bir x-ışını fotonu emisyonuna neden olmaktadır. Oluşan x-ışının enerjisi orbital elektronların bağlanma enerjilerindeki farka eşittir. Eğer x-ışınları K yerine daha orta kesim yörünge elektronlarının dış kabuk elektronlarınca doldurulması sonucu oluşmuşsa bu ışınların enerjisi daha düşük olacaktır. Düşük enerjili x-ışınlarının penetrasyonu düşüktür. Sadece K yörünge elektronları 70 keV değerinde enerjisi olan x-ışınları oluştururlar. Projektıl elektronların kinetik enerjisinin %99'u ise ısı şeklinde kayba uğramaktadır.

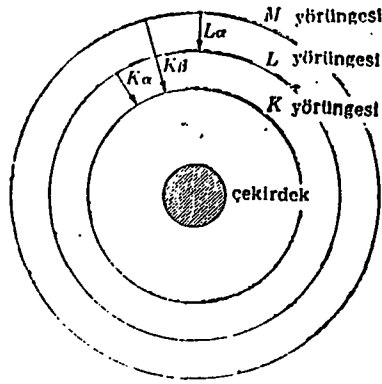
Hedef maddesinin atomları hızlandırılmış elektronlarla etkileşmelerinde çarpışmalardan ve itmelerden dolayı negatif bir ivme ile ivmelendirilirler. Böylece sürekli x-ışınları oluşur ama elektronlar yeterince enerjik olduğundan, bu frenleme elektronu durduramaz. Böylece elektron K kabuğuna kadar inip oradaki elektrona çarpar ve enerjisi yeterince yüksekse K kabuğundaki elektronu uyarır. K kabuğunda bir boşluk oluşur. Hemen aklımıza şöyle bir soru gelebilir, elektron neden diğer kabuklardan (L, M, ..gibi) değil de, K kabuğundan elektron söker ? Elbette diğer kabuklardanda elektron sökölür.

Fakat bunun sonucu oluşan ışımların dalga boyları büyüktür, bu yüzden K kabuğu bizim için önem taşır, bir K kabuğundaki durumu göz önüne alacağız.



Şekil 2.5. Karakteristik x-ışınlarının oluşumu

Çekirdeğe yakınlık bakımından atomdaki kabuklar K, L, M, N, ... şeklindedir. Çekirdeğe en yakın kabuk K kabuğu olduğu için, elektronları en kararlı olduğu yer K kabuğudur. Yukarıda belirttiğimiz gibi, hızlı elektron K kabuğuna kadar inip, orada bir boşluk meydana getirdiğinde, bu boşluk diğer kabuklardaki elektronlara doldurulur. L kabuğu K kabuğuna M kabuğundan daha yakın olduğundan dolayı, bu boşluğun L kabuğundaki elektronlarca doldurulma olasılığı daha yüksektir. Yani bu olay oluşurken, L kabuğundan K kabuğuna geçen elektronların sayısı M kabuğundan K kabuğuna geçen elektronların sayısından daha fazladır.



Şekil 2.6. Bir atomda elektronik geçişler

İşte bu elektron geçişi L kabuğundan K kabuğuna ise oluşan ışıma K_α ışıması M kabuğundan K kabuğuna ise oluşan ışıma K_β ışıması adını alırlar. İşte bu K_α ve K_β ışımlarına karakteristik x-ışınları denir. Bu ışınlar karakteristik x-ışınları denmesinin sebebi her madde için K_α ve K_β ışımlarının dalgalıboylarının farklı olmasındandır. Yani K_α ve K_β ışımları maddeyi karakterize eder (Taylor and Zafaritos,1996).

Şimdi neden her madde için K_α ve K_β ışımlarının dalgalıboyları farklıdır? Bunu açıklayalım, bir kere her maddenin atom numarası farklıdır. Dolayısı ile yörüngeler arasındaki uzaklık ve enerji farkıda farklı olacaktır. Bu nedenle geçişlerde meydana gelen fotonların enerjileri dolayısıyla dalga boyları ve frekanslarında farklı olur. Fotonun enerjisi,

$$E = h\nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad \text{ile verilir.}$$

K_α ışıması :

Bir atomda n. yörüngede dolanan bir elektronun enerjisi

$$E = -13,6 \frac{Z^2}{n^2} \quad (2.5)$$

ile verilir. Bu enerji değeri eV cinsindendir.

L kabuğundaki elektronun enerjisi, $n_L = 2$

$$E_L = -13,6 \frac{Z^2}{n_L^2}$$

K kabuğundaki elektronun enerjisi, $n_K = 1$

$$E_K = -13,6 \frac{Z^2}{n_K^2} \text{ dir.}$$

$n_L = 2$ ve $n_K = 1$ olduklarında

$$E_2 = -13,6 \frac{Z^2}{4}, \quad E_1 = -13,6 \frac{Z^2}{1} \text{ olur.}$$

$\Delta E = E_1 - E_K = E_2 - E_1$ kadarlık $h\nu$ enerjili foton olarak yayımlanmıştır.

$$h\nu = E_2 - E_1$$

$$\frac{hc}{\lambda_{K_\alpha}} = E_2 - E_1 \Rightarrow \lambda_{K_\alpha} = \frac{hc}{E_2 - E_1} \quad (2.6)$$

$$E_2 - E_1 = -13,6 \frac{Z^2}{4} + 13,6 \frac{Z^2}{1} \Rightarrow E_2 - E_1 = 10,2 Z^2 \text{ eV} \quad (2.7)$$

bunu 2.6. denkleminde yerine yazalım,

$$\lambda_{K_\alpha} = \frac{hc}{10,2 \cdot Z^2}$$

$$h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ Joul.sn} \quad c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/sn}$$

$$h \cdot c = 12400 \text{ eV} \cdot \text{\AA}^\circ \text{ bulunur.}$$

$$\lambda_{K_\alpha} = \frac{12400 \text{ (eV} \cdot \text{\AA}^\circ)}{10,2 \text{ (eV)}} \cdot \frac{1}{Z^2}$$

$$\lambda_{K_\alpha} = 1215,7843 \frac{1}{Z^2} \text{\AA}^\circ \quad (2.8)$$

Her madde için , Z değeri farklı olacağından, λK_{α} 'nında farklı olacağı (2.8) denkleminde açıkça gözükmemektedir. Aynı düşünceyi K_{β} için uygularsak, Atomda herhangi bir yörüngedeki elektronun enerjisi (2.5) denklemi ile verilir.

M kabuğu için $n_m = 3$

K kabuğu için $n_k = 1$

$$E_m = E_3 = -13,6 \frac{Z^2}{9} \text{ dir.}$$

$$E_k = E_1 = -13,6 \frac{Z^2}{1} \text{ dir.}$$

M kabuğundan K kabuğuna geçen bir elektron ;

$\Delta E = E_m - E_k = E_3 - E_1$ kadar enerji kaybeder, bu enerji foton olarak yayınlanır. Yani $\Delta E = h\nu$ dür.

$$h\nu = E_3 - E_1 \Rightarrow \frac{hc}{\lambda K_{\beta}} = E_3 - E_1 \text{ çünkü ışıma } K_{\beta} \text{ ışımasıdır.}$$

$$\lambda K_{\beta} = \frac{hc}{E_3 - E_1} \text{ dir.} \quad (2.9)$$

$$E_3 - E_1 = -13,6 \frac{Z^2}{9} + 13,6 \frac{Z^2}{1} \Rightarrow \frac{8}{9}(13,6) x Z^2 \Rightarrow E_3 - E_1 = 12,1. Z^2 \quad (2.10)$$

(2.9) denkleminde (2.10) yerine yazılırsa ,

$$\lambda K_{\beta} = \frac{hc}{12,1 Z^2} \quad h.c = 12400 \text{ (eVÅ)} \text{ değeri yerine yazılarak}$$

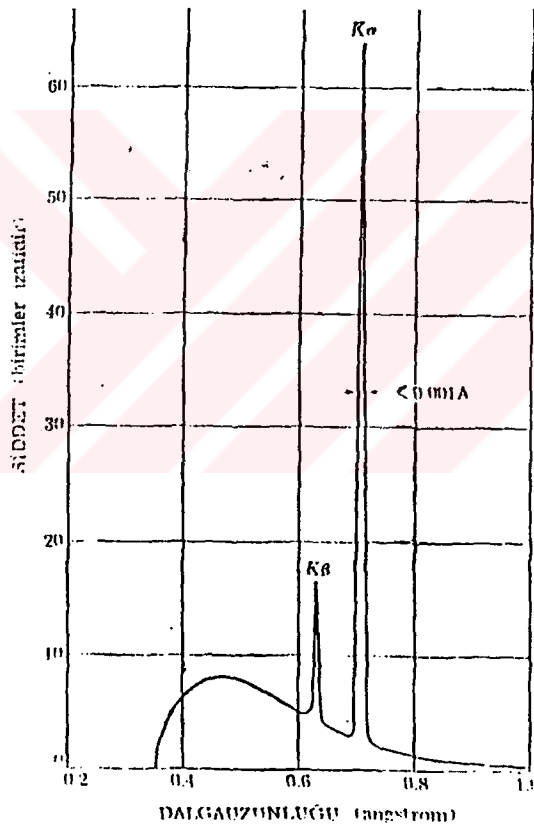
$$\lambda K_{\beta} = 1024,793 \frac{1}{Z^2} \text{ Å} \text{ elde edilir.} \quad (2.11)$$

yine burada her madde için Z farklı olduğundan λK_{β} 'nin farklı olacağı açıktır.

Şimdi $\frac{\lambda K_{\alpha}}{\lambda K_{\beta}}$ oranına bakacak olursak ,

$$\frac{\lambda K_{\alpha}}{\lambda K_{\beta}} = \frac{1215,7843}{1024,793} \frac{1/Z^2}{1/Z^2} = 1,18637..... \quad (2.12)$$

K_{α} ve K_{β} ışımalarının oluşumunu yaptıktan sonra 35 kV da molibden spektrumu şekli aşağıdaki gibidir (Cullity, 1956).



Şekil 2.7. 35 kV'da molibden spektrumu

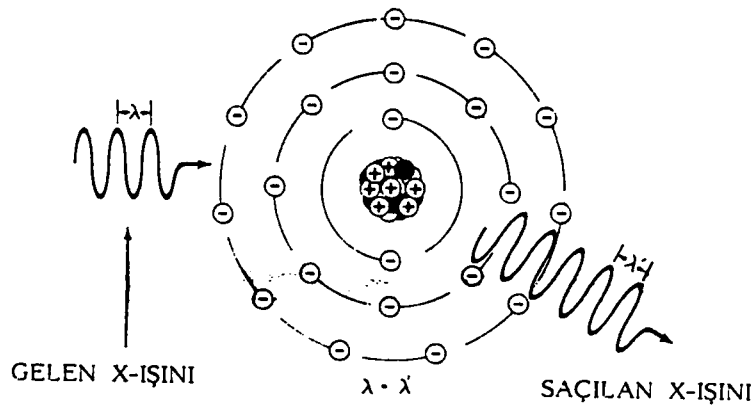
2.4. X-Işınlının Madde İle Etkileşimi ve Soğurulması

X-ışınları hedef madde atomu ile karşılaştıklarında hiç etkileşime girmeyebilir veya etkileşime girip, atomda ve/veya kendilerinde yön ve enerjileri farklılığına neden olabilirler. X-ışınlarının madde ile etkileşimi beş ana gruba ayrılabilir (Dicle, 1991).

1. Saçılma etkisi
2. Compton etkisi
3. Fotoelektrik etki
4. Çift oluşumu
5. Fotoçözünme olayı

Saçılma Etkisi:

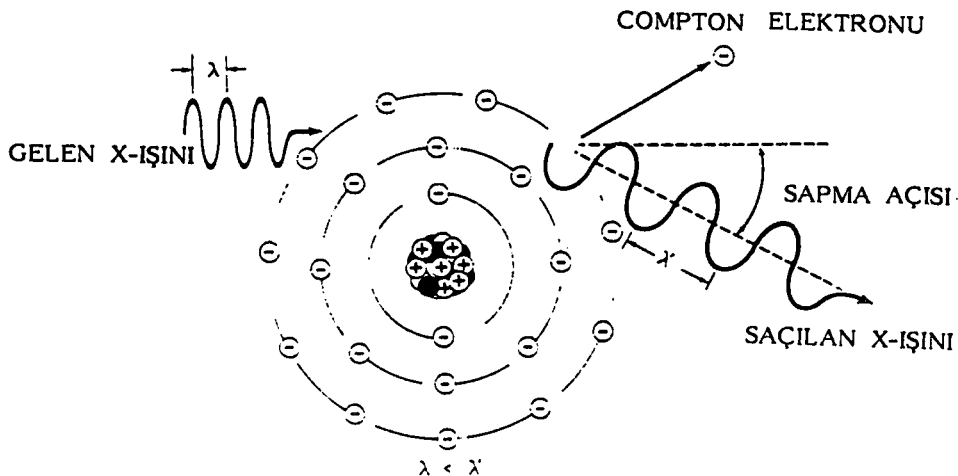
Yüksek enerjili x-ışınları karşılaştıkları maddeyi büyük ölçüde geçebildikleri halde, daha düşük enerjili x-ışınları maddeye (objeye) çarptıkları zaman bir saçılma olayı ortaya çıkar. 10 keV'dan daha düşük enerjili x-ışınları madde üzerinde klasik saçılma etkisi oluştururlar. Buna bazen Thomson saçılımı da denir. Düşük enerjili x-ışınının dalga boyu ile etkileştiği atomdan saçılan x-ışınlarının dalgaboyu birbirinin aynıdır. Ne varki, saçılma yapan düşük enerjili x-ışınları çok küçük oranda olup, pratik önemi yok sayılabilir.



Şekil 2.8'de saçılma olayı düşük enerjili x-ışınları ve atomlar arasındaki etkileşim sonucu ortaya çıkar. Bu etkileşimde x-ışınları enerjilerini kaybetmez iken, yönlerinde sapmalar meydana gelir. Şekilde de izlendiği gibi, atoma çarpan x-ışını dalga boyu, saçılan ışının dalga boyuna eşittir.

Compton Etkisi:

Orta düzey enerjili x-ışınları ile atomların dış kabuk elektronlarının etkileşmesi ile fotonların saçılıma uğraması ve başlangıçtaki enerjinin kayba uğraması ile sonuçlanan etkileşime Compton etkisi denir. Bu olayda atomdaki dış yörünge elektronu yerinden koparan x-ışını, atomu iyonize hale geçirmektedir. Compton etkileşimi sırasında enerjinin büyük bir bölümü saçılan foton ve sekonder elektron olarak ikiye bölünür. Bu iki enerjide tüm güçlerini yitirene kadar daha bir çok iyonizasyon çarpışmalar yaparlar. Oluşan bir x-ışını demetinin Compton etkileşimine girme olasılığı karmaşık bir durum olmasına rağmen, genel olarak x-ışınının enerjisi azaldıkça olasılıkta azalmaktadır. Atom numarası compton etkisini çok az ilgilendirdiğinden kemik ile yumuşak dokudaki compton etkisi az düzeylerde dir. Sonuçta compton olayı grafi üzerine negatif bir etki yapan radyasyon saçılımıdır.



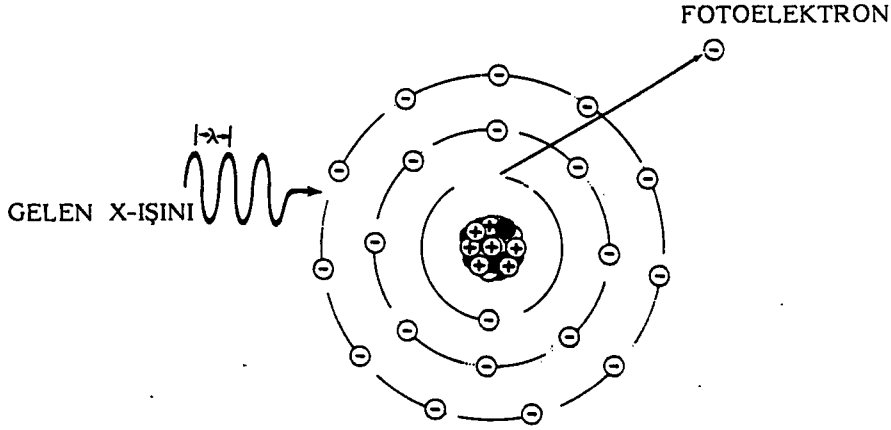
Şekil 2.9. Compton etkisi

Compton olayı orta dereceli enerjisi olan x-ışınları ile karşılaştıkları atomun dış yörünge elektronu arasında oluşur. Bu karşılaşma sonucu oluşan iyonizasyon fotonun yönünü değiştirir, enerjisini azaltır. Burada saçılan x-ışınının dalga boyu, başlangıçtaki dalga boyuna göre artış gösterir.

Fotoelektrik etki :

X-ışınları, içinden geçtiği maddenin atomlarıyla çeşitli biçimlerde etkileşir. x-ışınlarının bütün enerjilerinin absorbe edilmesiyle sonuçlanan maddenin atomlarına ait en iç yörünge elektronlarının yerinden koparıldığı etkileşmeye fotoelektrik etki adı verilir. Bu etkileşim bir foton absorpsiyon etkileşimidir. Etkileşme sırasında atomun en içteki yörüngesinden fotoelektron adı verilen bir elektron ayrılır. Bu ayrılma sonunda geride x-ışınının enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkı kadar bir enerji kalmaktadır. Düşük atom numaralı hedef maddelerde K yörünge elektronlarının bağlanma enerjileri oldukça düşük olduğundan, oluşan fotoelektron ile x-ışınının enerjisi yaklaşık olarak aynı sayılır. Yüksek atom numaralı maddelerde ise fotoelektronun kinetik enerjisi oldukça düşük olacaktır.

Bir x-ışını demetinin fotoelektrik etkileşime girme olasılığı, hedef atomun foton enerjisi ve hedef atomun numarası ile ilişkili bir fonksiyon içindedir. Elektron bağlama enerjisinden daha yüksek enerjisi olmayan x-ışınları fotoelektrik etkileşim yapamazlar. Fotoelektrik etkileşimin oluşma olasılığı foton enerjisi ile ters orantılıdır. Bu olasılık, atom numarası ile de aynı şekilde ters orantılı ilişki gösterir.



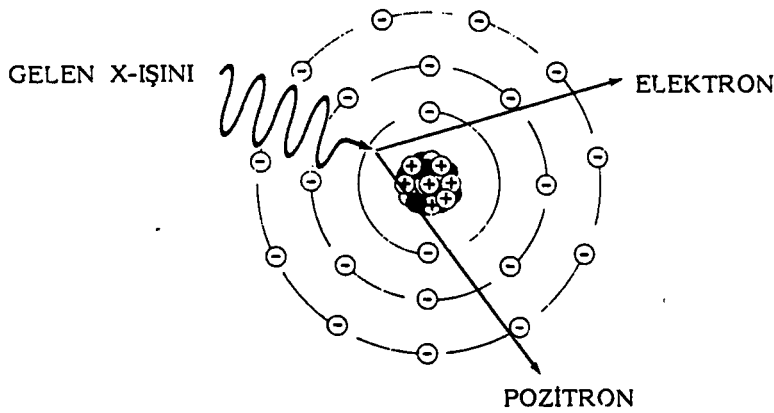
Şekil 2.10. Fotoelektrik etki

Fotoelektrik olayı, x-ışınının karşılaştığı bir atomun en iç yörünge elektronun iyonizasyonu sırasında tüm enerjisinin absorbe oluşu ile meydana gelir. Bu olay sırasında x-ışını fotonu tümüyle yok olurken, fotoelektron adı verilen K-yörünge elektronu atomdan ayrılır.

Çift Oluşumu :

Enerjisi 1.02 MeV'dan daha yüksek x-ışınlarının, hedef atomun çekirdeksele güç alanıyla etkileşimi sonucunda, fotonların yok olduğu ve ortaya bir pozitif yüklü (Pozitron) diğeri negatif yüklü (elektron) iki elektronun çıkmasıyla karakterize olaylar zincirine çift oluşum denilir.

Çift oluşumu yüksek enerjili x-ışınları gerektiğinden tanısal radyololjide önemli değildir.

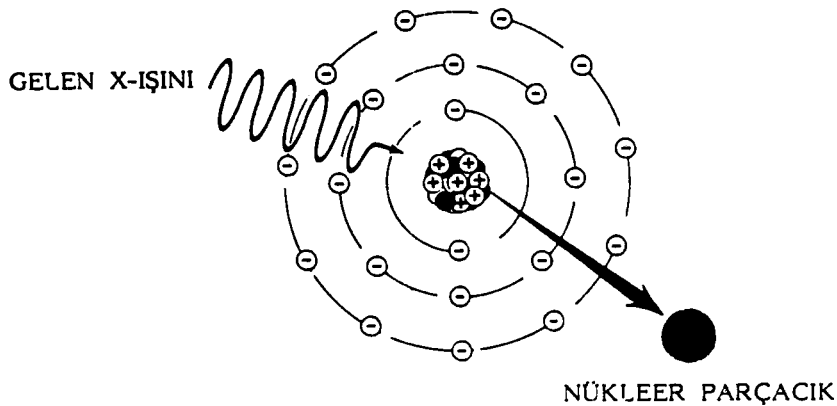


Şekil 2.11. Çift oluşumu

Çift oluşumu enerjisi 1.02 MeV'dan yüksek x-ışınları ile meydana gelir. Burada fotonlar, atomun çekirdek alanı ile etkileşir ve yükleri birbirine zıt iki elektron yaratmış olur.

Fotoçözünme Olayı

10 MeV'un üzerinde enerjili x-ışın fotonlarının, hedef atomun çekirdeği ile etkileşimi sırasında fotonun, çekirdek tarafından absorblanması ve sonuçta nükleustan bir fragmanın salınmasına fotodisintegrasyon (fotoçözünme) olayı denilmektedir. Tanısal amaçlı radyolojide pratik önemi yoktur (Chesney, 1975).



Şekil 2.12. Fotoçözünme olayı

Fotoçözünme olayı, yüksek enerjili fotonlar ile çekirdeğin etkisiyle oluşur. Atom çekirdeği tarafından absorblanan foton yerine nükleer bir parçacık salınmaktadır.

X-Işınlının soğurulması:

Bir maddenin değişik atom numarası ve yoğunlukta yapılardan oluşması, o maddeye ulaşan x-ışınlarının farklı düzeylerde absorbe edilmesine yol açar. Bir başka deyişle, farklı düzeylerde fotoelektrik etkileşimi ortaya çıkar. X-ışınının fotoelektriksel etkileşime uğrama olasılığı atom numarasının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır (Khan, 1994).

$$A = Z^4 \cdot \lambda^3 \cdot v \cdot d \quad (2.13)$$

Burada,

A= Absorbsiyon (Soğurulma)

Z = Atom numarası

λ = ışının dalga boyu

V = hacim

d = yoğunluktur.

Diğer bir ifade ile,

$$A = h \cdot \lambda^3 \cdot Z^4 \cdot d \cdot tk \quad (2.14)$$

dır. Burada,

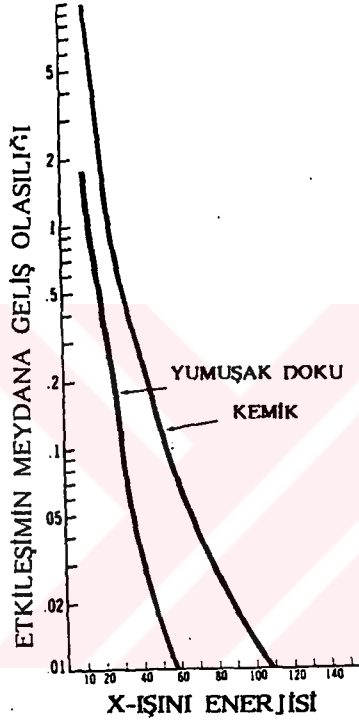
d = doku yoğunluğu

tk = doku kalınlığı

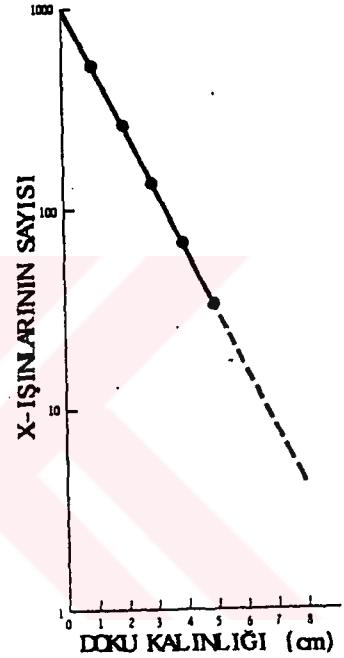
h = sabit bir değerdir.

Bilindiği gibi kemiğin atom numarası, ortalama 13.8 iken yumuşak dokunun 7.4. kadardır. Buna göre x-ışınının kemikte yumuşak dokuya göre fotoelektriksel, absorpsiyona uğrama şansı yedi kat fazla olacaktır. Bu etkiyi

artırıcı bir faktörde x-ışınının enerjisidir (Şekil 2.13). Madde yoğunluğu (örneğin kemik için 1.85, yumuşak doku için 0.32) ile absorpsiyon arasında lineer bir orantı bulunur (Şekil 2.14) (Tuncel, 1994).



Şekil 2.13 X-ışını enerjisi ile etkileşimin meydana geliş olasılığı arasındaki grafik



Şekil 2.14. Doku kalınlığı ile x-ışınlarının sayısı arasındaki grafik

3. X-IŞINLARININ KULLANIM ALANLARI VE BİYOLOJİK ETKİLERİ

X-ışınları kullanılırken, emisyon sırasında ortaya çıkan bazı istenmeyen unsurlardan arındırılmak zorundadırlar. Bu amaçla alınan bir çok fiziki önlemler bulunmaktadır. Söz konusu önlemlerin anlaşılabilmesi için X-ışını kalitesi ile ilgili bilgilerin kavranması yararlı olacaktır. Bu temel bilgiler doğrultusunda tanısal amaçla kullanılacak olan ışının son şeklinin elde ediliş yöntemleri kolayca anlaşılabilir (Dicle, 1991).

3.1. X-Işınının Kalitesi

Bu bölümde x-ışınlarının niteliği, niceliği ve bunları etkileyen faktörler, kolimasyon, filitre ve grid kavramları üzerinde durulacaktır.

X-ışını üreten bir cihazın çıkardığı ışın yoğunluğu Röntgen (R) yada miliröntgen (mR) birimleri ile ölçülür. Bu birimle ifade edilen değer x-ışını miktarını belirtmektedir. Işın yoğunluğu ya da ışın niceliği terimleri yerine bazen radyasyon ekspozuru deyimi kullanılır. Bu kavramların hepsi aynı anlamdadır ve röntgen ile ölçülür.

Röntgen : Normal şartlarda [0° C sıcaklıkta, 760 mmHg (1atm) basınç altında] Sekonder ışımadan arındırılmış bir ortamda 1 cm^3 havada (0,001293 gr) 1 elektrostatik yük birimi iyonlaşma oluşturan x-ışını miktarıdır. Oluşan iyonlaşma 2.08×10^9 iyon çifti/ cm^3 veya 2.58×10^{-4} Coulomb/kg hava olarak da bilinmektedir ($1\text{C} = 6,3 \times 10^{18}$ e- yükü) (Üstün,1972).

Bir başka şekilde ifade etmek gerekirse, radyasyon miktarı, bir ışın demeti içindeki x-ışınlarının sayısı demektir. Genel amaçlarla kullanılan ve 70 kilovolt ile çalıştırılan bir röntgen tüpü 100 cm tüp film mesafesinde ve 1,5 mC/kg-m As dozda 3 ile 6 mR/mAs şiddetinde x-ışını yoğunluğu üretir.

X-ışınlarının sayısal oranının bir dizi faktörler etkilemektedir. Bu faktörlerin tümü aynı zamanda radyografi filmi dansitesini etkilemektedir. Bunlar, miliampersaniye, kilovolt değerleri, uzaklık ve filtrasyondur.

X-ışını ile niceliği ile miliampersaniye (mAs) doğru orantılıdır. mAs iki kat arttırıldığında anoda gelen elektronların sayısında iki kat artmaktadır. Buna bağlı olarak da emisyon yapan x-ışını sayısı iki katına çıkacaktır. Radyolojide kullanılan cihazlarda 25-1200 mAs Ayrıca katodtan anoda hızlandırılarak ilerleyen elektronların enerjisi yani tüp voltajı gerilimi Radyodiagnostikde kullanılan cihazlarda 30-150 kVp'dir. Voltajın artması ise, ışın miktarının karesi oranında arttırmaktadır. Yani voltaj iki kat arttırıldığında ışın yoğunluğu 4 kat artmaktadır.

X-ışınının filtre edilme nedenleri:

X-ışınları tüpten çıktıktan sonra kullanıma girmeden çeşitli filtrasyonlardan geçirilirler. Bunun amacı ışın demeti içinde yer alan düşük enerjili olup, hastaya yarar sağlamayan x-ışınlarının saf dışı edilmesidir. Zira, düşük enerjili x-ışınları tanısal bir katkı sağlamadıkları gibi, yüzeysel dokularda absorbe edilerek filme ulaşamadıklarından gereksiz yere hasta dozunun artmasına neden olurlar.

A) Doğal filtreleme: X-ışını tüpü tarafından yapılan filtrasyondur. Hedef, tüp camı ve tüp etrafındaki yağ filtrasyona neden olur. Pencere olarak bilinen tüp

kesiminde cam nispeten daha önce olmasına rağmen, yaklaşık 0,5 mm. alüminyum eşdeğeri filtrasyon yapar. Tüpün eskimesi ile tungsten buharlaşarak cam yüzeyinde birikir ve filtrasyonun artmasına neden olur.

B) Eklenmiş filtreleme: Tüp ile x-ışınlarının yalnızca istenen alana ilerlemesi (yönlendirilmesi) amacına yönelik kolimatörler arasında yer alan yaklaşık 2-3 mm kalınlığındaki alüminyum plakadır. Tüp X-ışınlarını güç kaybına uğrattır ancak, oran düşük enerjiler için çok daha fazladır. Böylece yüksek etkin enerjili X-ışını demeti elde edilir. Filtrasyonda genellikle alüminyumun kullanılmasının nedenleri, düşük enerjili x-ışınlarının ortadan kaldırılmasındaki verimi, ucuz olması, kolay bulunması ve kolay şekil verebilirliğidir.

C) Kompansatör Filtreleme: Doku kalınlığı farklı alanların birlikte görüntülenebilmesi gerektiği durumlarda kullanılan homojen bir görüntü elde etmek amacına yönelik filtredir.

Filtreden çıkan x-ışınlarını etkilerini

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \quad (3.1)$$

şeklinde uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azaltırlar.

Bu arada,

I_1 : d_1 noktasındaki x-ışını yoğunluğu

I_2 : d_2 noktasındaki x-ışını yoğunluğu

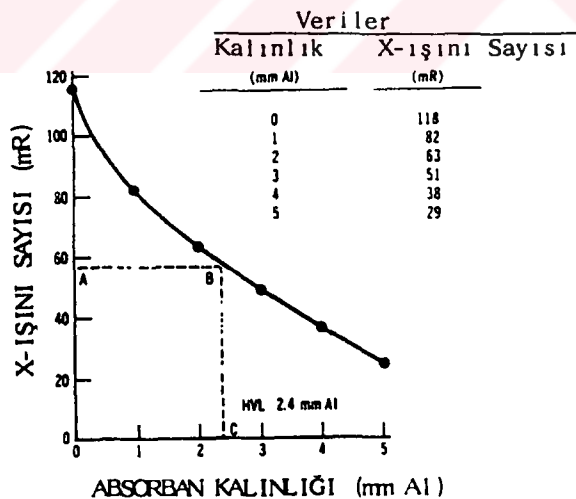
d_1 : yakın nokta

d_2 : uzak nokta'dır.

X-ışınının etkin enerjisi arttıkça madde içinden geçme (penetrasyon, giricilik) yetenekleri artar. X-ışınının giricilik gücü kalitesiyle yakından ilişkilidir.

Yüksek kaliteli ışınlar geçiş gücü yüksek ışınlar olup, bunlara sert ışınlar, düşük kalitede olup, giricilikleri zayıf ışınlar yumuşak ışınlar denilmektedir (Chesney, 1975).

X-ışını yarılanma değeri (HVL = Half Valve Layer) X-ışının yoğunluğunu yarı yarıya azaltacak absorpsiyonu sağlayan madde kalınlığında tanısal amaçlı bir x-ışını demetinin HVL'si 3-5 mm. aliminyum ya da 4-8 cm yumuşak dokudur. Yarı değer kalınlığı deneysel olarak belirlenmektedir. Bu işlemde x-ışını tüpü, radyasyon dedektörü ve araya konulan standart kalınlıktaki maddeler kullanılmaktadır. X-ışını enerjisini sabit tutarak araya konulan maddenin kalınlığı değiştirilerek dedektördeki veriler toplanır. Elde edilen verilerden oluşturulan grafik üzerinde kullanılan madde için yarı değer kalınlığı hesaplanır (Kaya, 1996). Aşağıdaki şekilde x-ışını kalitesi ile absorban madde kalınlığı arasındaki ilişki gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Yarılanma değeri

Şekilde gösterilen yarılanma değeri düzeyleri tipik verilerden oluşmaktadır. Burada 2.4 mm kalınlığındaki bir aliminyum HVL'si gösterilmiştir.

X-ışınlarının kalitesi sayısal olarak Half Valve Layer (HVL) ile ifade edilir. HVL başlıca voltaj ve filtrasyondan etkilenmektedir. X-ışınlarının kalitesi voltaj ve filtrasyondan etkilenir. Voltaj arttıkça ışın kalitesi ve HVL artar. Voltajda bir artış x-ışının emisyon spektrumunda yüksek enerji tarafına bir kayma meydana getirir. Böylelikle, ışın demetinin giriciliği artmaktadır.

X-Işını Saçılımının Engellenmesi:

Radyogramlardaki görüntüyü oluşturan, incelenen dokudan etkileşime girmeden geçerek filme ulaşan x-ışını fotonları (siyah alanlar) ve fotoelektrik olay sonucu dokuda absorbe olan x-ışını fotonlarının yer aldığı alanların filme yansımalarıdır (beyaz alanlar). Ayrıca özellikle Compton olayı sonucu saçılma uğrayan x-ışını fotonları da yönleri değişip enerjileri azalsa bile filme ulaşabilirler. Saçılan radyasyonun filme ulaşması sonucu radyogramlarda görüntü netliği ve kontrast azalır. Bu nedenle ideal radyogramların elde edilmesi amacıyla saçılan ışın miktarını en aza indirmek ve saçılan radyasyonun filme ulaşmasını engelleyerek ayrıntılı ve kontrastlı görüntüler elde etmek için çeşitli sistemler kullanılmaktadır (Tuncel, 1994).

I. Saçılmanın engellenmesi için:

- a) Filtreleme
- b) Kolimasyon
- c) Kompresyon (Baskılama)
- d) Uygun tüp voltajı (kVp)

II. Saçılan ışının filme ulaşmasının engellenmesi için:

- a) Grid
- b) Air-gap Tekniği

Filtreleme:

Saçılmanın kaynağı olan düşük enerjili x-ışınlarının ortadan kaldırılması amacına yönelik olup, özellikleri bölüm 3.1'de anlatılmıştır.

Kolimasyon:

X-ışınları demetinin kesit alanı ve yönlendirildiği görüntülenecek alanın boyutu saçılmış radyasyon düzeyini etkiler. Genel bir kural olarak x-ışını demeti ne kadar geniş olursa, saçılmış radyasyon şiddeti de o kadar fazla olacaktır. Aynı şekilde, 30x40 cm² boyutlarındaki film kullanılarak yapılan görüntülemelerde 18x24 cm² boyutlarındaki filme göre daha fazla radyasyon saçılımı oluşacaktır. Bu nedenle x-ışını demetinin kesit alanını sınırlamak amacıyla çeşitli kolimatör sistemler kullanılmaktadır. Özellikle fluoroskopik incelemelerde görüntüleme alan boyutunun küçütülmesi, görüntü netliğini arttıracak gibi, fazla doz alınmasını da engeller.

Diyaframa penceresi, x-ışını tüpünün önüne yerleştirilen, boyutu bilinen sabit küçük bir açıklığı bulunan kurşun (Pb) plakadır. Tüp film uzaklığının ve görüntülenecek alanın genelde sabit olduğu durumlarda kullanılır. Ayrıca farklı açıklığı bulunan plakalar değiştirilerek boyutları farklı filmler ile birlikte kullanılabilirler.

Silindirik veya konik şekilde olan ve daima dairesel faydalı ışın demeti oluşturarak istenilen alana yönlendirilmesini sağlayan sistemler de vardır. Görüntüleme yapılacak alan dar olduğunda kullanılırlar.

Günümüzde kolimasyon amacı ile en sık otomatik veya elle kumanda edilen değişken alanlı sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemlerde, temel olarak x-ışını tüpü, önünde kontrollü olarak hareket edebilen en az dört kurşun plaka

bulunmaktadır. Kurşun plakaların istenilen şekilde ayarlanması ile istenilen kesit alanda x-ışını demeti elde edilebilmektedir. Kurşun plakaların yarattığı açıklığın değerlendirilebilmesi ve yönlendirilmesinde kolaylık sağlaması için ışık kaynağı da kullanılarak lokalizasyon yapılmaktadır.

Kompresyon (Baskılama):

X-ışınları ile incelenen doku kalınlığının artması ile saçılan x-ışını şiddetinde de artma gösterir. Örneğin, 70 kVp'de 3 cm kalınlındaki dokuya yönlendirilen x-ışınlarının %45'i saçılma uğrarken, 30 cm kalınlığındaki dokuda bu oran % 100' dür. Artan doku kalınlığı ile saçılma uğrayan x-ışınları da artar. Doku kalınlığına bağlı olarak artan saçılma sonucu oluşan görüntüdeki netlik ve kontrast kaybı dokunun baskı ile kalınlığının azaltılması sonucu bir miktar engellenebilir.

Tüp voltajı:

X-ışını enerjisi artırıldığında tüm etkileşimler (fotoelektrik, Compton) azalır. Azalma fotoelektrik olay için daha fazladır. X-ışını enerjisi yani tüp voltajı artırıldığında fotoelektrik olay sonucu absorbe olan x-ışını enerjisi ile Compton saçılımına uğrayacak x-ışını sayısının mutlak olarak azaldığı kabul edilir. Fakat, compton saçılmaya uğrayacak x-ışını sayısındaki azalma da az olmaktadır.

Yumuşak dokuda 20 keV enerji düzeyinde fotoelektrik olay ve Compton etkileşim olasılıkları aynıdır. Bu enerji düzeyinin altında x-ışını yumuşak doku etkileşiminde fotoelektrik olay ağırlıklı iken enerji düzeyinin üzerinde compton saçılma, ağırlıklıdır. Kemik için ise bu enerji düzeyi 40 keV'dur. Bu nedenle kemiklerin görüntülenmesi için yüksek kVp tekniğinin kullanılması saçılan radyasyonun da azaltılması bakımından önerilir.

Grid:

Saçılan radyasyonun filme ulaşmasını engelleyerek olumsuz etkilerini ortadan kaldırma amacına yönelik sistemdir. Gridler hasta ile film arasında yer alan belirli kalınlıkta, aralıklarla dizilmiş x-ışınını geçiren (D) ve absorbe eden (T) filme dik tabakalardan oluşur. Dokudan direkt olarak etkileşime girmeden geçen, doğrusal ilerleyen x-ışını fotonları geçirgen aralıklarda ilerlerken saçılma sonucu açığa çıkan x-ışını fotonları doğrusal ilerleyemediklerinden, geçirgen aralıklara ulaşırsalar bile tutucu tabakalar tarafından soğrulabilirler. Grid sistemi ilk uygulamacısı Dr.Bucky olması nedeni ile "Bucky" olarak da adlandırılır (Kaya, 1996).

Grid özellikleri:

Grid oranı, grid yüksekliğinin (h), x-ışını geçiren aralığın enine (D), oranıdır (h/D). Günümüzde 5/1 - 16/1 oranlı gridler kullanılmaktadır. Bu oranlı gridlerin sırası ile saçılmış radyasyonu temizleme oranları % 85 ve % 95'dir. Yüksek grid oranı, saçılmış radyasyon daha fazla temizlerken hastanın aldığı radyasyon dozunun artmasına neden olur.

Grid frekansı, birim grid uzunluğundaki grid çizgileri sayısıdır. Birimi "grid çizgisi/cm" dir. Hesaplanmasında 1 cm grid çizgisi kalınlığına (T+D) bölünür. $cm/(T+D)$ günümüzdeki gridlerde frekans 24-43 grid çizgisi/cm arasındadır. Yüksek grid frekansı saçılmış radyasyonu daha fazla temizler, grid kalınlığının (h) azalmasına olanak verirken, hastanın aldığı radyasyon dozunun artmasına neden olur. Gridler saçılmış radyasyonun filme ulaşmasını engelleyerek radyografide kontrastı artırma amacına yönelik sistemlerdir. Gridlerin bu özelliklerini belirlemek amacı ile kontrast artırma faktörü (k) kullanılır.

k = gridli radyografik kontrast

Genelde (k) değeri 1,5-2 arasında olup, gridler kontrastı ortalama iki kat artırır. (k) değeri grid oranı yüksek gridlerde yüksek, grid frekansı yüksek gridlerde düşüktür.

İdeal grid, tüm birincil (pirimer) x-ışınlarını geçirirken tüm saçılan radyasyonu temizlemelidir. Gridden geçen birincil radyasyonun saçılan radyasyon oranına seçicilik denilmektedir. Bu oran, grid yapım ağır gridlerde (k) ve seçicilik yüksektir.

Hava tuzağı (Air-gap) tekniği:

Görüntülenecek doku ile film arasında yaklaşık 10-15 cm'lik aralık bırakılarak yapılan görüntüleme tekniğidir. Temelinde, hastadan saçılan x-ışınlarının düşük enerjili olmaları ve yön farklılığına uğramaları nedeniyle bu uzaklığı kat edemeyip, filme ulaşamamaları düşüncesi vardır. Dokudan geçen primer x-ışını fotonları için bu olasılık çok daha azdır. Saçılan radyasyonun temizlenmesi 7/1 grid oranına denktir. Teknikte önemli olan yaklaşık 10-15 cm.lik aralıktır. Bu mesafedeki havanın önemi yoktur. 90 kVp'nin üzerindeki tüp voltajında sıçalma daha fazladır (antegrad) dır, altında ise yan (leteral) açılanmaları daha fazla olup, filme ulaşma olasılıkları azdır. Bu nedenle 90 kVp'nin altındaki incelemeler önerilir. İncelemede doku ile film arasındaki uzaklığın neden olduğu görüntünün büyütülmesi (magnifikasyon) ve görüntü keskinsizliği x-ışını tüpü-doku uzaklığı arttırılarak bir ölçüye kadar engellenebilir (Enclopedia Amiracana, 1966).

3.2. X-Işını Kullanım Alanları

X-ışınları üzerinde yapılan deneyler sonucu elde edilen bilgilerde x-ışınlarının dalga boyları ve diğer özellikleri belirlendikten kısa bir süre sonra bu ışınlardan pratikte yararlanmanın yolları açılmış oldu. Bugün bilinen en önemli uygulamaları, bilimsel araştırmaların önemli üç dalını oluşturuyor. Fizikte x-ışını (kırınımı) kristalografisi, astronomisi ve nihayet hepimize çok tanınan gelen x-ışını (röntgen ışını) tedavi yöntemleri ya da geniş anlamıyla radyoloji uygulamalarıdır (Pınar ve Dicle, 1995). Bu kısımda sadece radyolojik uygulamalar tanıtılacaktır.

Radyoloji:

Röntgen'in buluşuyla insanlık, tıp tarihindeki en önemli aracını elde etmiş oluyordu. Cerrahi müdahalelere gerek kalmadan insan vücudunun içine ulaşılması, doktorlara tanı ve tedavide önemli ölçüde kolaylık sağladı. X-ışınlarının tıptaki kullanımı radyoloji olarak adlandırıldı ve daha sonraki yıllarda ses üstü (ultrasonik) dalgaların ve radyoaktif izotopların kullanımını da kapsayacak şekilde genişletildi.

X-ışınları içine girdikleri dokularda, doku yoğunluğuna göre emildiklerinden, film veya floresans ekran üzerinde farklı yoğunluklar oluşturur. Bu sayede vücut içinde kemikler veya mermi gibi yabancı maddeler rahatlıkla tespit edilebilir. bu yöntem özellikle I. Dünya savaşından itibaren ortopedide kırık ve çıkık tespiti için yaygın olarak kullanılmaya başladı. Kısa bir süre sonra geliştirilen yöntemle de hastaya baryum sülfat içirilerek kuşunun film üzerinde kontrastlı bir görüntü yarattığı gözlemlendi. Böylece sindirim sistemindeki tıkanıklar ve tümörler rahatlıkla tespit edilebilir hale geldi. Günümüzde benzer bir yöntem dolaşım sistemine, böbreklere, beyin ve çeşitli

yumuşak dokulara uygulanıyor. Bu araştırmalarda kontrast olarak, ağır metaller içeren maddeler kullanılır. Bu maddelerin tipik bir bileşimi suda ve yağda kolayca çözünen iyottur. Bu maddeler vücut içinde zehirlenmelere neden olmaz ve doğal yollarla vücuttan atılır.

Kalbe giden toplar damardan suda çözünen kontrast madde verildiğinde kalp odacıkları ve kalp atardamarları görülebilmektedir. Eskiden doktorlar, steskopla dinledikleri kalbin çalışma şeklini kafalarında canlandırırken, artık çalışan kalbin ritmik hareketlerini ekran üzerinde inceleyebilmektedir. Dolaşım sisteminde bir çok damara kontrast madde enjekte ederek tıkanıklıklar, yapı bozuklukları ve urların yanı sıra, böbrek veya safra kesesindeki taşlar ve bunlara bağlı kistler enfeksiyon ya da su birikimleri de rahatlıkla tespit edilebilmektedir. Benzer bir yolla rahim incelendiğinde, rahim yapısındaki bozukluklar ile rahim şeklinin doğuma uygun olup olmadığı ya da ana karnındaki çocuğun organlarındaki bozukluklarda ortaya çıkmaktadır.

Tıpta, x-ışınlarının önemli uygulamalarından bir olan bilgisayarlı tomografi de 1970 yılında geliştirildi. Bu cihazın çalışması, vücuda çeşitli açılardan giren x-ışınlarının dokulardan gittikçe şiddetlerinin azalması temeline dayanır. Bu yöntem sayesinde vücudun herhangi bir bölümü dilimlere ayrılmış şekilde görüntülenebilir. Böylece karaciğer ve böbrek gibi yumuşak dokular birbirinden ayırt edilebilir, hatta bir organ içindeki farklı yapılar gözlenebilir.

Gelişen teknolojiyle birlikte, hastalara güçlü bir magnetik alan altında, x-ışınları yerine radyo dalgaları gönderilmektedir. Magnetik rezonans olarak bilinen bu yöntem, farklı atamların magnetik alan, etkisi altında farklı frekanslardaki radyo dalgalarını soğurması esasına dayanır ve Bilgisayar

yardımla elde edilen veriler görüntü haline dönüştürülür (Bilim ve Teknik 1995).

3.3. Röntgen Aygıtları

Röntgen tanıda genel olarak iki grup röntgen aygıtı (radyografi ve radyoskopi) kullanılır. Her iki aygıtın da birçok özellikleri benzerdir. Radyoskopi aygıtı olarak Tomografi, memografi v.b. örnek olarak gösterilebilir.

Radyografi aygıtları:

Radyografi aygıtıyla yapılan işlem, statik bir görüntülemedir. Sadece röntgen filmine görüntü alınabilir. Radyografi masaları, yatar pozisyonda inceleme yapabilmektedir. Masa sabit olabileceği gibi yüzer masalar da vardır. Yüzer masalarda ışının istenilen bölgeye verilebilmesi için, masa yatay hareket ettirilebilir. İncelenen bölge ışının altına getirildiğinde, bir ayak pedalı ile serbestleştirilmiş olan hareket, kilitlenebilir. Masa, düşük absorpsiyon özelliği olan sağlam maddeden yapılır. Masanın altındaki buki ve kaset yerleştirmek için özel kaset yerleştirici bulunur. Otomatik kolimatörlü cihazlarda, kaset yerleştiriciye yerleştirilen kasetin boyutuna göre konum açıklığı otomatik olarak ayarlanmaktadır.

Radyografi aygıtlarının hasta ayaktayken çekim yapabilmek için dikey kaset yerleştirilebilen ek üniteleri vardır. Bu üniteler, vertikal buki statifi ya da buki standı olarak adlandırılmaktadır. Bu üniteler bukili ya da bukisiz olabilir. Daha çok akciğer grafiklerinde kullanıldığı için akciğer statifi de denilen farklı açılarda radyografiye olanak sağlayan ve tüple birlikte hareket ederek açısı değiştirilebilen bucky standları da mevcuttur. Bir radyografi aygıtında masa ve statif için tek bir röntgen tüpü bulunmaktadır (Bushong, 1984).

Tomografi (B.T.):

Tomografi vücuttan kesit şeklinde görüntü alma işlemini tanımlar. Bilgisayarlı tomografide (BT) kesitsel görüntü bilgisayarlar yardımı ile elde edilir. Bilindiği gibi, bilgisayarlar kendilerine verilen bilgileri işleyen ve bu bilgiler doğrultusunda iş üreten aygıtlardır. Bilgisayarların görüntü oluşturmak için gereksindği bilgiler, BT'de de konvansiyonel radyografinin temelini oluşturan x-ışınları yardımı ile elde edilirler. Konvansiyonel radyografiden farklı olarak tüpten çıkan x-ışınları, kolimasyon adı verilen bir işlemde ince bir demet haline getirilir. Daha sonra hasta vücudundan geçirilen bu x-ışını demeti, diğer uçta x-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. Dedektörlere ulaşan x-ışınları, yolu üzerindeki (hasta vücudundaki) absorpsiyon nedeniyle, ilk değerine oranla zayıflamış durumdadır. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarla değerlendirilir. Bir çok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, x-ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının x-ışını zayıflatma değeri hesaplanır. bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir (Kaya, 1996).

Anjiyografi:

Radyoskopi aygıtının tüm teknik özelliklerini taşırlar. Bu cihazlar, anjiyografi amacıyla geliştirilmiş serigraf ya da puck olarak adlandırılan hızlı film değiştirici ünitelere sahiptir. Bu sayede damar içinde hızla akan kontrast maddenin görüntülenmesi amaçlanmıştır. Bu cihazlarda film değişimiyle eş zamanlı radyasyon verilerek kısa zaman içinde çok sayıda radyografi elde edilmektedir (Kaya, 1996). Eskiden tüm anjiyografi işlemi için kullanılan bu cihazların yerine, günümüzde dijital anjiyografi yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır.

Fluoroskopi:

Bu aygıtlarda radyoskopi amacıyla geliştirilmiştir ve şehir şebekesinden alınan normal voltajla x-ışını üretmektedir. Radyoskopi aygıtlarına göre daha basit sistemlerdir. özellikle operasyon sırasında ya da girişimsel radyolojik işlemler sırasında kullanılırlar. Bu aygıtlarla radyografi de yapılabilmektedir. Günümüzde daha ileri gidilerek c kollu fluoroskopi aygıtları dijital görüntüleme üniteleri şeklinde ve hatta dijital subtraksiyon yapabilecek şekilde de üretilmektedir (Dicle, 1991).

Mammografi:

Mammografi yoğunlukları ve atom numaraları birbirine yakın olan kas, yağ ve memenin glandijler yapılarını incelemek amacıyla kullanılan bir yumuşak doku radyografisi yöntemidir. Meme kanserinde tarama ve araştırma amacıyla kullanılır. mammogarfı işleminde incelenen bölgenin, düşük kontrast farklılığı olan yapılardan oluşması nedeniyle, kontrast farkının iyi ortaya konulması ve rezolüsyonun çok iyi olması gerekmektedir.

Mammografi tekniğinde, başlıca iki konu önemlidir.

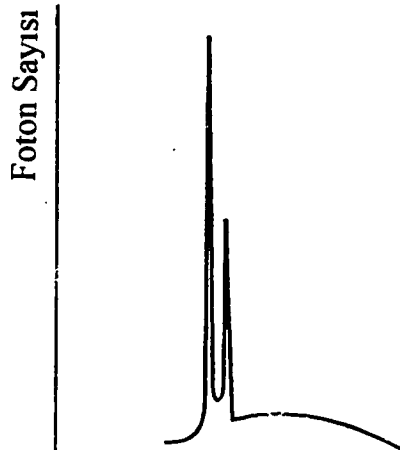
1) Düşük voltaj uygulanması zorunludur. düşük yoğunluk farkı olan meme yapılarının birbirinden ayırt edilebilmesi için bu gereklidir. Meme kanseri tanısında çok önemli rolü olan mikrokalsifikasyonların tanısında da bu önemlidir.

2) Radyosyona bağlı kanser riski taşıyan memeye mümkün olduğunca düşük doz verilmesi gerekmektedir. Bu nedenle radyolojik inceleme yapılırken en iyi görüntüleme sağlamaya çalışılırken bir yandan da hastanın aldığı doz düşük tutulmalıdır.

Mammografi aygıtları, meme görüntülemesini kolaylaştıracak şekilde düzenlenmiştir. Cihazın tüpü ve kasetliği kroniokavdal, lateral ve oblik projeksiyonlarda rahatlıkla görüntüleme sağlayacak şekilde döndürülebilmektedir. Bu cihazlarda memenin sıkıştırılarak daha iyi görüntülenmesini sağlayan kompresyon üniteleri de bulunur. Bu amaçla geliştirilmiş olan otomatik kompresyon sistemlerinde meme belli bir basınçla sıkıştırılabilmektedir.

Mammografi aygıtlarında voltaj 25-50 kVp arasındadır. 25-100 mAs ve 0,1 - 0,2 sn'lik süreler kullanılır. 100 mA kadar yüksek akımların kullanıldığı tüplerde, döner anot bulunmaktadır. Genellikle 0,1 mm ile 0,6 mm'lik fokal Spotlar kullanılır. Meme incelemelerinde, düşük kilovoltaj sınırlarında, dar spektral bandı olan x-ışını kullanılmaktadır. Bu özellikteki x-ışını üretebilmek için anotta hedef madde olarak molibden bulunur. Molibden anottan çıkan radyasyonun neredeyse tamamı karakteristik radyasyondur.

Tüpe 30-50 kVp uygulandığında K yörüngesindeki etkileşime bağlı oluşan radyasyonun enerjisi 17,9 ve 19,5 keV değerlerinde karakteristik radyasyon pikleri yapan oldukça dar bir alanı içerir (Şekil 3.2). Bu enerji, yumuşak doku detayını göstermek için idealdir. Tüpün perçeresinde x-ışını absorpsiyonu en aza indirmek için berilyum bulunur.



Düşük enerjili ışınlar, molibden yada alüminyum filtreler kullanılarak, filtre edilir. Radyografik ekspozur süresi en iyi otomatik ekspozur sistemiyle belirlenir. Bu amaçla genellikle memenin arkasına yerleştirilen iyonizasyon odaları kullanılır (Kaya, 1996).

3.4. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İnsanların günlük hayatta aldığı tüm radyasyonun içinde tıp amacıyla radyasyona maruz kalma oranı % 46 dır. Hayvanlarda yapılan deneyler ve kaza sonucu radyasyona maruz kalan insanlarda yapılan gözlemler, radyasyon dozu ile biyolojik etkisi arasında belirgin bir ilişki olduğunu göstermektedir.

Tıpta radyasyon, tanısal (röntgen tanı, nükleer tıp) yada tedavi (radyoterapi) amacıyla kullanılmaktadır. Burada özellikle röntgen tanıda kullanılan radyasyonun etkileri ve korunma yöntemleri anlatılmaktadır.

Röntgen ışınları, bulunduğu ilk yıllarda zararlı etkilerinin bilinmemesi nedeniyle hiç bir koruma önlemi olmadan yıllarca kullanılmıştır. Korumasız x-ışını tüplerini bazı kişiler radyodermis nedeniyle el parmaklarını yitirmişlerdir. Bazıları katarakt olmuş, kimileri kısırlaşmış, hatta lösemi ve kanserler sonucu ölenler olmuştur (Sauer, 1984).Günümüzde ışınlarının zararlı etkileri bilinmekte ve radyoloji pratiğinde radyasyondan korunma kuralları ön planda tutulmaktadır. Günümüzde koruma şartlarında, tanısal dozlarda kullanılan radyasyona bağlı ölüm söz konusu değildir.

Radyasyonun dokuya etkisi otomatik seviyede olmaktadır. İnsanda görülen radyasyon hasarı, otomatik seviyede olan etkilere bağlı moleküler yapının bozulması sonucudur.

3.4.1. İyonlayıcı radyasyonun hücre ile etkileşmesi

İyonlaştırıcı radyasyonların bir canlıda biyolojik etki yapabilmeleri için radyasyon enerjisinin canlıyı oluşturan hücreler ve dokular tarafından absorbe edilmesi ve bu enerjinin dokularda dağılması gerekir. Eğer radyasyon canlı doku içinden hiç enerji bırakmadan geçip giderse hiç bir biyolojik etki yaratmaz. Radyasyon enerjisinin absorblanması ile biyolojik etkinin ortaya çıkması arasındaki sürede birbirini izleyen olaylar zinciri dört kademe sıralanabilir.

1) Fiziksel Kademe : Bu kademe de enerji radyasyondan maddeye transfer edilir. Bu olayda radyasyonu absorblayan maddenin moleküllerinde uyarılma veya iyonlaşma olayları meydana gelir. Bu ilk reaksiyonlarda çıkan ürünler çok kısa süre içinde 10^{-10} sn sürededir.

2) Fiziksel - Kimyasal Kademe : Bu kademeye fiziko kimyasal kademe diyebiliriz. Fiziksel kademedeki olaylar sonucu çıkan ürünlerin ortaya çıkmasını sağlar.

3) Biyokimyasal Kademe : Önceki kademelerde ortaya çıkan reaktif ürünler (serbest atom veya radikaller) hem birbiri ile hemde ortamdaki moleküllerle reaksiyona girerler.

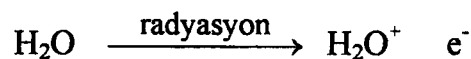
4) Biyolojik Kademe : Bir organizmada radyasyon etkisi ile oluşan moleküler değişiklikler biyolojik kademe olarak adlandırılır. Bu kademe ile meydana gelen olaylar radyasyonun biyolojik etkisinin ortaya çıkmasına neden olur.

Bu dört kademenin ana hatları ve olayları aşağıdaki Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Canlıda radyasyon bozukluklarına yol açan olaylar

1.Başlatıcı olaylar (Fiziksel Kademe)	2.Kimyasal olaylar (Fiziko-Kimyasal Kademe)	3.Biyomoleküler Bozukluklar (Kimyasal Kademe)	4.Biyolojik Bozukluklar (Biyolojik Kademe)
İyonlaşmalar	Serbest Radikaller	Proteinler	Hücre tahribi
Uyarılmalar	Uyarılmış moleküller	Nükleik Asitler	Organizma tahribi v.s.
(10^{-7} sn. İle 10^{-5} sn)	(10^{-14} sn ile 10^{-3} sn)	(saniyeler, saatler)	(saatler, yıllar)

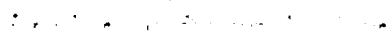
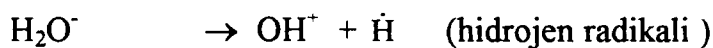
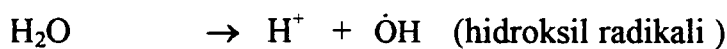
Canlı sistemlerle radyasyonun etkileşmesinde meydana gelen bu olaylar oldukça karışıktır. Canlı madde %70-90 oranında su içerdiğinden radyasyona maruz kaldığında büyük olasılıkla radyasyon enerjisinin su molekülleri tarafından absorblama olayı meydana gelecektir. Su moleküllerinin radyasyonla etkileşmesi ile pozitif yüklü su iyonu ve hızlı bir serbest elektron oluşur.



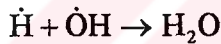
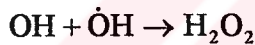
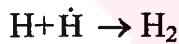
Bu serbest elektron, su içinde başka bir su molekülü tarafından yakalanabilir. Negatif yüklü su molekülü meydana getirir.



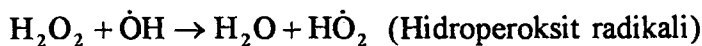
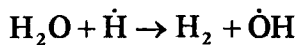
H_2O^+ ve H_2O^- kararlı olmayıp, herbiri parçalanarak bir iyon ve bir serbest radikal oluştururlar.



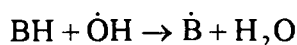
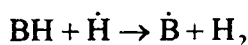
Serbest radikaller, dış yörüngelerinde eşleşmemiş bir elektrona sahip, elektriksel açıdan yüksüz atom veya moleküllerdir. Bilindiği gibi moleküller, genellikle atomların kovalent bağlarla bağlanması ile hasıl olurlar. Bu bağlanmada atomlar birbirine ortaklaşa kullanılan elektron çiftleri ile bağlanır. Bu kovalent bağ radyasyon veya başka bir nedenle koparılsa yörüngelerinden elektron boşluğu oluşur ve dış yörüngede bir elektron eşleşmiş olarak kalır. Bu atom veya moleküllere “radikal” adı verilir. Meydana gelen bu radikaller yörüngede mevcut eşleşmemiş elektronun, eşleşmek için büyük bir eğilim göstermesi nedeni ile son derece reaktiftirler, yani diğer atom veya moleküllerle kolayca reaksiyona girerler. Su içinde ömürleri çok kısa (10^{-6} sn) olan bu radikaller, radikal reaksiyonları oluşturabilirler.



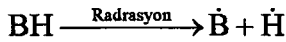
radikaller aynı zamanda diğer su molekülleri ile reaksiyona girebilir veya kendi reaksiyonlarından ortaya çıkan ürünlerle reaksiyona girebilirler.



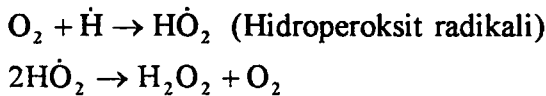
Bu şekilde çeşitli reaksiyonlar sonunda ortaya çıkan radikaller biyolojik moleküllerdeki hidrojen (BH) atomları ile reaksiyona girerek organik biyolojik molekülleri de radikal hale dönüştürebilirler.



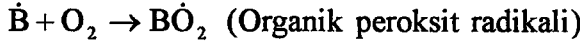
İlk reaksiyonlar sonunda oluşan radikaller ($\dot{H}$, HO_2 ve $\dot{O}H$ gibi) veya ikincil reaksiyonlar sonunda oluşan radikaller ($\dot{B}$), biyolojik açıdan önemli hedef moleküllerle reaksiyonlara girerek radyobiyolojik hasarlara yol açarlar. Bu olaylarda, radyasyon enerjisinin biyolojik moleküllere aktarılması radikaller aracılığı ile olmuştur. Radyasyon enerjisi biyolojik molekül tarafından doğrudan absorbe edilmemiş olduğundan biyolojik molekül bu olaydan indirekt olarak etkilenmiştir. Bu nedenle bu etkiye "radyasyonun indirekt etkisi" denir. Radyasyonun doğrudan doğruya biyolojik hedef molekülleri ile reaksiyona girmesi enerjisini direkt organik biyolojik moleküle (DNA veya enzim molekülü gibi) transferi ile serbest radikal oluşturmaya ise "radyasyonun direkt etkisi" olarak adlandırılır. Hücredeki makromoleküllerde (enzim, protein, RNA, DNA) olur. Enzim ve proteinlerde oluşan etki hücre tarafından onarılabılır. DNA da oluşan etki onarılmaz. DNA da oluşan bu etkiler genetik mutasyon ve hücre ölümüne neden olabilirler.



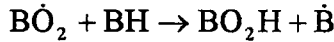
Radyasyon tahribatlarında indirekt etkinin daha önemli olduğu kabul edilmektedir. Serbest radikaller ayrıca oksijen molekülleri ile de reaksiyona girebilir.



Daha önceki reaksiyonlarla oluşan biyolojik radikaller O_2 ile reaksiyona girebilir.



$B\dot{O}_2$ radikali diğer organik biyolojik moleküllerle pek çok zincirleme reaksiyonlar yapabilir.



Ortamda oksijenin mevcudiyeti radyasyonun biyolojik etkisini arttırmaktadır. Çünkü oksijen, hidrojenperoksit ve diğer organik peroksitlerin meydana gelişini artırır. Bütün reaksiyonlar sonucu biyolojik tahribat ilerler, hızlanır kalıcı bir nitelik kazanır.

Yukarıda bahsedilen mekanizmalar tek başlarına değil, birbirlerini tamamlayıcı olaylardır. Bu reaksiyonlar sonunda ya tahripkar ürünler (hidrojenperoksit, organikperoksit gibi toksik moleküller) ortaya çıkar veya tahripkar zincirleme reaksiyonların başlamasına yol açan ürünler oluşur (Fletscher, 1981).

3.4.2. Biyolojik hasarlara etki eden faktörler radyasyonun karakteristikleri

Biyolojik bakımdan, farklı tiplerdeki ve enerjideki iyonlayıcı radyasyonların meydana getirdikleri etkilerde farklıdır. Yani biyolojik etki radyasyonun tipine ve enerjisine bağlıdır. Farklı tipteki iyonlaştırıcı radyasyonların eşit dozları aynı biyolojik etkiyi yaratmadığı Relatif Biyolojik Etkinlik (RBE), terimi ile tanımlanmıştır. Değişik radyasyon tiplerinin biyolojik ortam içinden geçerken yolları üzerinde oluşturdıkları iyonlaşma ve uyarma olaylarının sayısı ve dağılımı RBE'yi tanımlar. Her iyonlaşma ve uyarılma olayı radyasyonun enerjisinin bir kısmını geçtiği ortama bırakmasına yol açtığına göre, bu olaylar

radasyasyonun yolu boyunca her birim uzaklıkta meydana gelen enerji kaybı Lineer Enerji Transferi (LET) ile tanımlanmaktadır. LET değeri de radasyasyonun yüküne ve hızına bağlıdır. O halde, yüksek LET değerli radasyasyonlar (α partikülleri, nötronlar, protonlar), düşük LET değerli (X, gama ışınları gibi) radyasyonlara daha tahripkardır. Çünkü, birim uzunlukta daha fazla sayıda iyonlaşma oluştururlar.

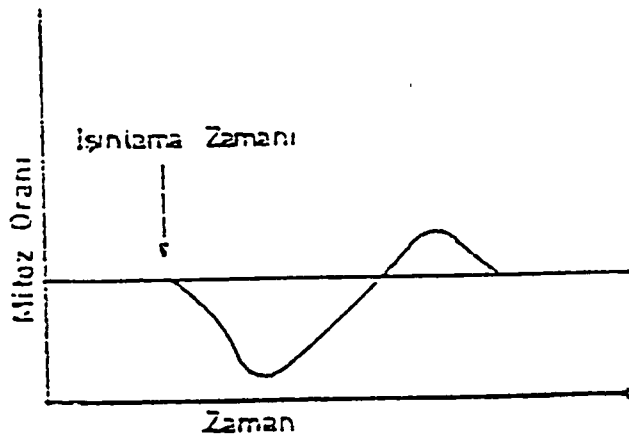
Bir radasyasyonun RBE'si LET arttıkça artar. Belli bir LET değerinde bir tepe oluşturduktan sonra, çok yüksek LET değerinde yeniden düşer. Düşük LET'lerde iyonlaşma seyrek olacağından hücrelerin hepsi ölmeyecek, RBE'de düşük olacaktır. LET arttıkça, RBE artacak, tüm hücrelerin ölmesine neden olan LET değerine ulaştıktan sonra LET arttıkça hücrenin ölümüne neden olan enerjiden fazlası zaten ölmüş hücre de boşa harcanacağından (overkill etkisi) RBE değeri tekrar düşecektir.

Biyolojik hasara, madde tarafından absorblanan doz miktarı kadar bu dozun absorblama süresi de etki eder. Aynı dozdaki radasyasyonların düşük doz hızlarında uygulanmasında ortaya çıkan biyolojik hasar, yüksek doz hızında uygulanmasına oranla daha az olmaktadır. Bu olay radasyasyonun düşük doz hızı değerinde (örnek: 100 rad/gün) uygulanması durumunda ortaya çıkacak hasarların tamir edilebilmesi, aynı dozun çok yüksek doz hızında (örnek: 100 rad/sn) uygulandığında bu tamir olaylarının mümkün olamayacağı şeklinde açıklanır. (1000 rad'lık bir doz bir kerede alınırsa, yüzde yüz ölüm 500 + 500 rad olarak iki kerede 24 saat ara ile alınırsa %40 ölüm düşer). Ancak, doz hızından etkilenmeyen, tamirin mümkün olmadığı olaylar da vardır.

Hedefin karakteristikleri:

İnsan vücudundaki çeşitli doku ve organları meydana getiren hücreler şekil ve özellikleri bakımından farklı oldukları gibi, radyasyona karşı gösterdikleri hassasiyet de farklıdır. Hücrelerin radyasyon etkilerine karşı duyarlılığı "radyasyon hassasiyeti" sık sık bölünen hücrelerle tam olarak olgunlaşmamış hücrelerde daha fazladır. Radyasyon hassasiyeti, bulunduğu hücrelere bölünmesinin safhasına, hücrenin gösterdiği faaliyete (metabolik aktivitesi daha fazla olan hücrenin radyasyon etkisine direnci azdır) hücrenin kan ve besin durumuna (az beslenen hücrenin radyasyon duyarlılığı azdır) bağlıdır.

Kıl, saç, tırnak gibi mitotik bölünen hücreler, mitotik bölünme göstermeyen hücrelere göre radyasyona karşı daha hassastır. Bu tip mitotik hücre kolonisi ışınlendiğinde bölünen hücrelerin sayısı ışınlamadan sonra hızla azalır, sonra yavaş yavaş normale döner ve normale döndükten sonra normalin üstünde mitotik bölünme ve çoğalma görülür ki, bu ışınlama nedeniyle bölünmesi gecikmiş hücrelerin bölünmeye başlamasından ileri gelir. Daha sonra bölünme hızı önceki normal seviyesine döner (Şekil 3.3). Işınlamanın yapıldığı süre ile etkinin görüldüğü süre arasında geçen zamana "gizli (latent) periyot" denir (Frommhold, Gajewski, Schoen, 1979).



Şekil 3.3. Mitoz oranı ve zaman arasındaki grafik

Radyasyonun etkisi vücudun radyasyona maruz kalan bölgesine ve büyüklüğüne bağlı olarak değişir. Karın yada bacak gibi değişik vücut bölgelerinde aynı miktarda doz değişik etki yaratır. Aynı doz daha küçük alanda daha az etki yaratır, alan büyüdükçe etki artar. Tüm vücudun radyasyona maruz kalması halinde etki değişiktir.

Radyasyon etkileri ile ilgili doz seviyeleri biliniyorsa da kesin olarak tayin edilemez. Kişilerin diğer bütün uyarıcı etkilere olduğu gibi radyasyona karşı da tepkileri çok değişiktir (İnsanların duyarlık ve dirençleri farklıdır). Ayrıca yaş, cinsiyet, organizmanın sağlığı biyolojik hasarları etkileyen faktörlerdir (Kaya,1996).

Çizelge 3.2. Günlük hayatımızda aldığımız radyasyon miktarları

Doğal radyasyon	% 48
Tıbbi amaçlı radyasyon	% 46
Nükleer Silah testleri ve sızıntılar	% 3
Diğer	% 3

3.4.3 Bedensel (Somatik) ve genetik etkiler iyonlaştırıcı radyasyonların bedensel etkileri (Somatik Etkiler)

Somatik etkiler radyasyona maruz kalan kişinin kendisinde ortaya çıkan etkilerdir. İnsanların radyasyon dozlarına maruz kalmaları Akut Işınlama (kısa zaman süresi içinde ışınlama sonucu alınan dozlar), Kronik Işınlama (uzun bir zaman süresi içinde alınan dozlar) olmak üzere iki grupta incelenebilir.

1) Akut Dış Radyasyon Etkileri (Akut ışınlama)

Genel akut etkiler: Bütün vücudun kısa bir sürede ve bir defada verilen büyük bir radyasyon dozuna maruz kalması halinde, insan üzerindeki etkileri kişiden kişiye değişmekle birlikte genel etkileri aşağıdaki gibi özetlenebilir.

0-25 rem : Belirgin bir hasar yok. Gecikmiş olay olasılığı yok.

25-50 rem : Kanda geçici değişiklik olasılığı, fakat önemli bir hasar yok. Gecikmiş etkiler olabilir, fakat normal bir kişinin etkilenme olasılığı çok az.

50-100 rem : Kan hücrelerinde daha sonra iyileşen değişimler, mide bulantısı ve yorgunluk normal yaşam süresinde kısalma, kuvetsizlik yok.

100-200 rem : 24 saat içinde mide bulantısı, kusma. Belirtisiz bir haftadan sonra saç dökülmesi, iştahsızlık, genel halsizlik, boğaz ağrısı, ishal. Birkaç hafta içinde iyileşme. Kan yapan sistemin normale dönmesi daha uzun sürer.

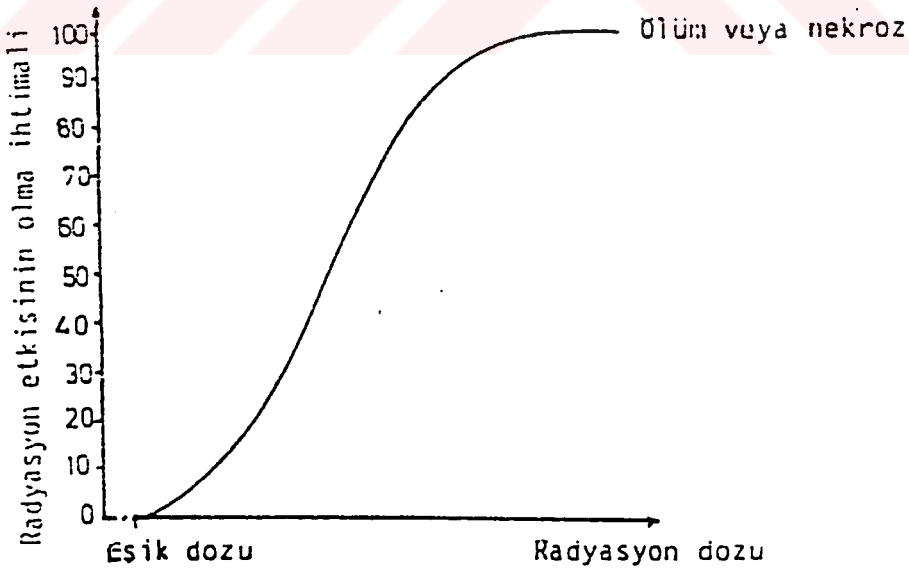
200-400 rem : 1-2 saat içinde mide bulantısı, kusma. Belirtisiz bir haftadan sonra ateşle saç dökülmesi, iştah kesilmesi, genel halsizlik. Üçüncü haftada ağız ve boğazın ciddi iltihaplanması. Dördüncü haftada beniz sarılığı, ishal, burun kanaması, hızlı kilo kaybı. 2-6 hafta içinde bazı ölümler. Sonunda ışınlananların % 50 sinde ölüm olasılığı.

400-600 rem : 1-2 saat içinde mide bulantısı, kusma, belirtisiz kısa bir süre sonra saç dökülmesi, 1. hafta sonunda ishal, kusma, ağız ve boğaz iltihaplanması. Ateş, hızla zayıflama ve ikinci haftaya kadar kısa zamanda % 100 ölüm olasılığı.

Lokal Akut Etkiler:

- Deride bozulma, eritem, epilasyon, deride ve derinde yer alan dokularda kangren.
- Yumurtaların ısıtılması ile geçici veya devamlı kısırılık.
- Sindirim sisteminin koruyucu dokuları ve kan yapan doku gibi üretici dokuların azaltılması veya anormal şekilde artması.
- Sinir ve diğer sistem fonksiyonlarının bozulması.

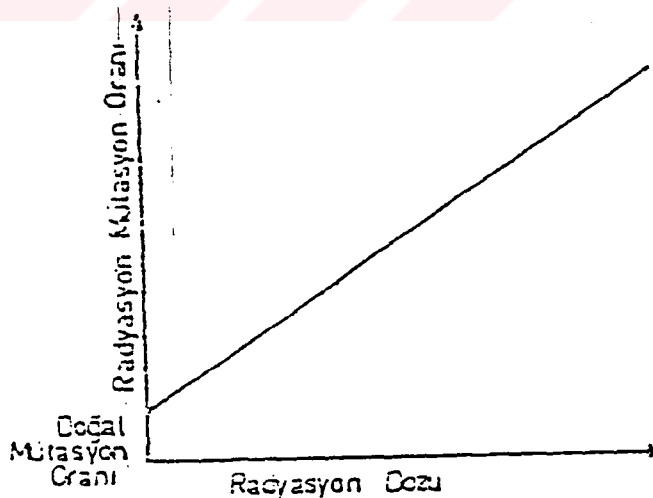
Akut radyasyon etkileri kısa süreli olup, engeç bir ay sonra ortaya çıkmaktadır. Radyasyon dozu ile bu dozdan etkilenenler arasındaki bağıntı grafik olarak gösterilecek olursa, eğrinin artan doz ile önce yavaş sonra hızlı yükseldiği ve sonra satürasyona eriştiği görülür. Böylece sigmoid bir eğri elde edilir (Şekil 3.4). Bu doz etki bağırtısında "eşik dozu" denilen belirli bir minumum doz sınırı vardır. Bu doz aşıncaya kadar etki görülmez (Oeser, 1979).



Şekil 3.4. Radyasyon doz ve radyasyon etkisinin olma ihtimali arasındaki grafik

2) Uzun Süreli Dış Radyasyon Etkileri (Kronik Işınlama):

Akut radyasyon etkileri kısa bir süre içinde ortaya çıkmakla birlikte uzun zaman da sürebilir. Bir defada veya tekrarlanan ışınlamalar şeklinde maruz kalınan radyasyon dozlarının hemen görülen etkileri olmadığı halde uzun süreler sonra, görülen etkiler olabilir. Bu etkiler alınan radyasyonun tamir edilmeyen kısmından ileri gelir. Uzun süreli somatik radyasyon etkilerinin iki ayrı tipi vardır. Birincisi daha önce bahsedilen "eşik tipi" olup doz-etki bağıntısı sigmoid eğri (Şekil 3.4) izler. İkinci tip "lineer tip" tir. Lineer etki son zamanlarda üzerinde hassasiyetle durulan bir etkidir. Bu nedenle de ALARA prensibi benimsenmektedir. Bu durumda radyasyon etkisinin olma ihtimali direkt radyasyon dozuna bağlı, doz hızından bağımsızdır. Bir eşik dozu yoktur. Çok büyük dozlar bile birbirine eklenebilir. Dozun sıfır olduğu noktada ışınlama olmadan bile tabii olarak pozitif bir etkinin varlığı görülür. Eğri noktadan itibaren lineer olarak artar (Şekil 3.5) (Oeser 1979).



Şekil 3.5. Radyasyon dozu ve radyasyon mutasyon oranı arasındaki grafik

Uzun süreli somatik radyasyon etkileri dört grupta toplanabilir.

a) Kanser meydana gelmesi: x ışınları ile çalışanlarda cilt kanseri, radyumlu saat mineleri ile uğraşanlarda kemik tümörü oluşumu, yine x-ışını ile çalışanlarda ve atom bombasının etkisinde kalanlarda lösemi frekansının arttığı gözlenmiştir. Kötü huylu tümör oluşumu ve lösemi "eşiksiz tip" radyasyon etkisi olarak kabul edilir.

b) Doğal ömür süresinin kısalması: Lineer bağıntıya uymaktadır "eşiksiz tip". Radyasyona maruz kalma erken ihtiyarlamaya da neden olmaktadır.

c) Embriyon ve genel gelişmesi üzerindeki etkiler: Embriyon ilk gelişme safhasında radyasyona karşı çok fazla duyarlıdır. Gelişip hücreler farklılaştıkça radyasyon etkilerine karşı direnç kazanır. Meydana gelen anormallik derecesi radyasyon dozu ve ışınlama süresi ile doğru orantılı olarak artar. Eşik dozunun varlığı saptanamamıştır.

d) Diğer etkiler:

i) Doğurganlık üzerine etkiler: radyasyonun doğurganlığı azaltma etkisi olup, azaltma radyasyon dozuna bağlıdır. Gözlenebilen etkiler doğurganlıkta azalmadan başlayarak sürekli kısırılığa gidebilen bir aralıkta değişmektedir. ancak doğum oranı pek çok faktöre bağlı olduğundan radyasyonun etkisi açıkça gösterilemez.

ii) Katarakt meydana gelmesi: Gözde özellikle x ve gama ışınları ve nötronların katarakt meydana getirdiği saptanmıştır.

İyonlaştırıcı Radyasyonların Genetik Etkileri:

Genetik etkiler, üreme hücrelerinin ışınlanması ile ilgili olup, etkiler radyasyona maruz kişiden türeyen nesillerde görülür. radyasyon üreme hücrelerinin ya genlerinden birisinin yapısını değiştirebilir (gen mutasyonu) veya kromozonların bir veya birkaç yerinden kırılmasına sebep olabilir. Kırılan kromozomlar birleşebilir, birleşmeyip hücre ölebilir veya aslından farklı birleşerek yeni kromozomlar düzenlenebilir. Yeni kromozomlar yeni kuşaklarda değişikliğe uğramış hücrenin devam etmesine neden olacaktır. Mutasyonlar bir defa olunca kalıcıdır. Gözlenen mutasyonların büyük kısmı sağlığa zararlıdır. Genetik etkiler lineer doz etki bağıntısı gösterir. Eşik dozu yoktur. Küçük dozlar birikebilir, bir veya birkaç nesil sonrasına kadar etkileri görülebilir. Radyasyonun genetik etkisi ile tavşan dudaklı 6 parmaklı bebekler meydana geldiği saptanmıştır.

3.4.4. Radyasyonun belirli organ ve dokular üzerindeki etkisi

Radyasyon hasarlarına karşı tepkiler, ışınlanan organ ve dokuların radyasyon duyarlılıklarıyla, bu organ ve dokuların vücutta gördükleri fonksiyona bağlıdır. Radyasyon, bir doku veya organın meydana getirdiği ürünlerde (hormonlar, enzimler v.s.) artma veya azalma doku veya organın büyümesinde aksaklıklar veya ölümüne sebep olur. Radyasyon hasarına uğrayan doku tamamen tahrip olmamışsa, tamir olayı başlar. Doku ölümü, tamir olunamayan hasardan ileri gelir. Radyasyonun belirli organlar için etkileri kısaca aşağıda özetlenmiştir.

Kan ve kan yapan dokular

Kan hücrelerinin ömürleri ve radyasyon duyarlılıkları farklı olup radyasyon hasarını etkiler.

Lokositler (Beyaz kan hücreleri):

a) Lenfositler: Radyasyona karşı en hassas hücrelerdir. 25 rad'lık bir radyasyon seviyesi bile lenfosit sayısının düşmesine neden olabilir. Işınlamadan birkaç gün sonra lenfosit sayısı artmaya başlarsa da bu artış çok yavaştır. Nedeni, lenfositleri hasıl eden organların yıkımıdır. Lenfositlerin radyasyona karşı çok hassas oluşu, radyasyona maruz kalmış fertlerin aldığı doz miktarını ve yıkım derecesine tayinde kantitatif bir ölçü olarak kullanılır (175 rem'de 3. gün lenfosit sayısı normalin %55 'i kadar olduğu gözlenmiştir).

b) Granülositler (nötrofiller, eozinofiller, bezofiller): Olgunlaşmış granülositler radyasyona karşı oldukça dayanıklıdır. Işınlamadan sonra granülositlerdeki değişiklik iki devrede olur. I. devrede, ışınlanan hemen sonra nötrofil sayısı artar. 2. devrede, granülosit sayısı şiddetle azalır.

c) Trombositler (Platelitler): Yalnız başına trombositler radyasyona karşı dayanıklıdır. Şiddetli bir vücut ışınlamasını izleyen bir hafta içinde trombosit sayısı azalacaktır. Azalmanın nedeni hem trombositleri meydana getiren hücrelerin hem de trombositlerin kendilerinin hasara uğramasındandır. İki hafta sonra trombosit sayısı minimuma iner Çünkü kemik iliği içinde trombosit yapımı sekteye uğramıştır. Normal seviyeye granülositlerden daha yavaş ulaşır.

d) Eritrositler (kırmızı kan hücreleri): Radyasyona karşı dayanıklı taneciklerdir. Işınlamadan 1-2 hafta sonra eritrosit sayısında azalma görülecektir. 3. haftada minimuma iner, 4. haftadan sonra normale dönüş olur.

e) Plazma : Kan plazmasında bulunan maddelere radyasyonun direkt etkisi oldukça azdır.

Kan hücrelerinin sayısının azalmasının çeşitli etkileri vardır. Beyaz kan hücrelerinin azalması, vücudun enfeksiyonlara karşı savunmasız bırakır. Zararsız sayıda bakterilere karşı savunmasız bırakır. Trombosit azalması kanın pıhtılaşmasını önler. Eritrosit sayısının azalması (anemi) renksizlik nefes darlığı, kalp çarpıntısı, genel zafiyete neden olur. Kemik iliği kronik ışınlamanın uzun süreli etkisine hassastır. Müsade edilen seviyenin üstündeki dozlar kemik ilğinde sürekli hasar yaratabilir. Kan yapıcı organlardan dalak, lenf düğümleri, radyasyona karşı çok hassastır.

Deri ve Saç:

Deri kolaylıkla hasara uğramakla birlikte lokal olarak üstün bir kendini tamir yeteneği gösterir. Çok küçük dozlarda bile deride klinik belirtiler görülür. 140 rem'lik bir radyasyon dozu deride eritem denen kızarıklık meydana getirir. Kıl dipleri radyasyona karşı çok hassastır. Küçük dozlarda bile kılların büyümesi durabilir. Saç sakal ve cilt kılları 100 Rad'lık dozdan sonra dökülür ve tekrar çıkar. 2000-3000 rad'lık radyasyon dozundan sonra deri kızarmaya ve su toplamaya başlar, ikinci derecede bir yanık görünümü kazanır, deri kaşınır, yanar, ızdırap verir, 2-3 hafta sonra saç sakal, kıllar geri çıkmamak üzere dökülür. İyileşme yavaştır. Deride yara izi kalır. Yağ ve ter bezleri tahrip edildiğinden deri kuru ve çatlaktır. Tırnaklar dışa kıvrılır, çatlar. Işınlanmış deride en ileri safhada deri kanserine rastlanır.

Sindirim Sistemi:

Radyasyonun sindirim kanalı üzerinde görülen ilk etkisi salgılamının azalması ve hücre yenilenmesinin durmasıdır. Mide bulantısı ve kusma görülür. Sindirim sisteminin radyasyona en hassas kısmı ince bağırsaklardır. Küçük dozlar bağırsak hareketlerini etkiler. Büyük dozlar bağırsak mukozasını yaralanmasına ve ülserasyona yol açar.

Akciğerler:

Radyasyonun akciğerler üzerinde etkileri, hava kesecikleri ve bunları besleyen hücreleri tahrip ederek meydana gelir. Bu hasar dış radyasyon etkisi ile meydana geldiği gibi en büyük tehlike akciğerlere giren radyoaktif toz ve buharlardan ileri gelir. Ni-63, Rn-222, Po-210, U-238 ve Pu-239 gibi birçok tehlikeli radyonüklidler akciğerlerde konsantre olurlar. Çözünemeyen radyoaktif parçacıklar akciğerlerde tümör oluşmasına kadar hasar yaparlar. Çözünebilenler, hava keseciklerinden kana geçerek vücudun başka bir yerinde hasar meydana getirirler. Vücudun başka bir yerinde radyasyon etkisiyle oluşan toksik yan ürünler kan dolaşımı ile akciğerlere taşınarak zararlı etkiler yaratabilirler.

İdrar Yolları:

Dış radyasyonlar dokuları tahrip ederek böbrek fonksiyonlarını bozar, iç radyasyonlar böbreklerde konsantre olurlar. U-238, Cr-51, Mn-56, Ge-71, As-76, Rh-105, Ru-106, Rh-106, Te-127, Te-129, Au-198 böbrekler için zararlıdır. İdrarda kan görülmesi böbreğin hasara uğradığının belirtisi, amino asit miktarının artması ise böbreğin daha az hasara uğradığının belirtisidir. Radyasyon üreterler ve mesane hücrelerini tahrip eder. İdrar yollarının hasarı, idrar yapma zorluğu gibi rahatsızlıklara neden olur.

Kemikler:

İnsanlarda ve deneme hayvanlarında iç veya dış radyasyon kaynaklarından gelen ışınmalar sonunda kemik lezyonları meydana geldiği açıklanmıştır. Küçük dozlarda (100 rad mertebesi) çocuklarda ve genç hayvanlarda kemik büyümesinin geçici olarak durması, 1000 rad den fazla dozlarda nekroz ve kemik kırılmasına kadar hasarlar meydana gelir. Büyümekte olan kemikler gelişmiş kemiklerden radyasyona karşı daha hasastır. Çocuklarda orta dereceli

dozlarda dahi iskelet gelişmesi durdurulabilir. Be-7, C-14, F-18, P-32, Ca-45, Zn-65, Y-91, Ba-140 + La-140, W-185, Pb-203, Ra-226, U-233, Th-234, Am-241 gibi radyoizotoplar kemikte toplanırlar. Kemik ve kemik iliği hücrelerini tahrip ederek tümör oluşmasına neden olurlar.

Gözler:

Birkaç yüz rad. gibi dozlarda akut konjektiva ve kornea iltihabı görülmektedir. Retinadan başka göz merceği radyasyona karşı hasastır. Göz merceği hücreleri hasara uğradığı veya öldüğü zaman "katarakt" ortaya çıkar. Katarakt gecikmiş bir radyasyon etkisidir. Genç insanlarda göz merceği büyümeye devam ettiğinde radyasyonla katarakt meydana gelmektedir. Nötronlar X-ışınlarından daha etkilidir. 500 rad üzerinde X-ışınları kataraktı meydana getirirken 200 rad civarından karışık gama ve nötron dozunda göz merceğinin saydamlığını kaybettiği tesbit edilmiştir.

Sinir sistemi:

Sinir sistemindeki fizyolojik değişimler henüz kesinlik kazanmamıştır. Heyecanlanmada azalma, uyarılma ve inhibasyon muameleleri arasında dengesizliğin hasıl olması, şartlı reflexlerde değişmeler gibi etkilerin varlığı kabul edilmiştir.

Üreme Organları:

Yumurtalık ve testisler radyasyon hasarına uğrayan en hassas organlardır. Döllenmede geçici değişiklikler tek bir ışınlama sonunda (erkeklerde 30 rad, kadında 300 rad) veya birkaç rad'lık tekrarlanan ışınlamaların kümülatifinden sonra hasıl olmaktadır. En küçük kısırlaştırma dozu erkeklerde, kadınlardan daha azdır. Küçük dozlara maruz kalma sonunda kadınlarda geçici olarak yumurtlamanın ve reglinin durdurulması veya muntazam olmaması çok kolay

gözükmektedir. Geçici kısırılık, reglinin durdurulması hadisesi gibi doza bağlı olarak bir aydan birkaç aya kadar sürebilir. Radyasyonunu hamilelikte muhtemel tesirleri fetüsün bulunduğu gelişme devresine bağlıdır. Küçük dozların yumurtanın döllenmesinden sonra fakat rahime inmesinden önceki 10-12 günlük periotda etkisi kesin olarak bilinmemektedir. Muhtemelen gelişmekte olan fetüsün başarısızlığına sebep olmaktadır. Hamilelikte radyasyona en hasas periyodun 18. gün ve 48. gün olduğu tahmin edilmektedir (Scheren, 1980).

Mide-Barsak-Trakt:

Kalın bağırsaklara göre özefagus ve mide mukazası ışınlara daha duyarlıdır. Işın etkilerini şöyle sıralayabiliriz;

Yemek borusu, mide, ince bağırsak ve kalın bağırsak mukozalarında iltihaplanmalar gözlenmiştir. Fenalık, kusma, gaz, kramp, kanama oluşmakta. Tüm bunlar zamana, yere, doz kesrine bağlı olarak değişmekte, doz miktarı 4000-4500 rad arasında 4-5 hafta içerisinde etkisini göstermektedir.

Kulak:

Ortakulak iltihaplanması 4000-6000 rad'lık doz etkisiyle oluşur.

Salgı bezleri:

Göğüs salgı bezleri ışınlara duyarlıdır. 300 rad'lık doz süt üretimini, 400-600 rad'lık doz ise çocukların gelişimini engeller kafa-boyun bölgesinin ışınlanmasıyla tükürük bezlerinde zararlar oluşturur (Tuncel, 1994).

Çizelge 3.3. Yüksek seviyede radyasyona duyarlı organlar

<u>Organ</u>	<u>Zarar gören hücreler</u>	<u>kritik dozlar (rad)</u>
Fetus, Embriyo	embriyo (fetal) hücreler	3-50rad
Gonadlar	yumurta ve spermatogoni	10-250rad
Lenfositler	lenfosit hücreler	25-100rad
Kemikiliği	kemikiliği-kalıtım hücreler	25-100rad
İncebağırsak	karaciğerdeki kök hücreler	150-300rad

Çizelge 3.4 Orta seviyede radyasyona duyarlı olan organlar

<u>Organ</u>	<u>zarar gören hücreler</u>	<u>kritik dozlar (rad)</u>
Göz merceği	mercekepiteli	300-400 rad
Çocuk salgı bezleri	salgı epiteli	400-600rad
Gelişmekteki kemikler	chondro ve osteoblast	400-600rad
Saçfolikil	saçkökleri, epitel hücreler	300-600rad
Yağbezleri	yağ ve tükürükbezi epitel.	300-600rad
Terbezleri	terbezi epiteli	600-800rad
Cilt	epidermis	800-1000rad
Damarlar	damarendotel	800-1200rad

Çizelge 3.5 Düşük seviyede radyasyona duyarlı olan organlar

Organ	zarar gören hücreler	kritik dozlar (rad)
Böbrek	Tubuluepiteli	1400-3000rad
Karaciger	karaciğer hücreleri	2500-3000rad
Akciğer	alveolarepitel	3500-4000rad
Salgı bezleri	salgı bezi epiteli	3500-4000rad
Kalın bağırsak	bağırsakepiteli	3500-4000rad
ZNS (omirilikiliği)	glia hücreleri	3500-4000rad

Çizelge 3.6. En düşük seviyede radyasyona duyarlı olan organlar

Organ	zarar gören hücreler	kritik dozlar (rad)
Kemik	osteozitin	
Kıkırdak	chondrozitin	
Kaslar	kaslifleri	
Yağ organlar	yağ hücreleri	> 5000rad
Damar çeperleri	kas lifleri, histoziten	
Sinirler	glia-ve ganglin hücreler	

4.RÖNTGEN FİLMİ ÇEKİLEN HASTALARDAKİ DOZ MİKTARLARININ HESAPLANMASI

İyonlaştırıcı radyasyonlarla yapılan çalışmalarda sonuca ulaşabilmek ve oluşturacak zararlı biyolojik etkileri belirleyebilmek için radyasyon miktarının bilinmesi gerekmektedir. Ölçüm yöntemlerinin yanında radyasyon birimlerinin de bilinmesi gereklidir. Röntgen tanıda, röntgen (R), RAD ve REM değerleri günümüzde en çok kullanılan birimlerdir. Bu birimler yüksek rakamlar oluşturacağından, bu birimlerden 1000 kat daha az olan miliRöntgen (mR), miliRad (mRAD) veya miliRem (mREM) birimleri kullanılır.

Doz Eşdeğeri (REM)= Soğrulan doz (RAD)x faktörler

SI birimleri sisteminde absorblanmış doz birimi olarak Gray (Gy) tanımlanmıştır. 1 Gray ışınlanan maddenin 1 kg'ına 1 joule'lik enerji veren radyasyon miktarıdır. Dolayısıyla,

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ j/kg} = 10^2 \text{ RAD} = 100 \text{ RAD}$$

$$1 \text{ RAD} = 10^{-2} \text{ Gy olur.}$$

X-Işını tüplerinin verdiği ışınlama dozları ve doz hızları

Bir x-ışını tüpünün belirli bir V uyarılma voltaj değeri için bir d uzaklığındaki ışınlama dozu:

$$\text{DOZ} = \frac{k \cdot I \cdot t}{d^2} \text{ Röntgen(R)} \quad (4.1)$$

formülü ile verilir. Burada,

$k=X$ -ışını tüpünün özel yapısına bağlı olan bir faktör olup, tüpün radyasyon veriminin bir göstergesidir.

I = Tüpün anodu ile katodu arasındaki akım şiddeti (mAs)

t = Zaman ($I.t$ =iş yükü) mAsn veya mAdak.

D = Kaynak ile doku arasındaki mesafe

Bir radyasyon (x -ışını) kaynağına ait ışınlama hızı belirli bir uzaklık için tayin edilmiş ise, havada veya boşlukta herhangi bir uzaklıktaki ışınlama hızı:

$$\begin{aligned} D_2 d_2^2 &= D_1 d_1^2 \\ D_2 &= D_1 \left(\frac{d_1}{d_2} \right)^2 \end{aligned} \quad (4.2)$$

bağıntısına göre hesaplanır.

D_1 = kaynağın d_1 uzaklığındaki ışınlama hızı

D_2 = kaynağın d_2 uzaklığındaki ışınlama hızı

Ancak bu formül nokta kaynaklar için geçerlidir. Yani, kaynağın boyutları söz konusu uzaklıklar yanında çok küçüktür. Aksi halde ışınlama hızının hesaplanması güçleşir. Kaynağı gören katı açının fonksiyonu olarak;

$$D = \frac{D_s \phi}{2} \quad (4.3)$$

bağıntısı ile bulunur.

D_s = Kaynağın yüzeyindeki ışınlama hızı

ϕ = Söz konusu noktada kaynağı gören katı açıdır.

4.1. Organ Doz Miktarlarının Teorik Hesabı

Bu bölümde, uluslararası Radyolojik Korunma Komisyonu (ICRP) tarafından geliştirilen ve organ-doz miktarlarının teorik olarak hesaplandığı bir metod incelenecektir (ICRP 34, 1982).

ICRP-34 Raporunda yayınlanan doz hesabında;

- i) Kaynak-kaset (film) mesafesi (cm)
- ii) Röntgen cihazının toplam filtrasyonu (mm Al)
- iii) Hasta kalınlığı (cm) (Ap: ön-Arka, PA: Arka-ön, LAT: yan)
- iv) Röntgen çekilen bölgeye uygulanan voltaj, akım (mAs) değeri, kaset ebadı değerlerinin temel olarak bilinmesi gerekir.

Bu hesaplamalarda kullanacağımız bazı terimlerin açıklaması yapalım.

Kerma: Yüklü parçacıklara aktarılan enerjinin birim kütleye oranıdır.

$$\text{Kerma} = \frac{dE}{dm} = \text{Gy}$$

Bu olay havada olursa "hava kerması" adını alır.

Kerma Hızı: Birim zamanda birim kütleye aktarılan enerjiye "kerma hızı" denir.

$$\text{Kerma hızı} = \frac{\text{Gy}}{\text{sn}} \text{ dir.}$$

Hava kerma hızı değeri deneysel olarak tesbit edilmektedir (Khan,1994). Bu deneyde, x-ışını tüpü ve dozimetreler kullanılır. X-ışını tüpüne sabit bir voltaj uygulanır. 1m uzaklıkta bulunan dozimetre üzerine 1 sn'de gönderdiği radyasyon miktarı ölçülür (mGy). Tüpünü önündeki filtre (mm Al) 1,2,3,4,5, (mm Al) kalınlıklarda artırılarak her filtre değerinde 1 sn'de ne kadar radyasyon aldığı ölçülür. Daha sonra voltaj arttırılarak yine deney tekrarlanır.

Sonuçta elde edilen voltaj ve filtre kalınlığına göre grafik (Şekil 4.1) oluşturulur. Buradaki eğriler üzerinde istenilen filtre kalınlığı ve gerilime bağlı olarak hava kerma hızı bulunur.

HVL: Yarı değer kalınlığı (HVL : half - Value layer), karakteristik x-ışını şiddetini yarıya düşürerek röntgen çekiminde kullanılacak monokromatik bir ışın demeti haline getirir. X-ışını tüpünün önüne konan filtre (mm Al v.b) ve uygulanan voltaja bağlı olarak belirlenir. Daha geniş bilgi Bölüm (3.1.) de anlatılmıştır.

Faz: Gelen elektrik sinyalinin doğrultucusu görevini yapar. X-ışını oluşumunu hızlandırmak ve arttırmak için çoğu röntgen cihazlarında üç faz kullanılır.

mAs: Uygulanan akımın kaç saniye uygulandığını anlatmaktadır.

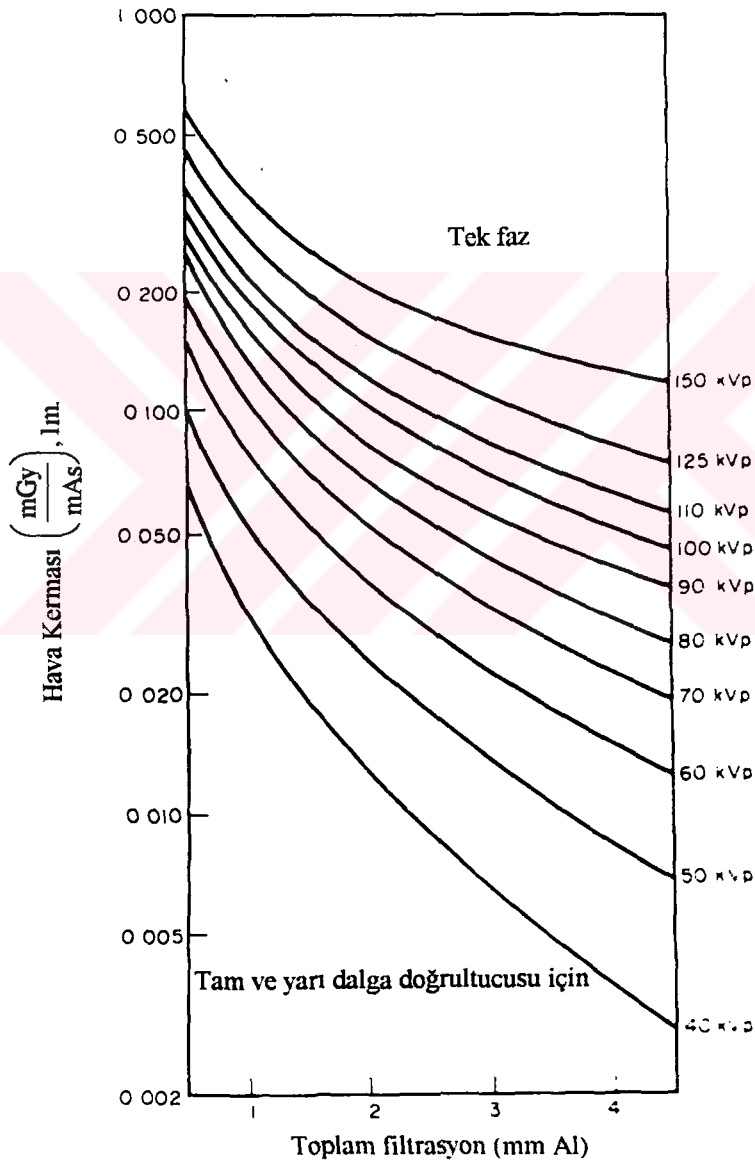
$\text{mA} \times \text{sn} = \text{mAs}$ olur.

ICRP-34'de verilen organ doz miktarlarının teorik hesabı genel olarak yedi adımda gerçekleşir:

1. Adım: Cihazın voltajına ve akımına bağlı olarak havadaki kerma hızının bilinmesi gerekmektedir. Bu değer Şekil 4.1'den bulunmaktadır. Şekli incelersek, düşey ekseninde (soldaki) hava kermahızı 1 m uzaklıkta mAs başına mGy olarak verilmektedir $\left(\frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}\right)$. Yatay ekseninde toplam filtrasyon, Düşey ekseninde (sağdaki) uygulanan voltaj (kVp) yer almaktadır. Şeklimiz tek faz çalışan cihaz için geçerlidir. Halbuki bizim cihazın üç faz olduğundan tek faz'da bulduğumuz değer % 80 arttırdığımızda üç faz çalışan cihazdaki hava kerma hızını buluruz.

2. Adım : Şekil 4.1'den de anlaşılacağı gibi hava kerma hızımız 1 mAs içindir. Biz ışınlamamızda kullandığımız akım (mAs) ile hava kerma hızını çarparak hava kermasını bulabiliriz.

Hava kerması= Işınlamada kullanılan akım x hava kerma hızı



Şekil 4.1. Bazı Tüp potansiyel değerleri için filtrasyonun bir fonksiyonu olarak x-ışını kaynağından 1 m. uzaklıkta havadaki hava kerması grafiği

3. Adım: Yarı değer kalınlığı (HVL) değerinin hesaplanması uygulanan voltaj ve toplam filtrasyon değerleri için Çizelge 4.1'den bakılarak belirlenecektir.

Çizelge 4.1. HVL'nin Üç Fazlı Üretici İçin Tüp Potansiyeli ve Toplam Filtrasyon ile Değişimi

Toplam Filtrasyon (mm Al)	Uygulanan Potansiyel (kVp)								
	60	70	80	90	100	110	120	130	140
Yarı değer kalınlığı (mm Al)									
2.5	2.2	2.4	2.7	3.1	3.3	3.6	4.0	-	-
3.0	2.3	2.6	3.0	3.3	3.6	4.0	4.3	4.6	5.0
3.5	2.6	2.9	3.2	3.6	3.9	4.3	4.6	-	-

4. Adım: Kaynak-doku (cilt) mesafesi (SSD)' nin bulunması için Röntgen masası ile film (kaset) arası mesafenin bilinmesi gerekir. Bu mesafe genelde (2-5) cm arasında değişmektedir. Bunun yanında hasta kalınlığı da bilinmelidir. Bu bilinenlere göre,

$$SSD = SID - \left[\begin{array}{c} PA \\ AP + (Röntgen Masası - Kaset) \\ LAT \end{array} \right] \quad (4.4)$$

formülü ile bulunur.

5. Adım: SSD için hava kermasının hesaplanması, X-ışını tüplerinin verdiği ışınlama doz hızları (şiddeti),

$$D_1 r_1^2 = D_2 r_2^2 \Rightarrow D_2 = D_1 \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2 \quad (4.5)$$

ile verilir. Burada,

D_1 : kaynağın r_1 uzaklığındaki ışınlama hızı (şiddeti)

6. Adım: X-ışınlarından hastanın almış olduğu organ dozlarının bulunmasına çeşitli metodlar vardır (Gorsen, Lassen, Rosenstein, 1982). Bunlardan birtanesi referans hasta için organ doz tablosudur. Bu çalışmada anlatılan metodda bu tablolar kullanılacaktır. Bu organ dozları tablo A2-A9' da verilmiştir. Burada 17 değişik ışınlama tekniği ile ortalama HVL değeri kullanılarak giriş hava kerması ve film sayısına bağlı olarak organ dozları hesaplanmıştır. Bu değerler 1970 yılında Amerika'da x-ışını ışınlama çalışmalarından elde edilmiştir (Laws, Rosenstein, 1978). Bu verilerin kullanımı sınırlıdır. Çünkü, hasta kalınlığı ve ışınlama teknikleri çok değişiktir. Eğer hasta için boyutlar ve ışınlama parametreleri biliniyorsa, organ dozlarının hesaplanmasında daha kesin metod, doku-hava oranı (TAR) veya eş doz eğrilerinin kullanımıyla olur (Gorsen, Lassen, rosenstein ,1982; Laws, Rosentein, 1978).

Monte Carlo tekniği ve matematiksel tanımlanmış Anthrop Marpic Fontom (bilgisayarda insan eşdeğeri tanımlanmış maket) her ikisinde oak ridge ulusal laboratuvarında geliştirilmiştir. Rosentein ve arkadaşları tarafından kullanılmış, Burenu of Radicopical Healt'de seçilen organlar için TAR hesaplanmıştır. Tablo haline getirilmiştir. Bu tablolar hava kerması 1 Gy olacak şekilde (yani ciltteki giriş dozu 1 Gy) farklı ışın kaliteleri ve alanlarda organların almış olduğu ortalama absorbe doz verilmektedir. (ICPR-34, 1982).

Eğer hava kerması ve HVL değeri biliniyorsa doz yaklaşımı yapılabilir. Matematiksel tanımlı fontom'dan benzer fiziksel karakteristikler ile hastanın almış olduğu organ dozu tahmin edilebilir (Rosenstein 1978).

Yüzde Derin Doz: Radyolojide kullanılan x-ışınlarının maksimum dozun bulunduğu derinlik yüzeyde, yani cilt yüzeyindedir.

Doku Hava Oranı (TAR): Dokudaki doz/Havadaki doz , $TAR_{max} = 1$ olur.

7. Adım: Hava kerması 1 Gy olacak şekilde (yani ciltteki giriş dozu 1 Gy) olan farklı ışın kaliteleri ve alanlarda organların almış olduğu doz miktarları ICPR-34'de Tablolar halinde yayınlanmıştır. Bu tablolardan organlarımızın 1 Gy için almış olduğu organ doz miktarlarını verir. Fakat, hava kerması (mGy) SSD için bulduğumuz değer 1 Gy olmadığından film çekimi sonucunda vücudumuzun bazı bölgelerinin aldığı doz miktarı, ICPR-34'deki tablolarda yayınlanan doz miktarları ile hava kerması (SSD) için bulduğumuz değer çarpılması ile bulunur.

Vücudumuzun Thoracic Spine ve Lumbar Spine bölgelerini AP ve LAT konumda farklı voltaj ve akım uygulayarak röntgen filmi çektiğimizde bazı organlarımızın aldığı doz miktarlarını hesaplayalım.

Hasta 1: Bir hastanın Göğüsündeki üst omurgalar (Thoracic Spine) filmi çekilmek istendiğinde, ışınlama değerleri:

- a) SID = 102 cm
- b) Toplam filtrasyon 3 mm Al, Al= Alüminyum
- c) Hasta kalınlığı, AP= 26 cm
- d) Uygulanan akım= 80 mAs
- e) Uygulanan voltaj= 70 kVp
- f) kaset ebadı= 17,8 x 43,2 cm²
- g) Cihazımız üç fazlıdır.

Yukarıdaki ışınlama değerlerinden faydalanılarak bazı organlarımızın aldığı doz miktarlarını hesaplayalım.

i) Şekil (4.1) den hava kerma hızı $0,033 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Cihazımız üç faz olduğundan bu değer % 80 arttırıldığında hava kerma hızı $0,060 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Bu değer hava kerma hızımız 1 mAs içindir.

ii) Bizim ışınlamamızda uygulanan akım 80 mAs'dir. O zaman hava kerması,

$$\text{Hava Kerması} = 80 \text{ mAs} \times 0,060 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}} = 4,8 \text{ mGy bulunur.}$$

iii) Yarı değer kalınlığı (HVL), değerinin bulunması için, Çizelge 4.1'e bakılarak belirlenir. Çizelgeye bakıldığında 70 kVp'a ve 3 mmAl değerlerine karşılık HVL= 2,6 mm Al bulunur.

iv) Kaynak-cilt (doku) arası mesafe (SSD) için, Röntgen masası ile film (kaset) arası mesafe 5 cm, AP=26 cm ise formül (4.4) den,

$$\text{SSD} = \text{SID} - (\text{AP} + 5)$$

$$\text{SSD} = 102 - (26 + 5)$$

$$\text{SSD} = 71 \text{ cm olur.}$$

v) kaynak-cilt (doku) arasındaki mesafe (SSD) için, hava kerması denklem (4.5) den,

$$D_1 r_1^2 = D_2 \cdot r_2^2 \Rightarrow D_2 = D_1 \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2 \quad \text{bulunur.}$$

$$D_2 = 4,5 \text{ mGy} \cdot \left(\frac{100}{71} \right)^2 = 9,5 \text{ mGy}$$

vi) Thoracic Spine ve Lumbar Spine ışınlamalarında seçilen organların absorbe doz değerleri ICRP-34'de yayınlanan Çizelge 4.2'den seçilerek aşağıdaki çizelge oluşturulmuştur.

Çizelge 4.2 Thoracic Spine ve Lumbar Spine ışınlamasında seçilen organlarda absorbe doz değerleri (Giriş dozu 1 mGy'dir)

Organ	Thoracic spine $\left(\frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}\right)$		Lumbar spine $\left(\frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}\right)$	
	AP 2.6 mm Al HVL (17,8 cm x 43.2 cm)	LAT 30 mm Al HVL (35,6 cm x 43,2 cm)	AP 26 m Al HVL (35.6 cm x 43.2 cm)	LAT 3.0 mm Al HVL (35,6 cm x 43,2 cm)
Thyroid	109	10	0.3	0.01
Active bone marrow	16	24	40	31
Lungs	117	201	83	17
Ovaries	0.6	0.5	228	67
Berast (female)	419	13	0	0
Uterus (embryo)	0.7	0.5	301	45
Total body	41	48	106	51

vii) Çizelge 4.2'de verilen absorbe doz miktarları 1 Gy'lik hava kerması için verilmiştir. Bizim hava kerma değerimiz 9,5 mGy'dir. O zaman Çizelge 4.2'deki absorbe doz değerlerini 9,5 mGy ile çarparak röntgen filmi çekilen hastanın seçilen organlarının aldığı doz miktarlarını (mGy) olarak buluruz.

Thyroid için hesaplanırsa,

Thyroid için, absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $109 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$109 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 1,035 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Active bone marrow (Aktif kemik iliği) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $16 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9.5 mGy

$$16 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,15 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Lungs (Akciğer) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $117 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için 9,5 mGy

$$117 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 1,11 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Ovaries (Yumurtalıklar) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $0,6 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$0,6 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,005 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Berast (female) (Göğüs) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $419 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$419 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 3,98 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Uterus (embryo) (Rahim) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $0,7 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$0,7 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,006 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Total body (Toplam vücut) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $41 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$41 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,38 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Hasta 2: Bir hastanın Göğüsteki üst omurgalar (Thoracic Spine) filmi çekilmek istendiğinde, ışınlama değerleri:

- a) SID 102 cm
- b) Toplam filtrasyon 3 mm Al, (Al=Aliminyum)
- c) Hasta kalınlığı, LAT = 35 cm
- d) Uygulanan akım=150 mAs
- e) Uygulanan Voltaj=80 kVp
- f) Kaset ebadı= 35,6 x 43,2 cm²
- g) Cihazımız üç faz

Yukarıdaki ışınlama değerlerinden faydalanılarak bazı organlarımızın aldığı doz miktarlarını hesaplayalım.

- i) Şekil 4.1'den Hava kerma hızı $0,045 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Cihazımız üç faz olduğundan bu değer % 80 arttırıldığında hava kerma hızı $0,081 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Bu değer hava kerma hızımız 1 mAs içindir.

- ii) Bizim ışınlamamızda uygulanan akım 150 mAs'dir. O zaman Hava kerması,

$$\text{Hava Kerması} = 150 \text{ mAs} \times 0,081 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}} = 12,2 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

- iii) Yarı değer kalınlığı (HVL) değerinin bulunması için, Çizelge 4.1'e bakılarak belirlenir. Çizelgeye bakıldığında 80 kVp'a ve 3 mmAl değerlerine karşılık HVL = 3,0 mm Al bulunur.

- iv) Kaynak-cilt (doku) arasındaki mesafe (SSD) için, Röntgen masası ile film (kaset) arası mesafe 5 cm, LAT= 35 cm ise, formül 4.4'den

$$\text{SSD} = 102 - (35+5) = 62 \text{ cm} \quad \text{olur.}$$

- v) Kaynak-Cilt (doku) arasındaki mesafe (SSD) için hava kerması denklem 4.5'den,

$$D_2 = 12,2 \text{ mGy} \cdot \left(\frac{100}{62}\right)^2 = 32 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

vii) Çizelge 4.2'de verilen absorbe doz miktarları 1 Gy'lik hava kerması için verilmiştir. Bizim hava kerma değerimiz 32 mGy'dir. O zaman Çizelge 4.2'deki absorbe doz değerlerini 32 mGy ile çarparak röntgen filmi çekilen hastanın seçilen organlarının aldığı doz miktarlarını (mGy) olarak buluruz.

Thyroid için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $10 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 32 mGy

$$10 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 0,32 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Active bone marrow için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $24 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 32 mGy

$$24 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 0,76 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Lungs için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $201 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 32 mGy

$$201 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 6,43 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Ovaries için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $0,5 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 32 mGy

$$0,5 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 0,016 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Berast (female) için absorbe doz miktarı Çizelge 4.2'den $13 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için 32 mGy

$$13 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 0,41 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Uterus (embryo) için, absorbe doz miktarı Çizelge 4.2'den $0,5 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için 32 mGy

$$0,5 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 0,041 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Total body için absorbe doz miktarı Çizelge 4.2'den $48 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 32 mGy

$$48 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 32 \text{ mGy} = 1,53 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$



Hasta 3: Bir hastanın Göğüsündeki alt omurlar (Lumbar Spine) filmi çekilmek istendiğinde, ışınlama değerleri:

- a) SID=102 cm
- b) Toplam filtrasyon 3 mm Al, (Al=Aluminyum)
- c) Hasta kalınlığı, AP=26 cm
- d)Uygulanan akım = 80 mAs
- e) Uygulanan Voltaj =70 kVp
- f) kaset ebadı =35,6 x 43,2 cm²
- g) Cihazımız üç faz

Yukarıdaki ışınlama değerlerinden faydalanılarak bazı organlarımızın aldığı doz miktarlarını hesaplayalım.

i) Şekil 4.1. den hava kerma hızı $0,033 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Cihazımız üç faz

olduğundan bu değer % 80 arttırıldığında hava kerma hızı $0,060 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$

bulunur. Bu değer, hava kerma hızımız 1 mAs içindir.

ii) Bizim ışınlamamızda uygulanan akım 80 mAs'dir. O zaman Hava kerması,

$$\text{Hava kerması} = 80 \text{ mAs} \times 0,060 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}} = 4,8 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

iii) Yarı değer kalınlığı (HVL), değerinin bulunması için, Çizelge 4.1'e bakılarak belirlenir. Çizelgeye bakıldığında 70 kVp a ve 3mm Al değerlerine karşılık HVL=2,6 mm Al bulunur.

iv) Kaynak-doku (cilt) arasındaki mesafe (SSD) için, Röntgen masası ile kaset (film) arası mesafe 5 cm, AP = 26 cm ise, formül 4.4'den

$$\text{SSD} = 102 - (26+5) = 71 \text{ cm} \quad \text{olur.}$$

v) Kaynak-doku (cilt) arasındaki mesafe (SSD) için, hava Kerması denklem 4.5'den,

$$D_2 = 4,8 \text{ mGy} \cdot \left(\frac{100}{71}\right)^2 = 9,5 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

vii) Çizelge 4.2.'de verilen absorbe doz miktarları 1 Gy'lik hava kerması için verilmiştir. Bizim hava kerma değerimiz 9,5 mGy'dir. O zaman Çizelge 4.2'deki absorbe doz değerlerini 9,5 mGy ile çarparak röntgen filmi çekilen hastanın seçilen organlarının aldığı doz miktarlarını (mGy) olarak buluruz.

Thyroid için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $0.3 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$0.3 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,002 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Active bone marrow için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $40 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$40 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,38 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Lungs için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $83 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için 9,5 mGy

$$83 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 0,78 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Ovaries için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $228 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$228 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 2,16 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Berast (female) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den 0

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$0 \times 9,5 \text{ mGy} \cong 0 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Uterus (embryo) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $301 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$301 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 2,85 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Total body için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $106 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 9,5 mGy

$$106 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 9,5 \text{ mGy} = 1,00 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$



Hasta 4: Bir hastanın Göğüsündeki alt omurgalar (lumbar Spine) filme çekilmek istendiğinde

- a) SID = 102 cm
- b) Toplam filtrasyon 3 mm Al, (Al, Alüminyum)
- c) Hasta kalınlığı, LAT =35 cm
- d)Uygulanan akım = 200 mAs
- e) Uygulanan voltaj =80 kVp
- f) kaset ebadı =35,6 x 43,2 cm²
- g) Cihazımız üç faz

Yukarıdaki ışınlama değerlerinden faydalanılarak bazı organlarımızın aldığı doz miktarlarını hesaplayalım.

i) Şekil 4.1'den hava kerma hızı $0,045 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$ bulunur. Cihazımız üç faz

olduğundan bu değer % 80 artırıldığında hava kerma hızı $0,081 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}}$

bulunur. Bu değer hava kerma hızımız 1 mAs içindir.

ii) Bizim ışınlamamızda uygulanan Akım 200 mAs'dir. O zaman Hava kerması,

$$\text{Hava Kerması} = 200 \text{ mAs} \times 0,081 \frac{\text{mGy}}{\text{mAs}} = 16,2 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

iii) Yarı değer kalınlığı (HVL) değerinin bulunması için Çizelge 4.1'e bakılarak belirlenir. Çizelgeye bakıldığında 80 kVp'a ve 3 mm Al değerlerine karşılık HVL= 3,0 mm Al bulunur.

iv) Kaynak-doku (cilt) arasındaki mesafe (SSD) için, röntgen masası ile kaset (film) arası mesafe 5 cm, LAT=35 cm ise formül 4.4' den

$$\text{SSD} = 102 - (35 + 5) = 62 \text{ cm olur.}$$

v) Kaynak-cilt (doku) arasındaki mesafe (SSD) için, hava kerması denklem 4.5' den,

$$D_2 = 16.2 \left(\frac{100}{62} \right)^2 = 42 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

vii) Çizelge 4.2'de verilen absorbe doz miktarları 1 Gy'lik hava kerması için verilmiştir. Bizim hava kerma değerimiz 42 mGy'dir. O zaman Çizelge 4.2'deki absorbe doz değerlerini 42 mGy ile çarparak röntgen filmi çekilen hastanın seçilen organlarının aldığı doz miktarlarını (mGy) olarak buluruz.

Thyroid için, absorbe doz miktarı Çizelge 4.2'den $0.01 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$0,01 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 0,0004 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Active bone marrow için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $31 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$31 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 1,30 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Lungs için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $17 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$17 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 0,714 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Ovaries için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $67 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$67 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 2,81 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Berast (female) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'de 0

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$0 \times 42 \text{ mGy} \cong 0 \text{ mGy} \text{ bulunur.}$$

Uterus (embryo) için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $45 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$45 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 1,89 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Total body için absorbe doz miktarı, Çizelge 4.2'den $51 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}$

Hava kerma değeri (SSD) için, 42 mGy

$$51 \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \times 42 \text{ mGy} = 2,14 \text{ mGy} \quad \text{bulunur.}$$

Şimdi Thoracic Spine ve Lumbar Spine bölgelerinin röntgeni çekilen bu dört hastanın bazı organlarının aldığı doz miktarları Çizelge 4.3'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3. Thoracic Spine ve Lumbar Spine ışınlamasında seçilen organlarda absorbe doz değerleri

Organ	Thoracic spine $\left(\frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}\right)$		Lumbar spine $\left(\frac{\text{mGy}}{\text{Gy}}\right)$	
	AP	LAT	AP	LAT
Thyroid	1,035	0,32	0,002	0,0004
Active bone marrow	0,15	0,76	0,38	1,30
Lungs	1,11	6,43	0,78	0,71
Ovaries	0,005	0,01	2,16	2,81
Berast (female)	3,98	0,41	0	0
Uterus (embryo)	0,006	0,041	2,85	1,89
Total body	0,038	1,53	1,00	2,14

4.2. Organ-Doz Miktarlarının Bilgisayar Programı ile Belirlenmesi

Bu bölümde Gazi Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Radyoloji Anabilim dalında, röntgen çekilen hastaların aldıkları doz miktarlarını belirlemede kullanılan Programın çalışması incelenmiş ve uygulamaları yapılmıştır. Bu Program (Prediction of Patient doses in Radiological Examinations) alınan doz miktarlarının sonuçlarını verir. Program ICRP-34, BSS 115 - ICRP-60 ve Pyssical Principles of medical imaging; P.Sprawls, kaynaklarından yararlanılarak 1995 yılında geliştirilmiştir.

Bu programın işleyebilmesi için, çekilen bölgenin film yönü, kaynak ile kaset arası mesafe (SID), kaset ebadı, hastanın çekilen bölgesinin kalınlığı (doku kalınlığı), kaç voltaj uygulandığı, akımın (mA) mertebesinde kaç sn uygulandığı (mAs), Filtrasyon kalınlığı (mm Al), hastanın cinsiyeti, kaç faz uygulandığı ve hastanın büyük hastamı ve küçük hastamı olduğu verileri bilgisayara yüklenir. Bu saydıklarımız veri kısmını oluşturur.

Yukarıdaki veriler, programa yüklendikten sonra, programın bize sonuç olarak, kaynak doku arası mesafe (SSD), Yarı tabaka kalınlığı (HVL), Hava kerma değeri (bu değer ilgili SSD için geçerlidir) ve vücutumuzun bazı organlarının aldığı doz değerlerini verir.

Vücutumuzun iki bölgesi için (Thoracic Spine ve Lumbar Spine) film çekim yönlerine göre Programdan elde edilen organ-doz miktarları Çizelge 4.4'de verilmiştir. Aynı değerler erkek hastalar için de yapılarak organ doz miktarları bulunmuştur.

ÇİZELGE 4.4. Prodiction of patient doses in Radiological Examinations programına göre Thorocic Spine ve Lumbar Spine röntgen film çekimlerinde vücudumuzun bazı organlarının aldığı doz miktarları

HASTANIN RÖTGEN ÇEKİLEN BÖLGESİ	DOKU KALINLIĞI	İŞİNİ LAMA ŞEKLİ	KAYNAK-KASET MESAFESİ (CM)	KAYNAK-DOKU MESAFESİ (cm)	KASET EBADI (cm ²)	VOLTAJ (kvp)	AKIM (mAs)	FİLTREASYON (mm Al)	HVL	Hava Kerması (GSD) için (mGy)	Thyroid	Akciğer (lungs)	Aktif kemik iliği	Testes	Yumurtalıklar (Ovaries)	Meme (breast)	Rahim (uterus)	Toplam Vücut (Total body)
(THORACIC SPİNE) VUCUTUN ÜST OMURGALARI	26 AP		102	71	17,8X43,2	70	80	3	2,6	9,53	1,04	1,12	0,15		0,01	3,99	0,01	0,40
(THORACIC SPİNE) VUCUTUN ÜST OMURGALARI	35 LAT		102	62	35,6X43,2	80	150	3	3	30,84	0,31	6,2	0,74		0,02	0,40	0,02	1,48
(LUMBAR SPİNE) VUCUTUN ALT OMURGALARI	26 AP		102	71	35,6X43,2	70	80	3	2,6	9,53	0,00	0,78	0,38		2,17	0,00	2,87	1,01
(LUMBAR SPİNE) VUCUTUN ALT OMURGALARI	35 LAT		102	62	35,6X43,2	80	200	3	3	41,12	0,00	0,70	1,27		2,75	0,00	1,85	2,1
(THORACIC SPİNE) VUCUTUN ÜST OMURGALARI	26 AP		102	71	17,8X43,2	70	80	3	2,6	9,53	1,04	1,54	0,20	0,00				0,52
(THORACIC SPİNE) VUCUTUN ÜST OMURGALARI	35 LAT		102	62	35,6X43,2	80	150	3	3	30,84	0,31	5,24	0,99	0,00				1,6
(LUMBAR SPİNE) VUCUTUN ALT OMURGALARI	26 AP		102	71	35,6X43,2	70	80	3	2,6	9,53	0,00	0,78	0,38	0,04				1,01
(LUMBAR SPİNE) VUCUTUN ALT OMURGALARI	35 LAT		102	62	35,6X43,2	80	200	3	3	41,12	0,00	0,70	1,27	0,05				2,1

NOT: İlk dört hasta kadın hasta diğer, dört hasta Erkek hastadır.

NOT: Cihazımız üç faz çalışmaktadır.

Bilgisayarda elde edilen sonuçlarla teorik olarak hesaplanan değerler karşılaştırıldığında örnek olarak, Thorocic Spine filmi çekilen Çizelge 4.4.'deki 1 nolu hastanın thyroid organının aldığı doz bilgisayar programı sonucunda 1,04 mGy, Teorik hesap sonucunda ise 1,035 mGy'dir. Bir başka organ Akciğer (Lungs) için karşılaştırıldığında organın aldığı doz bilgisayar programı sonucunda 1,11 mGy, Teorik hesap sonucunda da 1,11 mGy'dir. Diğer organlar da bu şekilde karşılaştırıldığında sonuç olarak bu değerlendirmeler teorik olarak hesaplanan değerlerin Çizelge 4.3. bilgisayarda elde edilen sonuçların Çizelge 4.4'le uyumlu olduklarını göstermektedir.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada x-ışınlarının fiziği, x-ışınlarının kullanım alanları ve biyolojik etkileri incelenmiştir. İnsan sağlığı açısından radyolojide önemli olan röntgen filmi sonucunda hasta vücudunun aldığı doz miktarlarının bulunabilmesi için, ICRP-34 Raporunda yayımlanan teorik metod kullanılarak, organ-doz miktarları belirlenmiştir. Organ-doz miktarlarının teorik olarak belirlenmesi radyasyona karşı duyarlı olan hastaların alacağı dozun önceden tesbiti ve kullanılan röntgen sisteminin hastanın çeşitli organlarına vereceği dozun hangi aralıkta değiştiğinin tayin edilmesi, böylece sistemin sağlık açısından kullanılabilirliği noktasında önem taşımaktadır.

Vücutumuzun iki bölgesini (Thoracic Spine, Lumbar Spine) AP ve LAT konumunda önce teorik olarak doz hesabı yapılarak daha sonra aynı bölgelerin verilerini bilgisayar programına yükleyerek doz değerleri bulunduğunda bazı organlar için sonuçların tamamen uyduğu, bazı organları için ise % 02 mertebesinde farklılık olduğu görülmüştür. Ayrıca Bilgisayarla yapılan doz hesabında hastanın cinsiyeti (Kadın veya Erkek) doz dağılımı farklı bölgelere dağıldığında yine doz miktarlarının birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Röntgen filmi neticesinde organ-doz miktarlarının istenilen düzeyde düşük olabilmesi istenilmektedir. X-ışınları kullanılırken, emisyon sırasında ortaya çıkan bazı istenmeyen unsurlardan arındırılmak zorundadırlar. Bu amaçla bir çok fizik önlemlerinin yanında, filtrelemenin iyi yapılması, bunun için en uygun malzeme olarak alüminyum kullanılmaktadır. Cihaza uygulayacağımız voltaj ve akım değerlerini röntgen çekilen bölge ve doku kalınlığına göre en uygun şekilde ayarlamalı ve film üzerine saçılan radyasyonun etkisini en aza indirmek için grid (ızgara)'ler kullanılmalıdır. X-ışınları cihazlarının

evresinde de radyasyon tehlikesi oluşturacağından, cihazın bulunduğu odanın dizaynı, doktorların, teknik elemanların çalışma koşulları Türkiye Atom Enerjisi Kurumanca (A.E.K.) belirlenmekte ve denetlenmektedir.



KAYNAKLAR

- Besier, A., 1983, **Çağdaş Fiziğin Kavramları**, Çağlayan, s 27, İstanbul.
- Bilim ve Teknik.**, 1995, X-Işınları 100 Yaşında, No. 336, s 36-39, Ankara.
- Bushong, S.C., 1984, **Radiologic Science for Theenologists**, 3 rd.Ed. Year Book-Mosby Campany, s 17, 26,79, st. Louis.
- Chesney, D., 1975, **X-Ray Equipment for Student Radiographers**, 2 nd. Ed. Biackweel Scientific Puslications, s 57, 149, Oxford.
- Cullity, B., 1956, **X-rays Difrakisyonu**, Notre Dame, s 5-11, İndiana.
- Dicle, O., 1983, **Temel Radyoloji Fiziği**, Güneş, s 17-22,31,39,92, Ankara.
- Enclopedia Amiracana.**, 1966, X-rays, Vol.29, New York.
- Fletscher, G.H., 1981, **Textbook of Radiotherapy**, Lea Febiger,s 77-81 Philadelphina.
- Frommhold, W., Gajewski, H. and Schoen, H.D., 1979, **Medizinische Röntgentechnik für Unterricht und Praxis**, Bd.I, Physikalische und technische Gurundlagen, s 46-49, Stuttgart.
- Gorson, R.O., Lassen, M. and Rosenstein, M., 1982, **Patient Dosimetrky in Diagnostic Radiology**, Chapter in: Handbook of medial Phsics CRC, Press, inc.2000 N.W., 24 th. st., Boca Raton, New York.
- ICRP-34.**, 1982, Protection of the Patient in Diagnostic Radiology, s 75-79, Paris.
- Kaya, T., 1996, **Temel Radyoloji Tekniği**, Güneş-Nobel, s 16,29,41,54, 58-59, Bursa.

Khan, F.M., 1994, **The Physics of Radiation Therapy**, Williams and Wilkins, s 19, 160, London.

Laws, P.W. and Rosenstein, M., 1978, **A. Sometric Dose Index for Diagnostic Radiology**, Health Phys. 35,629-642, New York.

Oeser, H., 1979, **Schicksal Oder Verschulden?** s 178,183, Stuttgart.

Pınar, T. ve Dicle, O., 1995, **Başlangıçtan Günümüze Türk Radyolojisi**, Güneş, s 78, Ankara.

Rosenstein, M., 1976, **Organ doses in diagnostic radiology**, HEW Publication ,76-8030, Bureau of Radiological Health, Rockville, New York.

Sauer, R., 1984, **Strahlentherapie für Technische Assistenten in der Medizin**, s 215-221, München.

Scherer, E., 1980, **Strahlentherapie-Diagnostische Onkologie**, s 92, Berlin.

Toylar, J. and Zafaritos, C., 1996, **Modern Fizik**, ARTE, s 101-102 İstanbul.

Tuncel, E., 1994, **Klinik Radyoloji**, Güneş-Nobel, s 56, 80-81, 113, Bursa.

Üstün, E., 1972, **Radyoloji'de Bazı Temel Buluşlar ve Bunları Bulanlar**, Ege Üniversitesi Matbaası, s 42, İzmir.

ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğrenimimi Ankara'da tamamladı. Gazi Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü'nden 1995 yılında mezun oldu. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilimi dalında Yüksek Lisans öğrenimi yapmaya başladı ve halen Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Yüksek Lisans öğrenimini sürdürmektedir.

