

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



KORONER ANJİYOĞRAFI UYGULAMALARINDA
OPERATÖRÜN GÖZ LENSİNİN MARUZ KALDIĞI
RADYASYON DOZUNUN BELİRLENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ahmed Naci COŞKUN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

EKİM, 2020

**T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**KORONER ANJİYOĞRAFİ UYGULAMALARINDA
OPERATÖRÜN GÖZ LENSİNİN MARUZ KALDIĞI
RADYASYON DOZUNUN BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Ahmed Naci COŞKUN
(Y1716.020001)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı**

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN

EKİM, 2020

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum “Koroner Anjiyografi Uygulamalarında Operatörün Göz Lensinin Maruz Kaldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Kaynakça 'da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim (01/10/2020).

Ahmed Naci COŞKUN

ÖNSÖZ

İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Fiziği Yüksek Lisans bölümünde tamamladığım öğrencilik sürecimde emeği geçen tüm hocalarıma, her daim desteğini eksik etmeyen ve bilgisiyle yol gösteren değerli hocam Sayın Prof. Dr. Mustafa DEMİR'e, yüksek lisansım sürecinde karşılaştığım zorluklarda desteğini esirgemeyen anabilim dalı başkanımız ve tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Füsun ÇETİN'e çok teşekkür ediyorum.

Hayatımın her alanında desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli anneme ve babama, sevgili eşim Büşra' ya, en içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

Ekim, 2020

Ahmed Naci COŞKUN

KORONER ANJİYOĞRAFİ UYGULAMALARINDA OPERATÖRÜN GÖZ LENSİNİN MARUZ KALDIĞI RADYASYON DOZUNUN BELİRLENMESİ

ÖZET

Çeşitli klinik alanlarda X ışınları ile görüntüleme yöntemlerinin kılavuzluğunda uygulanan girişimsel işlemlerin hızla artması, bu işlemleri uygulayan operatörlerin daha uzun süre ve daha yoğun iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmasına neden olmuştur. Yapılan epidemiyolojik çalışmalar en önemli mesleki risklerden birinin, göz merceğine saçılan X ışınları nedeniyle kristal lensin saydamlığını yitirmesi veya katarakt oluşumu olduğunu ortaya koymaktadır.

Her ne kadar daha önce göz lensi için doz sınırı 150 mSv olarak belirlenmiş ise de yapılan en son epidemiyolojik çalışmaların lens opaklığının ve kataraktın daha önce düşünülenenden daha düşük doz seviyelerinde de meydana geldiğini kanıtlanmasıyla, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (ICRP) 2011 yılında Radyasyon çalışanları için göz lensi doz sınırınının 20 mSv'e düşürülmesini önermiştir. Türkiye'de 5 Temmuz 2012 tarihinde 28344 sayılı resmi gazetede yayınlanan "*Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik* ile göz lensi için yıllık doz limiti 20 mSv olacak şekilde revize etmiştir.

Bu tez çalışmasında yeni göz lensi doz sınırları çerçevesinde Ülkemizdeki durumu değerlendirmek üzere bazı önde gelen koroner anjiyografi bölümlerinde yapılan işlemlerde operatörlerin maruz kaldığı radyasyon lens dozlarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Toplam 26 katılımcı ile yapılan çalışmada, farklı koroner anjiyografi birimlerindeki girişimsel işlemlerde operatörlerin göz lensine çarpan ikincil X-ışınlarından kaynaklanan lens dozları Hp(3) Termoluminesans Dozimetre (TLD) kullanılarak bir aylık periyotta ölçülmüştür. Işınlardan geliş açısından bağımsız

ölçüm yapan bu dozimetreler operatörün göz çevresine yerleştirilerek, lens dozları ölçülmüştür. Alınan veriler akredite bir dozimetre laboratuvarında okutularak bir aylık sürede maruz kalınan toplam dozlar belirlenmiştir. Anjiyografi birimlerindeki skopi cihazlarında gerçekleştirilen işlemlerde toplam doza maruz kalma süreleri de tespit edilerek, elde edilen bu veriler yardımıyla doz hızları hesaplanmıştır.

İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Anjiyografi Birimi için ortalama doz hızı değeri $0,0392 \pm 0,0105 \mu\text{Sv/sn}$, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Hastanesi Anjiyografi Birimi için ortalama doz hızı değeri $0,0309 \pm 0,0138 \mu\text{Sv/sn}$, Haseki Eğitim Araştırma Hastanesi Anjiyografi Birimi için ortalama doz hızı değeri $0,2260 \pm 0,2698 \mu\text{Sv/sn}$ olarak hesaplanmıştır. Tüm bu kliniklerdeki işlemler için elde edilen ortalama doz hızı ise $0,0935 \pm 0,1103 \mu\text{Sv/sn}$ olarak bulunmuştur. 20 mSv'lik sınır değer esas alındığında güvenli çalışma doz hızı $10 \mu\text{Sv/saat}$ ($0,0027 \mu\text{Sv/sn}$) olarak hesaplanabilir. Elde edilen bu değerler esas alınarak değerlendirildiğinde, söz konusu birimlerde çalışanların minimum ortalamadan 33,6 kat daha fazla lens dozuna maruz kaldığı anlaşılmaktadır. Bu bağlamda, çalışanların güvenlik kültürünü arttırarak ve çalışma koşullarını düzenleyerek X ışınları kılavuzluğunda uygulanan anjiyo işlemleri sırasında yeni veya ek koruma önlemlerinin alınması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Göz Lens Dozimetresi, TLD Dozimetreler, Hp(3) Dozimetre , Radyasyon Dozu Limitleri, Radyasyon Güvenliği ve Korunma Yöntemleri

DETERMIATION OF THE RADIATION DOSE TO WHICH THE OPERATOR'S EYE LENS IS EXPOSED IN CORONARY ANGIOGRAPHY APPLICATIONS

ABSTRACT

In recent years, rapidly increasing applications of X-ray image-guided in a wide range of clinical areas has caused operators to subject a more intensive and protracted exposure to ionizing radiation. Some studies shows that one of the most important occupational risks is the loss of crystalline lens clarity or cataract. Although previously lens dose limit was 150 mSv for radiation workers, the International Commission on Radiation Protection (ICRP) in 2011 recommended the lowering of the annual eye lens dose limit from 150 mSv/year to 20 mSv/year. This recommendation is based on the epidemiological evidences about that detectable lens opacity and cataract occurs at dose levels lower than previously considered. Thereupon, all countries updated their national legislation in accordance with this recommendation of the ICRP. Turkey also revised its annual dose limit for eye lens as 20 mSv, with the "Regulation on Radiation Dose Limits and Working Principles of Personnel Working with Ionizing Radiation Sources in Health Services" published in the Official Gazette No. 28344 on 5 July 2012.

In this study, it is aimed to measure the radiation doses of the operators' eye lenses for some leading coronary angiography units to consider the situation in our Country in the context of new eye lens dose limits. With 26 participants in total, operators' lens doses from scattered radiations are measured by using angle- independent Hp (3) Thermoluminescence Dosimeters (TLD) for one month periods for the interventional procedures performed in various coronary angiography centres. These dosimeters are placed around the eye of the operator. The dosimeters were read by an

accredited dosimeter laboratory and the total lens doses were determined. Total exposure times in scopy devices in the angiography units are also determined. The dose rates are calculated by using obtained data, the average dose rate value for Istanbul Training and Research Hospital is calculated as $0.0392 \pm 0.0105 \mu\text{Sv} / \text{s}$. The average dose rate value for Istanbul University- Cerrahpaşa Faculty of Medicine Hospital and Haseki Training and Research Hospital are calculated as $0.0309 \pm 0.0138 \mu\text{Sv/s}$ and $0.2260 \pm 0.2698 \mu\text{Sv/s}$, respectively. The mean value obtained from all these clinics is $0.0935 \pm 0.1103 \mu\text{Sv} / \text{sec}$.

Based on the limit value of 20 mSv, the safe working dose rate can be calculated as $10 \mu\text{Sv} / \text{hour}$ ($0.0027 \mu\text{Sv} / \text{sec}$). It can be seen from the data obtained from this study that calculated eye lens dose is 33,6 times more than the minimum average. It is concluded that new and additional protection measurements should be taken during angio operations, by improving safety culture of operators and working conditions.

Key Words: Eye Lens Dosimetry, TLD Dosimeters, Hp(3) Dosimeter, Radiation Dose Limits, Radiation Safety and Protection Methods

İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ	i
ÖNSÖZ.....	ii
TÜRKÇE ÖZET	iii
İNGİLİZCE ÖZET	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
I. GİRİŞ.....	1
II. RADYASYON FİZİĞİ	8
A. Radyasyon ve Radyoaktivitenin Oluşumu	8
B. Elektromanyetik Radyasyon	11
C. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi	11
1. Fotoelektrik Olay	12
2. Compton Saçılması.....	13
3. Çift Oluşumu	14
D. X – Işınları	15
E. Karakteristik X – Işınları	17
F. Bremmstrahlung (Frenleme) X – Işınları	19
G. Radyasyonun Biyolojik Etkileri Ve Radyasyondan Korunma.....	20
1. Radyasyonun Biyolojik Etkileri	20
2. Radyasyondan Korunma	23
H. Radyasyon Dozu Birimleri	27
1. Aktivite Birimi	27
2. Işınlama Birimi.....	28
3. Soğurulmuş (Absorblanmış) Doz Birimi	29
4. Doz Eşdeğer Birimi (Biyolojik Doz).....	29
5. Radyasyon Birimlerinin Birbirine Çevrilmesi	31
İ. Absorbe (Soğurulan) Radyasyon Ölçüm Teknikleri.....	32
1. İç (İnternal) Radyasyon Ölçümü	32

2. Dış (Eksternal) Radyasyon Ölçümü	34
J. Dozimetreler	35
1. İyon Odalı Dozimetreler	35
2. Film (Badge) Dozimetre	37
3. TLD (Termolüminesans) Dozimetreler	38
4. Termolüminesans Dozimetrelerin Değerlendirilmesi	45
5. Lüminesans Kristalin Tavlanması, RCF Ve ECC Değerleri	46
III. MATERYAL VE METOD	47
A. Floroskopik Uygulamalarda Kullanılan Skopi Cihazlarının Teknik Özellikleri	48
IV. BULGULAR.....	52
V. SONUÇ VE YORUM.....	56
VI. KAYNAKLAR	58
EKLER.....	62
ÖZGEÇMİŞ.....	64

KISALTMALAR

ICRP	:International Commission on Radiological Protection – Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu
ICRU	:International Commission on Radiation Units & Measurements – Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi
SI	:System of International Units – Uluslararası Birim Sistemi
ALARA	:As Low As Reasonably Achievable
MMD	:Maksimum Müsaade Edilebilir Doz
HVL	:Half Value Layer – Yarı Değer Kalınlığı
LET	:Linear Energy Transfer – Lineer Enerji Trasnferi
KF	:Kalite Faktörü
RBE	:Rölatif Biyolojik Etkinlik
keV	:Kilo Elektron Volt
kV	:Kilo Volt
mAs	:Mili Amper Saniye
MIRD	:Committee on Medical Internal Radiation Dose – Tıbbi İç Radyasyon Dozu Komitesi
R	:Röntgen (R)
Sv	:Sievert (Sv)
Gy	:Gray (Gy)

Rem	:Röntgen Equivalent Man – Doz Eşdeğeri
Rad	:Radiation Absorbed Dose – Absorblanmış Doz Birimi
Ci	:Curie (Ci) – Aktivite Birimi
Bq	:Becquerel (Bq) – Aktivite birimi
PMT	:Photo Multiplier Tube – Foton Çoğaltıcı Tüp
MLC	:Çok Yapraklı Kolimatör (Multi Leaf Kolimatör)
TLD	:Termolüminesans Dozimetre
OSL	:Optik Uyarımlı Dozimetre
RCF	:Reader Calibration Factor – Okuyucu Kalibrasyon Faktörü
ECG	:Element Correction Coefficient – Düzeltme Katsayısı
İ.E.A.H.	:İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi
C.T.F.	:Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
H.K.E.	:Haseki Kardiyoloji Enstitüsü
KAH	:Koronar Arter Hastalığı

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1 Sommerfield atom modeli. K-tabakası bir, L tabakası üç alt tabakadan oluşmuştur. Yörüngeler dairesel olup elektronlar uyarılmadıkça yörünge değiştirmezler	9
Şekil 2 Elektromanyetik radyasyonlarda frekans, dalgaboyu ve radyasyon türü arasındaki ilişkisi	10
Şekil 3 Elektromanyetik spektrum	10
Şekil 4 Foton enerjisinin maddeler tarafından soğrulması.....	12
Şekil 5 Fotoelektrik olay	12
Şekil 6 Elektron koparılması sonucu oluşan X – ışını	13
Şekil 7 Compton saçılması.....	13
Şekil 8 Çift Oluşumu.....	15
Şekil 9 X – Işını Tüpünün Yapısı.....	16
Şekil 10 Karakteristik X – ışını.....	18
Şekil 11 Bremsstrahlung ışınması	19
Şekil 12 Sağ kalımın oranının maruz kalınan radyasyon dozuna bağlı değişimi	21
Şekil 13 Radyasyonun kromozomlara etkisi.....	23
Şekil 14 Bir yahut daha fazla kaynak organdan yayılan radyasyon hedef organı ışınlar. Hedef organın maruz kaldığı doz MIRD metodu ile hesaplanır	34
Şekil 15 İyon odası şematik gösterimi	35
Şekil 16 Kalem dozimetre	36
Şekil 17 Elektronik Dozimetre.....	36
Şekil 18 Film (Badge) Dozimetre	37
Şekil 19 Sodyum atomu enerji seviyelerine göre dizilimleri.....	39
Şekil 20 Katı halde bulunan sodyum atomu enerji seviyelerine göre dizilimleri	39
Şekil 21 Valans bandı ve Fermi enerji seviyesi	40
Şekil 22 Elektronların iletkenlik bandına ulaşma için yenmesi gereken E_g enerji aralığı.....	40

Şekil 23 Yalıtkan, yarıiletken ve iletken maddelerin band genişliği	41
Şekil 24 İletkenler için valans ve iletkenlik bandı geçiş aralıkları.....	42
Şekil 25 Band aralıklarına göre maddelerin iletkenlik durumları.....	42
Şekil 26 (A)Kristal üzerine gelen iyonize radyasyon elektronu uyarması.(B) Uyarılan elektrona ısı yahut ışık verilerek tekrar eski haline geçişi.....	43
Şekil 27 Hp(3) Lens Dozimetre	44
Şekil 28 Hp(3) Lens dozimetre kullanımı.....	44
Şekil 29 (A)Hp(0.07) Bilek dozimetre ve Hp(10) vücut dozimetre.(B)Yüzük dozimetre	45
Şekil 30 TLD/OSL sistemi okuma diyagramı.....	45
Şekil 31 C – kollu anjiyografi cihazı (İst. Eğt. Araş. Hst. Koroner Anjiyografi – Siemens Artis Zee)	49
Şekil 32 C – kollu anjiyografi cihazı (Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anjiyografi - Philips Allura XPER FD10)	50
Şekil 33 C – kollu anjiyografi cihazı (Haseki Kardiyoloji Enstitüsü Koroner Anjiyografi - Philips Allura XPER FD10)	50
Şekil 34 C – Kollu girişimsel X – ışını cihazı komponentleri(Philips Allura XPER FD10).....	51

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 1 Compton Saçılmasında bazı radyonüklidlere ait foton elektron enerjileri	14
Çizelge 2 Bireyler için doz limitleri.....	24
Çizelge 3 Yarı değer kalınlıkları	26
Çizelge 4 Çeşitli radyasyonların RBE ve KF değerleri	30
Çizelge 5 Radyoaktivite birimlerine ait dönüşümleri değerleri	31
Çizelge 6 Çalışmadaki anjiyografi cihazlarının marka – model ve teknik verileri....	53
Çizelge 7 Hp(3) doz değerleri ve doz hızları	54
Çizelge 8 İ.E.A.H. Siemens cihazı ile yapılan çalışma sonuçları	55
Çizelge 9 C.T.F. Philips cihazı ile yapılan çalışma sonuçları	55
Çizelge 10 H.K.E. Philips cihazı ile yapılan çalışma sonuçları	55

I. GİRİŞ

Radyasyon elektromanyetik dalgalar veya atom altı parçacıklar yoluyla enerji yayımı ve aktarımı olarak tanımlanmaktadır. Hangi tip olursa olsun radyasyon yayıldığı maddesel ortamın atomları ile etkileşerek enerji aktarılmasına neden olmaktadır. Eğer hedef canlı doku ise sonuç genellikle istenmeyen biyolojik etkilerdir (Martin,2013:305). Radyasyon, günümüzde tıpta ve endüstride yaygın olarak kullanılmakta olup, radyasyon fiziğinin tıptaki uygulamaları Radyoloji, Nükleer Tıp, Radyoterapi gibi birden çok klinik disiplinin konusudur.

21.Yüzyılın tıbbi uygulamalarını damarları, kemikleri ve yumuşak dokuları görüntüleme yeteneği, yani tıbbi görüntüleme yöntemleri olmadan düşünmek mümkün değildir. Ancak X-ışınları keşfedilinceye değin hekimlerin bir hasta bedeninde neler olup bittiğini anlamalarını sağlayacak, insan vücudunun içini gösteren görüntüler elde etme olanağı bulunmamaktaydı. 1895'de Alman Fizik Profesörü W. C. Röntgen, Crookes Tüpü ile deney yaparken katı maddelere nüfuz edebilen yüksek enerjili yeni bir ışın türünü keşfederek bu ışınlara bilinmeyen ışınlar anlamına gelen X ışınları adını verdiğinde Fizik ve Tıp biliminde yeni bir çağın açılmasına neden olmuştur. Röntgen yaptığı deneyler esnasında, o zamana kadar bilinmeyen bu yeni ışın türünün bazı maddeleri ve dokuları geçerken, metaller ve kemikler gibi yüksek yoğunluklu bazı maddeler ve dokular tarafından ise tutulduğunu fark etmiştir. X ışınlarını keşfi ile 1901yılında ilk kez verilen Nobel Fizik Ödülüne layık bulunan Röntgen 'in bu keşfi, vücut içyapısının dokular kesilmeden görülebilmesini sağlayan tıbbi görüntüleme yöntemlerinin geliştirilmesine olanak sağlayan ve Tıpta günümüze değin devam eden büyük bir gelişmeyi tetikleyen devrimsel bir adım olmuştur. 1896 yılında, aynı zamanda Fizikle de ilgilenen Matematikçi Henri Poincare büyük bir merak ve ilgi konusu olan X ışınları üzerine yaptığı konuşmada X ışını yayımının Crookes tüpü camının floresansının bir sonucu olabileceğine ilişkin görüşünü ifade etmiştir. Bu husus o esnada dinleyiciler arasında olan ve Floresans alanında uzman olan Henri Becquerel 'in çok ilgisini çekmiştir. Elindeki Floresans malzemeler ile X-ışınları ile floresans

olayı arasındaki ilişkiyi araştırmak için deneyler yaparken, Uranyum tuzlarının fotoğraf filmini kararttığını fark ederek Radyoaktiviteyi keşfetmiştir. Uranyum tuzlarının güneş ışınlarının etkisi olmaksızın kalın siyah kâğıtları geçerek fotoğraf filmini karartan bir tür ışın yaydığını anlayan Becquerel, bunların X-ışınlarından da farklı bir tür olduğunu anlayarak bu yeni tür ışınları Becquerel Işınları adını vermiştir (Radvanyi ve Villain, 2017:544).

Bu çok önemli gelişmeyi takiben X ışınları gibi yoğun ilgi konusu olan Becquerel ışınları üzerine çalışma yapan Mary Curie ve eş zamanlı olarak Gerhard Carl Schmidt Toryumun da Uranyum gibi ışın yapıtığını keşfetmişlerdir. Ardından kısa bir süre sonra Pierre ve Marie Curie iki yeni radyoaktif element daha bularak bunlara *Polonyum* ve *Radyum* adını vermişlerdir. Radyoaktivite ile ilgili keşifleri nedeniyle Pierre ve Marie Curie Becquerel ile birlikte 1903 Nobel Fizik ödülünü paylaşmışlardır. 1900 yılında Genç Fizik Bilim Adamı Ernest Rutherford Uranyumdan yayılan iki farklı ışın türü olduğunu keşfetmiş ve bunları alfa ve beta ışınları olarak isimlendirmiştir. 1900 yılında Paul Villard adlı Fransız Kimyager ve fizikçi, Radyum ile çalışırken girciliğinin X ışınlarından daha yüksek olan bir başka ışın türü olduğunu fark etmiştir. 1914 yılında Villard'ın bulduğu bu yeni ışınların dalga boyu X ışınlarından daha kısa elektromanyetik dalgalar olduğunu gösteren, Rutherford bu ışınları Gama Işınları adını vermiştir. 1934'de Irene Joliot Curie, herhangi bir atom çekirdeğinin hızlı atomaltı parçacıklarla bombardıman edilmesi halinde o atomun radyoaktiflik kazanabileceğini ifade ederek yapay radyoaktiviteyi tanımlamıştır (Martin, 2013:24; Gülsoy 2017:61; Reed,2011:35; Radvanyi ve Villain, 2017:544).

Radyasyonun ve radyoaktivitenin keşfiyle başlayan bilimsel gelişmeler, bilimde çok önemli diğer gelişmeleri tetiklemiş ve radyasyon teknolojilerinin hızlı gelişimi ile sonuçlanmıştır. Bilim ve teknolojideki gelişmelerin sonucu olarak radyasyon teknolojileri tıpta teşhis ve tedavi amacıyla giderek artan biçimde kullanılmaya başlanmış, özellikle son yarım yüzyılda hızla yaygınlaşarak modern tıbbın gelişimine son derece önemli katkılar sağlamıştır.

Modern tıpta yaygın olarak kullanılmakta olan X ve Gama Işınları etkileştikleri madde atomlarının dış yörüngelerinden elektron koparabilecek kadar yüksek enerjili olduğundan iyonlaştırıcı (iyonizan) radyasyonlar olarak isimlendirilmektedir. İyonlaştırıcı Radyasyonların insan sağlığını etkileyebilecek istenmeyen biyolojik

etkileri olduğu, X ışınlarının ve radyoaktivitenin keşfini takip eden ilk yıllardan itibaren fark edilmeye başlamıştır. Ancak, en başında anlaşılabilir nedenlerle radyasyonların insan sağlığını olumsuz etkileyeceğine ilişkin büyük bir kaygı duyulmamıştır. Radyasyonun insan sağlığı üzerindeki zararlı etkileri henüz tam manasıyla net bir şekilde bilinmemekte, hatta pek birçokları tarafından ışığa benzeyen ancak görülemeyen ve hissedilemeyen bu ışınların faydalı olduğuna düşünülmekteydi. Öyle ki ilk yıllarda Radium kanser, lupus ve sinirsel rahatsızlıkların tedavisinde kullanılmıştır. Radyasyonun etkileri ile ilgili gözlenen ilk komplikasyonlar Pierre Curie tarafından Nobel Ödülü aldığı konferans konuşmasında vurgulanmıştır. Pierre Curie konuşmasında birkaç santigramlık küçük bir cam şişede bulunan Radium tuzu bir kaç saat cepte taşındığında o esnada hiçbir şey hissedilme de, 15 gün sonra epidermiste iyileşmesi güç kızarıklıklar ve ardından ağrı ortaya çıktığına ilişkin bulguları aktararak; daha uzun süreli maruziyetin felce hatta ölüme yol açabileceğine ilişkin görüşlerini sunmuştur. Radyasyonun kötü niyetli ellerde çok tehlikeli olabileceği konusunda kaygılarını ifade etmiştir. X-ışınlarının keşfinden 5 yıl kadar sonra artık bu ışınlarla fazla maruz kalmaktan kaçınılması gerektiği konusunda farkındalık oluşmuş bulunmaktadır. Thomas Edison, William J. Morton, and Nikola Tesla da X-ışınları ile yapılan deneylerin gözlerde iritasyona neden olduğunu keşfederek radyasyonun olası ters etkilerini bildiren ilk bilim adamları arasındadır (Reed, 2011:3S:4S). Henüz 1920'li yıllarda Radyasyonun kanser riski yanı sıra genetik etkileri de olduğu tanımlanmış ise de, başlangıçta yeterli bilimsel bilgi birikimi ve kanıt yoktur. Daha sonraları, İkinci Dünya Savaşı sırasında Hiroşima ve Nagazaki'ye atılan atom bombası ve 1986 yılında gerçekleşen Çernobil Nükleer Reaktör Kazası mağdurları ile radyasyon çalışanları üzerinde kapsamlı epidemiyolojik çalışmalar yapılmıştır. Çeşitli düzeyde radyasyona maruz kalan popülasyonların uzun dönemde takibi, radyasyonun erken dönemde belirli bir eşik dozunun üzerinde ortaya çıkan deterministik etkilerinin yanı sıra uzun dönemde ortaya çıkan ve eşik dozu gerektirmeyen stokastik etkilerine ilişkin yeterli bilimsel bilgi birikiminin ve kanıtların oluşmasını sağlamıştır (Martin, 2013; Eğilmez, 2009).

İyonlaştırıcı radyasyonların biyolojik etki mekanizmaları günümüzde iyi bilinmektedir. Canlı dokularda meydana gelen iyonlaşma sonucu ortaya çıkan yüklü parçacıklar serbest radikallerin oluşmasına neden olmaktadır. Meydana gelen serbest

radikaller hücre yapısına, daha da önemlisi DNA'ya zarar vererek hücre ölümüne veya hücrenin mutasyona uğramasına neden olabilir. Yüksek doz hızları söz konusu olduğunda radyasyonlar doğrudan DNA ile etkileşerek tek veya çift sarmal kırılmalarına neden olabilmektedir. Sonuç olarak yüksek enerjili radyasyonların hücre ölümünden kansere ve genetik mutasyona kadar varabilen ciddi biyolojik etkilere neden olabileceği günümüzde iyi bilinmektedir (Martin, 2013; Eğilmez,2009).

1928 yılında, radyologlarda gözlemlenen radyasyona maruz kalmanın etkileriyle ilgili endişelere yanıt olarak Uluslararası X-ışını ve Radyum Koruma Komitesi kurulmuştur. 1950'li yıllara gelindiğinde askeri ve sivil amaçlı Nükleer Teknolojilerin kullanıma girmiş ve hızla yaygınlaşmakta olması nedeniyle, Radyolojik koruma alanının sınırları genişleyerek tıbbi radyolojinin ötesine geçmiş ve Komite, Uluslararası Radyasyondan Koruma Komisyonu (ICRP) olarak yeniden adlandırılmıştır (Martin, 2019).

Bugün Dünyada yaygın olarak uygulanan radyasyondan korunma sistemi, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP)' in önerilerine dayanarak geliştirilmekte ve yeni bulguların ışığında sürekli gözden geçirilerek güncellenmektedir. ICRP yılda bir defa toplanmakta ve yeni gelişmeleri içerecek tavsiyelerde bulunmaktadır. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonunun Tavsiyeleri adı altında yayınlanan dokümanlar tüm ulusal düzenleyici kuruluşlar tarafından takip edilmektedir (TAEK,2016).

İstenmeyen zararlı biyolojik etkilerin ortaya çıkmasını önlemek için günümüzde gerek toplum üyesi kişilerin gerekse radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı radyasyon dozlarına Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi (ICRP)'nin önerileri doğrultusunda sınırlamalar getirilmiştir. Bu etkilere ilişkin risklerin daha da azaltılması için sürekli iyileştirme çalışmaları yapılmakta ve doz sınırlarına ilişkin olarak ICRP tarafından yapılan güncellemeler ulusal mevzuatlara yansıtılmaktadır. ICRP nin 1990-2007 yılları arasında yayınlanan 60 ve 103 No'lu Tavsiye Dokümanlarında (ICRP, 2007; ICRP 2011) radyasyon çalışanlarının maruz kaldığı etkin doz sınırları ardışık beş yılın ortalaması olarak 20 mSv/yıl, herhangi bir tek yıl için 50 mSv/yıl olarak güncellenmiştir. El, ayak ve cilt için olan eşdeğer doz sınırı

500 mSv/yıl olarak belirlenirken göz lensi için eşdeğer doz sınırı 150 mSv/yıl olarak güncellenmiştir (Miller vd. , 2012:368).

ICRP radyojenik kataraktlarla epidemiyolojik çalışmalardan elde edilen bulguları yeniden değerlendirdiğinde göz merceğinin daha önce öngörüldüğünden daha hassas olduğunu fark etmiştir (Rao,2016:195).

Yapılan en son epidemiyolojik çalışmaların lens opaklığının ve kataraktın daha önce düşünülenenden daha düşük doz seviyelerinde de meydana geldiğini kanıtlamasıyla, Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonunun (ICRP) 2011 yılındaki 118 No'lu Tavsiye Raporunda Radyasyon çalışanları için göz lensi doz sınırınının 20 mSv'e düşürülmesi önerilmiştir (ICRP,2011). Bunun üzerine tüm ülkeler ulusal mevzuatlarını buna uygun olarak yeniden güncellemiştir.

Bu çerçevede, Ülkemizde de 5 Temmuz 2012 tarihinde 28344 sayılı resmi gazetede yayınlanan "*Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik*" ile gerekli düzenlemeler yapılmıştır. Söz konusu yönetmeliğin "*Radyasyon Doz Limitleri*" bölümüne bakıldığında vücudun tamamı ve kısmı bölümleri (gözler, el-ayak gibi) için radyasyona maruziyet sınırları belirlenmiştir. İyonize radyasyon alanında çalışanların radyasyonun dozu takibini yapabilmek için kişisel dozimetre kullanımı zorunlu hale getirilmiştir. İlgili yönetmeliğin 7. Maddesi şu şekildedir:

- Bu yönetmeliği uygun olarak radyasyon alanlarında yapılan çevresel radyasyon izlemesinin yanı sıra Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği gereğince kişisel dozimetre kullanması zorunlu olan personel kişisel cep dozimetresi; bu personelden radyofarmasötik işaretlemeye ve tedavi amaçlı radyonüklid uygulamalarında, radyoterapide manuel iridyum-192 uygulamalarında görevli olanlar ile girişimsel floroskopik uygulamalarda çalışanlar kişisel cep dozimetresine ek olarak el bileği veya yüzük dozimetresi taşır.
- Radyasyon kaynağı ile çalışan personelin maruz kalacağı etkin doz, göz merceği ve tüm vücut için ardışık beş yıl toplamında 100 mSv'i, herhangi bir tek yılda 50 mSv'i geçemez.

Bu kurala aykırı olmayacak şekilde ayrıca;

- Etkin dozun ayda 2 mSv'i,

- El ve ayaklar için eş değer dozun aylık 50 mSv'i,
- En yoğun radyasyona maruz kalan 1 cm²'lik alan referans olmak üzere cilt için eş değer dozun aylık 50 mSv'i, geçmesi halinde bu seviyeler, inceleme düzeyi doz seviyeleri olarak değerlendirilir.

Yönetmelikte belirtildiği üzere Ülkemizde de göz lensi için yıllık müsaade edilen doz sınırı ICRP'nin önerileri doğrultusunda 20 mSv olacak şekilde güncellenmiştir. Bununla birlikte ilgili Mevzuata göre kişilerin radyoaktif alanda çalışırken dozimetre kullanması zorunlu kılınmasına karşın, göz lens dozunu ölçen Hp(3) tipi lens dozimetrelerin kullanımı zorunlu kılınmamıştır. Ancak tüm vücut için kullanılmakta olan Hp(10) ve cilt dozu için kullanılan Hp(0,07) Dozimetreler göz lensinin maruz kaldığı radyasyon dozunu doğru biçimde ölçmek için yetersiz kalabilmektedir. Bu noktada Hp(3) Lens Dozimetrelerin kullanılması devreye girmektedir. Dünyada yapılan göz lens dozunun ölçülmesi ile çeşitli çalışmalar literatürde yer almaktadır (Jacob vd., 2011; Principi,2015; Carinau, 2015; Efstathios vd., 2016; Colin, 2016; YuHuang vd., 2017; Vanhavere vd., 2019; Domienik Ved,2020). Günümüzde yaygın olarak uygulanan girişimsel kardiyoloji incelemelerinde işlemi gerçekleştiren personelin yüksek radyasyon dozuna maruz kalma potansiyeli bulunmaktadır. Göz lensi vücuttaki radyasyona en duyarlı dokulardan birisidir. Bu nedenle göz lensinde radyasyondan kaynaklanan opaklaşma veya katarakt oluşumu bu alandaki en önemli mesleki risklerden birini teşkil etmektedir. İşlem sırasında uzun süre hastaya ve X-ışını kaynağına oldukça yakın konumda olan girişimsel kardiyolog saçılarak göz lensine düşen ışınlar nedeniyle risk altındadır. Girişimsel kardiyolog radyasyon kaynağına en yakın olacak şekilde çalışsa da, hasta yatağının yakınında önemli bir süre durması gerekebilen hemşire veya teknisyen için arada asılı koruyucu bir ekranın olmaması durumunda daha yüksek maruz kalma olasılığı da söz konusudur. Girişimsel kardiyologlar ve hemşireler tarafından radyasyon monitörlerinin ve koruyucu cihazların kullanımı genellikle oldukça sınırlı olup, erişilebilir veya yeterince güvenilir değildir. Yapılan bir dizi çalışma kardiyologların %20-50'sinin dozimetrelerini rutin olarak kullanmadığını göstermektedir(Matsubara vd, 2020). Yapılan bazı çalışmalarda Girişimsel kardiyoloji işlemleri esnasında gerekli Radyasyondan Korunma Önlemlerinin alınmaması durumunda, personelin incelemeler esnasında maruz kaldıkları göz lens dozunun yıllık sınıra ulaşabileceği veya bu sınırı aşabileceği görülmüştür (Antic vd. 2013:276). Örneğin 2015 yılında

10 hekim ve 206 hemşirenin katılımıyla yılda 200 hasta temel alınarak yapılan incelemede, hekimler için 8 ile 60 mSv arasında bir lens doz dağılımı elde edilirken, hemşireler için bakıldığında nispeten daha düşük 2 ile 4 mSv' lik doz dağılımı elde edilmiştir (Principi vd., 2015:289).

Bu çalışmada, Türkiye şartlarında Girişimsel Kardiyoloji alanında çalışanların maruz kalabileceği lens dozlarının belirlenmesi amaçlanmıştır. Ülkemizdeki durumun yeni lens doz sınırları bağlamında değerlendirilmesi ve bu alanda bir farkındalığın ve kavrayışın oluşmasına katkıda bulunmak amacıyla önde gelen bazı koroner anjiyografi bölümlerinde operatörlerin maruz kaldığı lens dozlarının ölçülmesi hedeflenmiştir. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Hastanesi Anjiyografi Birimi ve Haseki Eğitim Araştırma Hastanesi Anjiyografi Biriminde görev yapan toplam 26 katılımcı ile yapılan çalışmada, söz konusu koroner anjiyografi birimlerindeki girişimsel işlemlerde operatörlerin göz lensine çarpan ikincil X-ışınlarından kaynaklanan lens dozları Hp(3) Termoluminesans Dozimetre (TLD) kullanılarak bir aylık periyotta ölçülmüştür. Işınların geliş açısından bağımsız ölçüm yapan bu dozimetrelere operatörün göz çevresine yerleştirilerek, lens dozları ölçülmüştür. Dozimetre verileri akredite bir dozimetre laboratuvarında okutularak bir aylık sürede maruz kalınan toplam dozlar belirlenmiştir. Anjiyografi birimlerindeki skopi cihazlarında gerçekleştirilen işlemlerde toplam doza maruz kalma süreleri tespit edilerek, elde edilen bu veriler yardımıyla doz hızları hesaplanmıştır. Elde edilen bu değerler esas alınarak değerlendirildiğinde, söz konusu birimlerde çalışanların ortalamadan onlarca kat daha fazla lens dozuna maruz kalabildiği anlaşılmaktadır. Bu bağlamda, çalışanların güvenlik kültürünü arttırarak ve çalışma koşullarını düzenleyerek X ışınları kılavuzluğunda uygulanan anjiyo işlemleri sırasında yeni veya ek koruma önlemlerinin alınmasının gerekliliği vurgulanmalıdır.

Bu tez çalışması beş bölümden oluşmaktadır. Bölüm I 'de tez çalışmasına dayanak teşkil eden kuramsal çerçeve, tarihsel gelişim ve literatür özeti sunularak konuya giriş yapılmış, çalışmada kullanılan yöntem ve teknikler özetlenerek bölümler tanıtılmıştır. Bölüm II'de Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma ile ilgili temel kavramlar sunulmuştur. Bölüm III' de çalışmada kullanılan Materyal ve Yöntem ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Bölüm IV' de ise çalışmadan elde edilen bulgular sunularak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Bölüm V'de özetlenerek yorumlanmıştır.

II. RADYASYON FİZİĞİ

A. Radyasyon ve Radyoaktivitenin Oluşumu

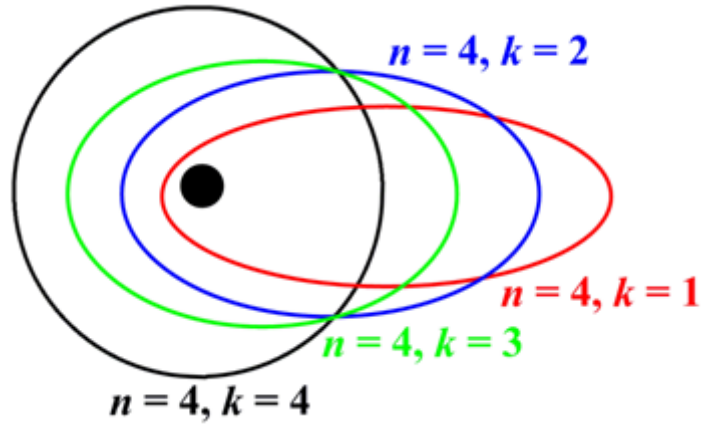
Radyasyon, kararsız yapıda olan radyoaktif çekirdeklerin sahip oldukları fazla enerjilerini elektromanyetik dalgalar yahut belirli kütleleri olan parçacıklar halinde dış ortama aktarmaları durumunda oluşan ışımalardır. Tüm ışımlar bir radyasyon türüdür. Ancak burada bahsi geçen ışımlar iyonize özelliğe sahip ve nispeten diğerlerine göre yüksek enerjili ışımlardır.

Radyasyonu değerlendirirken bazı niceliklere çok dikkat edilmesi gerekir. Bunların en başında radyasyonun enerjisi, kaynağı ve türü yer almaktadır. Enerji çerçevesinden bakıldığında yüksek ve düşük enerji olarak ayırım yapılabilirken, kaynak açısından düşünüldüğünde yapay yahut doğal radyasyondan bahsedilebilir. Bununla birlikte en önemli niceliklerin başında radyasyonun türü yer almaktadır. Elektromanyetik karakterli veya parçacık karakterli oluşu radyasyonun türünü belirlemektedir (Emikönel,2015).

Radyoaktiflik ise, atom çekirdeğinin farklı şekillerde parçalanarak radyasyon yani bir enerji yayma isteği olarak ifade edilebilir. Radyoaktifliğin oluşması ve dolayısıyla atomdaki kararsızlığın ortaya çıkmasındaki en büyük etkenlerin başında çekirdekte yer alan nötron ve proton sayılarıdır. Bu sayıların birbirlerine olan oranları genel olarak çekirdeğin radyoaktifliğini belirlemektedir. Özellikle ağır çekirdeklere kararlılığın oluşabilmesi için nötron/proton oranının 1 - 1,5 civarı olması beklenir. Bu orandan daha yüksek değerlerde atomlar çeşitli türlerde ışımlar yaparak kararlı hale gelmeye çalışırlar. Bunun sonucu olarak, kendiliğinden ışıma yaparak kararlı enerji seviyelerine gelen elementler doğal radyoaktif elementler olarak bilinirken, dışarıdan çeşitli yollarla uyarılarak kararsız hale getirilerek ışıma yapmaları sağlanan elementlere ise yapay radyoaktif elementler denilmektedir (Demir, 2014).

Bohr atom modeline göre modele göre:

- Atomda elektronlar dairesel yörüngeler üzerinde hareket ederler.
- Yörüngedeki elektronlar buldukları konuma belirli bir enerji ile bağlıdır. Yörünge değişimi olmadıkça hiçbir ışımaya yapmazlar yani kararlıdır.
- Elektronlar enerji alarak üst yörüngelere çıkabilirken, enerjilerini kaybederek alt yörüngelere de inebilirler. Bu değişim sebebiyle yörüngeler arasındaki enerji farkına eşit miktarda bir foton yahut enerji paketi dışarıya salınır. Bu durum karakteristik X – ışınlarının oluşumuna sebep olacaktır.
- İzinli elektron yörüngelerinin büyüklüğü elektronun yörüngesel açısal momentumu üzerine koşulan bir koşulla belirlenir. İzin verilen yörüngeler, elektronun çekirdeğe göre yörüngesel açısal momentumunun $\hbar = h/2\pi$ nin tam katlarına eşit olan yörüngelerdir (Demir, 2014).



Şekil-1: K-tabakası bir, L tabakası üç alt tabakadan oluşmuştur. Yörüngeler dairesel olup elektronlar uyarılmadıkça yörünge değiştirmezler.

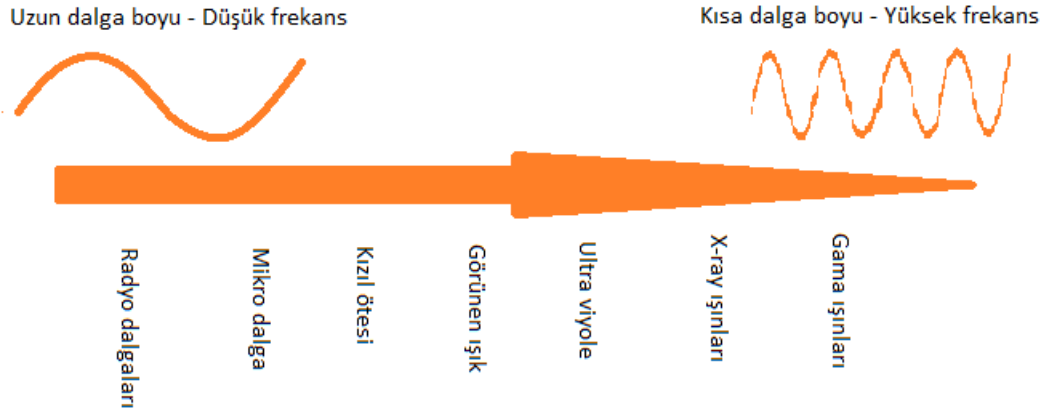
(kaynak: <https://www.quora.com/>)

Elementler kararlı hale gelebilmek için farklı yapılarda ışınlar (radyasyon) yaparlar. Bu farklılıklar sonucu yayılan radyasyonun tanecikli (partiküler) yahut elektromanyetik (dalga) formda olmaktadır. Partiküler yapıya sahip radyasyonlar Alfa (α) ve Beta (β^+ , β^-) iken dalga formundakiler ise Gama (γ) ve X – ışınlarıdır.

Partiküler radyasyonda atom çekirdeği sahip olduğu fazla enerjiyi taneciklere aktarır ve onların hızlanmalarını sağlar, bunun sonucu olarak da yeni oluşan partiküllerin sahip oldukları kinetik enerjilerini artırmış olur. Alfa ve beta gibi radyasyon türleri

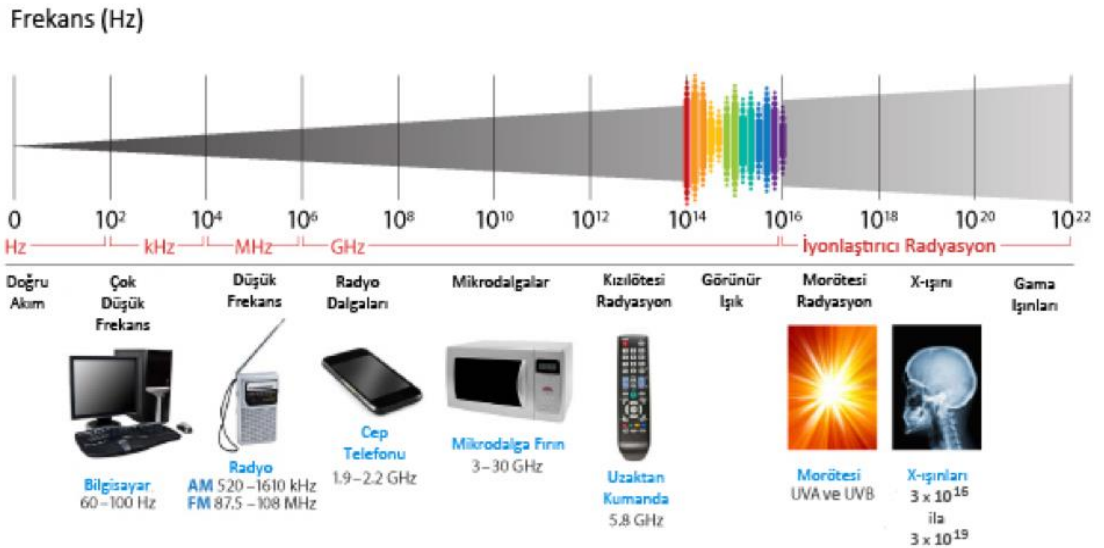
için hem kütleleri hem de yüksek hızları olduğundan dolayı ağır hasarlara sebep olan radyasyon türleridir.

Partiküler olmayan yani elektromanyetik radyasyonlarda ise, fotonun sahip olduğu enerjinin belirleyici bir ölçütü olarak titreşim frekansından bahsedilebilir. Sahip olunan frekans (ν) ne kadar yüksek ise çekirdekten yahut atomdan salınan fotonun enerjisi de bir o kadar yüksek olacaktır. Elektromanyetik radyasyonları anlama da



elektromanyetik spektruma bakmak durumu daha anlaşılır hale getirecektir.

Şekil-2: Elektromanyetik radyasyonlarda frekans, dalgaboyu ve radyasyon türü arasındaki ilişkisi (kaynak: <https://www.bilgiustam.com>)



Şekil-3: Elektromanyetik spektrum (kaynak: <https://t24.com.tr>)

B. Elektromanyetik Radyasyon

Kararsız atomlar partiküler radyasyon salınımı sonrasında hemen kararlı duruma geçmez. Bozunmadan sonra oluşan kız çekirdek halen uyarılmış durumdadır. Oluşan bu yeni çekirdek, uyarılmış durumdan kurtulabilmek ve temel seviyeye ya da mümkün olan ün düşük enerji seviyesine ulaşmak için elektromanyetik radyasyon yayınlamaktadır. Elektromanyetik karaktere sahip radyasyon türleri ise, Gama (γ) ışınları ve X – ışınlarıdır. Gama fotonları, X – ışınları ile aynı özelliklere sahiptirler. Ancak meydana geliş yerleri farklıdır. Gama fotonları çekirdek içerisinde oluşurken X – ışınları yörüngeler arası elektron geçişlerine bağlı oluşmaktadır. Bu iki ışın türünün penetrasyon ve iyonizasyon özellikleri aynıdır. Elektromanyetik radyasyon boşlukta ışık hızında yayılır ve dalga karakterindedir. Elektromanyetik radyasyonunun dalga boyunu λ ve frekansını (titreşim/saniye) ν ile ifade edersek,

$$c = 3 \times 10^8 \text{ m/sn} \quad \lambda \nu = c$$

bağıntısı kurulabilir (Demir,2014).

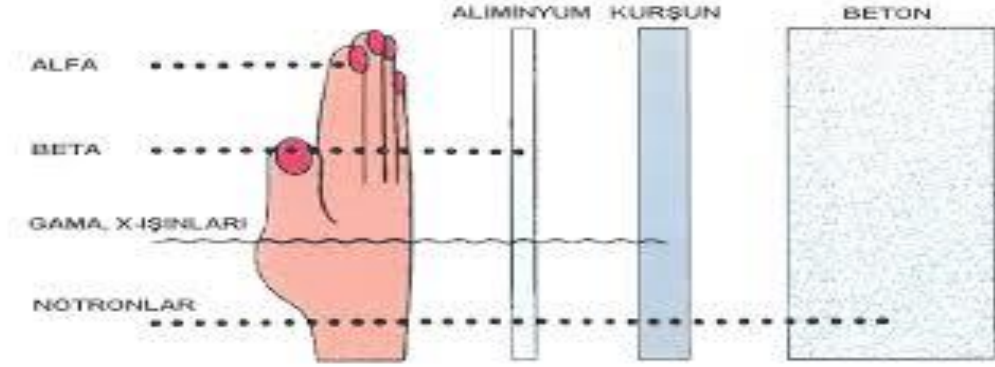
C. Elektromanyetik Radyasyonun Madde İle Etkileşimi

Elektromanyetik radyasyon olan Gama ve X – ışınlarının elektriksel yükleri bulunmadığından partiküler radyasyonlar gibi maddeler ile etkileşim yaparken Coulomb kuvvetine maruz kalmazlar. Bu sebeple madde içerisinde partiküler radyasyona göre çok daha fazla bir menzillere sahiptirler. Bu fotonlar elektromanyetik kuvvet taşıyıcılarıdır ve maddelerin içerinden geçtiklerinde iyonlaşmaya ve ortamda enerji depolanmasına sebep olarak etkileşimde bulunurlar.

Gama fotonları ve X – ışınları genel olarak maddeler ile etkileşmelerini üç şekilde yaparlar:

1. Fotoelektrik Olay
2. Compton Saçılması
3. Çift Oluşumu

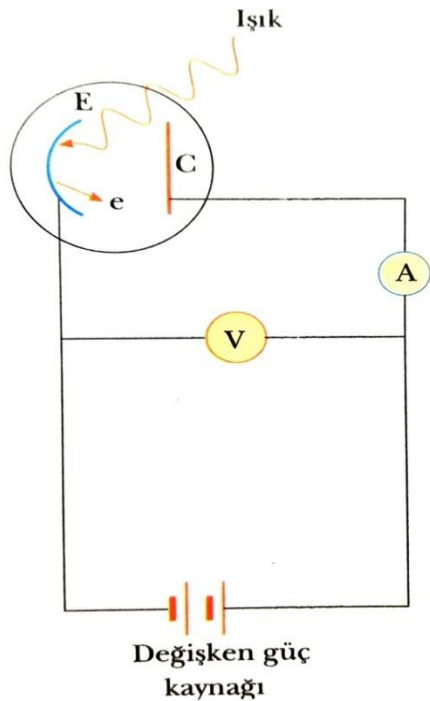
Bu etkileşmeler sonucu fotonların iki önemli özelliğinden bahsedilebiliriz. Birincisi madde içerisinde ilerlerken yüklü parçacıklara nazaran çok daha uzun menzillere sahip olmaları ve ikinci ise, belirli bir kalınlıktaki maddelerden geçerken enerjilerinin azalmaması ancak şiddetlerinin azalmasıdır (Serway, 2005).



Şekil – 4: Foton enerjisinin maddeler tarafından soğrulması
(kaynak: <http://www.hisam.hacettepe.edu.tr>)

1. Fotoelektrik Olay

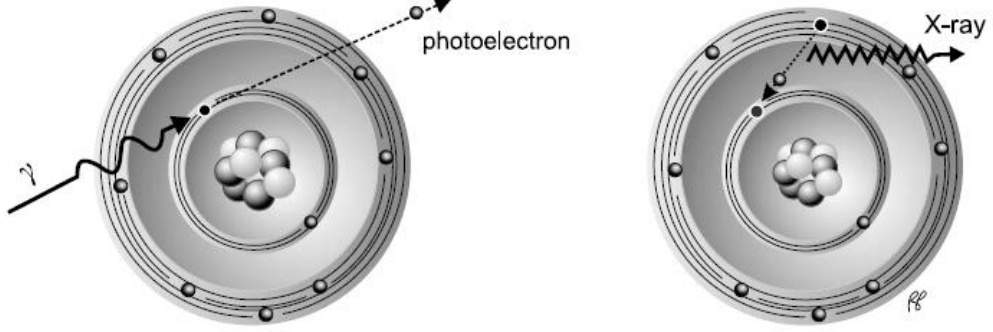
Yapılan bazı deneyler göstermektedir ki, belirli metal yüzeyler üzerine gelen fotonların yüzeye bağlı elektronları kopararak yayınlamalarına sebep olmaktadır. İçerisindeki hava boşaltılmış cam bir kuartz tüp içinde, bir bataryanın negatif ucuna



bağlanan E metal plakası ile aynı bataryanın pozitif ucuna bağlanan C metal levhası vardır. Tüp karanlıkta iken, devreye bağlı olan ampermetreden hiçbir akım geçmemektedir. Ancak E metal plakası üzerine belirli bir dalgaboyundan daha küçük bir dalgaboyunda foton geldiğinde ampermetrede E ve C metal plakaları arasında bir yük akışı olduğunu gösteren bir akım değeri okuyacaktır. Bu akım negatif levhadan (yayımlayıcı/emitör) yayımlanan ve pozitif levha (toplayıcı/kolektör) tarafından toplanan fotoelektronlardan oluşur(Serway, 2005).

Şekil – 5: Fotoelektrik olay (Serway,2005)

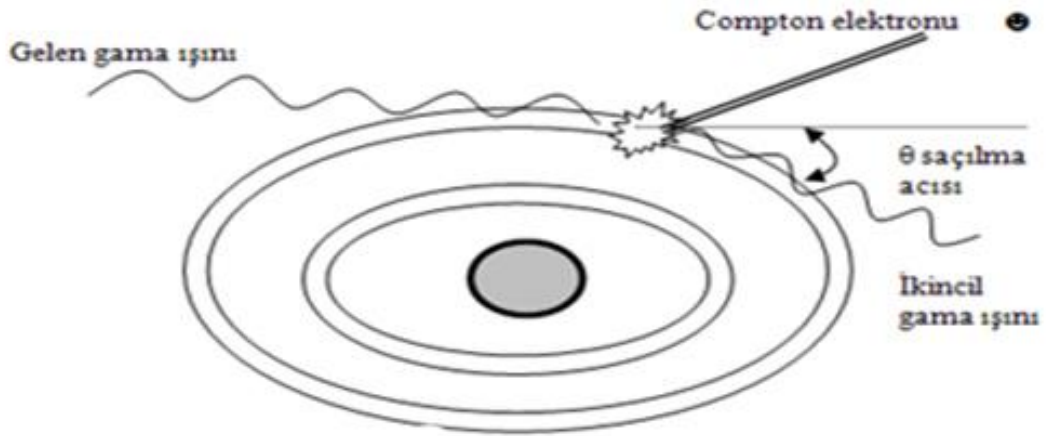
Atomun iç tabakalarından koparılan bu elektronların yerine daha üst yörüngelerde bulunan elektronlardan geçişler olur. Bu elektron geçişleri sonucunda karakteristik X – ışınları (yahut Auger Elektronları) oluşur.



Şekil – 6: Elektron koparılması sonucu oluşan X – ışını (Serway,2005)

2. Compton Saçılması

Compton saçılması atomun dış tabakalarındaki elektronlarla bir fotonun çarpışması anında gözlemlenir. Gelen fotonun enerjisi çarptığı elektronun enerjisinden oldukça büyüktür. Foton sahip olduğu bu enerjinin bir kısmını ilgili elektronu yörüngeden fırlatmak için kullanır. Fırlayan elektrona recoil (geri tepme) elektronu denir. Geriye kalan enerji ise, fotonun geliş açısından farklı olarak bir θ açısı yaparak yoluna devam etmesini sağlar.



Şekil – 7: Compton saçılması (kaynak: Demir,2014)

$$E_{s\check{c}} + E_{re} = E_0 \text{ bağıntısı vardır.}$$

Burada saçılan foton ($E_{s\check{c}}$) ile fırlayan elektron (E_{re}) enerjileri toplamı gelen foton (E_0) enerjisine eğittir. Gelen foton, saçılan foton ve saçılma açısı arasındaki iliğki ise şu bağıntı ile verilebilir:

$$E_{s\check{c}} = E_0 / [1 + (E_0/0.511)(1 - \cos\theta)]$$

Enerji transferi soğurucu materyalin atom numarasına, yoğunluğuna veya başka bir özelliğine bağlı değildir. Compton saçılması tam anlamıyla foton – elektron etkileşmesine bağlıdır. Sağlık alanında (özellikle nükleer tıpta) kullanılan bazı radyonüklidlere ait gelen foton, saçılan foton ve saçılan elektron enerjileri Çizelge-2.1 de gösterilmiştir(şahin,2013).

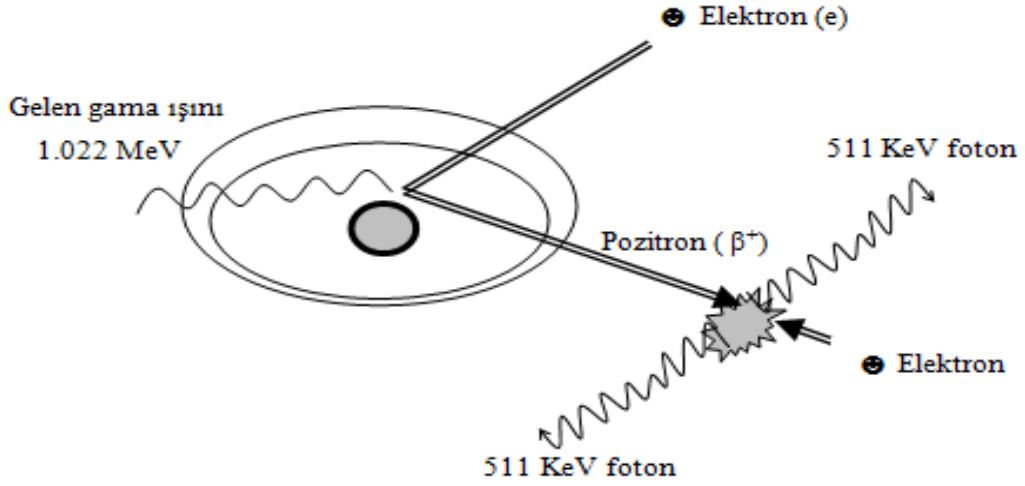
Çizelge – 1: Compton Saçılmasında bazı radyonüklidlere ait foton elektron enerjileri.

Radyonüklid	E_0 (keV)	$E_{s\check{c}}$	E_{re}
^{125}I	27.5	24.8	3.3
^{133}I	81	62	19
^{99m}Tc	140	91	49
^{131}I	364	150	214
$\text{X}^+(\text{anh.})$	511	170	341
^{60}Co	1330	214	1116

3. Çift Oluşumu

Enerji yüklü bir foton yüklü partiküllerin elektrik alanına girdiği zaman çift oluşumu olayı meydana gelir. Bu olay genellikle bir fotonun, atom çekirdeğinin yakınından geçerken meydana gelmekle birlikte, bazen de foton bir elektronun yakınından geçerken meydana gelebilir. Çift oluşumu olayında foton, enerjisinin tamamını bırakarak gözden kaybolur. Bu esnada biri negatif, diğerı pozitif yüklü iki elektron salınır. Negatif yüklü elektron enerjisi kaybolana kadar çeşitli çarpışmalar yapar. Pozitif yüklü elektron ilk karşılaştığı atomun bir orbital elektronuna çarparak yok olur. Bu olayda enerjileri 511 keV olan ve birbirleriyle 180^0 ağı yapan, zıt doğrultuda

iki tane *anihilasyon fotonu* (yok olma) meydana gelir. Çift oluşumu olayının meydana gelebilmesi için gelen fotonun enerjisi en az $2 \times 511 \text{ keV} = 1022 \text{ keV}$ (1.02 MeV) olması gerekir (Serway,2005.; Demir,2014).



Şekil – 8: Çift Oluşumu (kaynak: Demir,2014).

Yüksek enerjili gama ışını çekirdeğin yakınından geçerken tutulur. Bu olayda biri negatif (elektron), diğeri pozitif yüklü (pozitron) iki partikül meydana gelir. Pozitron yolu üzerindeki bir elektron ile çarpışır bu esnada 511 keV enerjili iki annihilasyon fotonu meydana gelir.

Çift oluşumu olayı Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)'in temelini oluşturmaktadır. Enerjileri 511 keV olan annihilasyon fotonları PET detektörleri tarafından görüntülenebilmekte ve birçok kanser hastalığının tedavi ve teşhis sürecinde bu teknikten yararlanılmaktadır (Demir,2014).

D. X – Işınları

X – ışınları ilk olarak Alman Fizikçi Wilhelm RÖNTGEN tarafından 1895 yılında bulunmuştur. Bu buluşundan dolayı kendisine 1901 yılında “Nobel Fizik Ödülü” verilmiştir. X – ışınları mucidinin adı olarak “Röntgen Işınları” olarak da telaffuz edilirler.

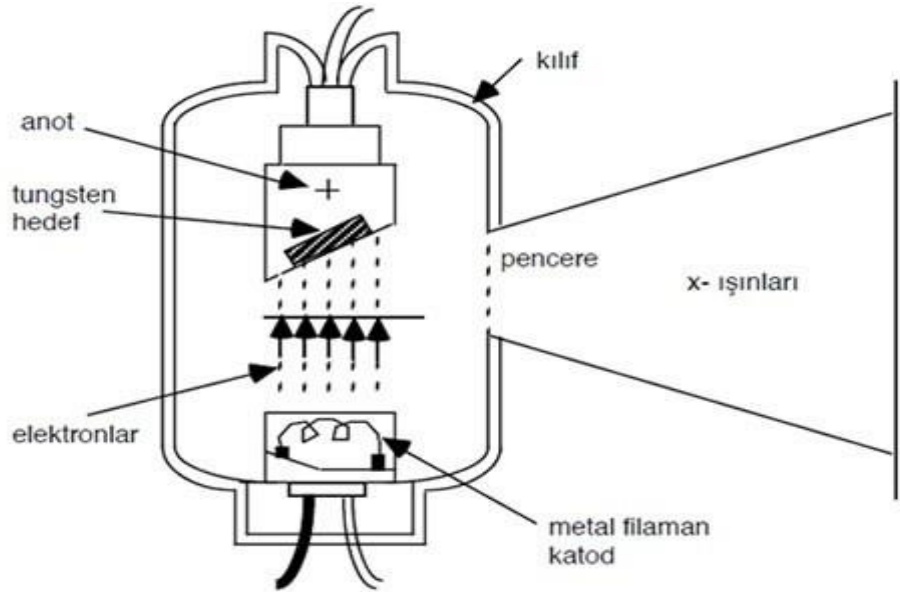
X – ışınları günümüzde başta sağlık alanı olmak üzere birden çok alanda kullanılmaktadır. Radyolojik görüntülemelerde vücut içerisinde oluşan ve gözle görülemeyen olguların teşhisinde çok faydalı sonuçlar verebilmektedir.

Bunun yanı sıra floresan ekranda, TV ekranında veya fotografik materyaller üzerinde görüntülenebilmektedir. Bu özellikleri sayesinde çeşitli hastalıklarda tanı konulabilmektedir.

Radyoterapi alanında da uzunca bir süre aktif olarak kullanılan X – ışınları, daha etkin alternatif tedavi yöntemlerinin bulunmasıyla bu alandaki işlevselliklerini nispeten kaybetmeye başlamışlardır.

X – ışınları ayrıca sağlık alanında kullanılan tıbbi malzemelerin sterilizasyonunda, katihal fiziğinde maddelerin kristal yapılarında, metalürjide, birden çok endüstriyel sanayi alanı gibi çeşitli alanlarda birçok olgunun aydınlatılmasında aktif olarak kullanılmaktadır.

Standart bir X – ışını tüpü yaklaşık olarak 23 – 30 cm uzunluğunda ve 15 cm genişliğindedir. X – ışını Röntgen tüpünde üretilir. Bu tüpler havası alınmış (vakumlanmış) ve içeriğinde bir katodu bir de anodu olan iki elektrotlu cam bir kılıftan oluşmaktadır.



Şekil – 9: X – Işını Tüpünün Yapısı (kaynak:<https://slideplayer.biz.tr/slide/3985151>)

Katod (-) yüklü elektrot olup, ısınmasıyla birlikte elektron yayılımını başlatan, elektronların bir arada kalmasını sağlayan spiral şeklinde bir flamanı olan, oluşan elektronları bir demet halinde anoda gönderen, molibdenden yapılmış bir levhadır.

Anot (+) yüklü elektrot olup, katodun karşısına yerleştirilmiş ve bakır bir levha içerisine gömülü olan tungsten (wolfram) elementinden (erime noktası 3380 °C)

yapılmıştır. Anot dairesel bir yapıya sahiptir. Tüpün aktif olmasıyla birlikte anot dönmeye başlar ve böylelikle katottan gelen elektron demetleri anot üzerinde sürekli olarak sabit bir noktaya çarpmak yerine tüm yüzeye etki eder. Bu sayede anot yüzeyindeki aşınma azaltılmış ve dayanım ömrü uzatılmış olur.

Röntgen cihazlarında yahut X – ışını üreteçlerinde bulunan flaman 2200 °C kadar ısınarak akkor halini alır. Flamanın dış yörüngesindeki elektronlar bu ısının etkisi ile serbest hale geçerek çevreye yayılmaya başlarlar. Serbest hale gelen elektronlar anot üzerine (+) yüklü yüksek voltaj (kV) uygulanarak hızlandırılır ve anot yüzeyine çarptırılır. Yüksek voltaj (kV) uygulanarak hızlandırılan elektronların kinetik enerjisi artar. Böylece, elektronların enerjisinin tam karşılığı anlamına gelen tüp akımı (mA) artmış olur. Tüp içerisindeki elektron sayısı ve enerjisi ihtiyaca göre artırılabilir. Görüntüsü alınmak istenilen alanın özelliğine göre operatör bu değerleri değiştirebilir.

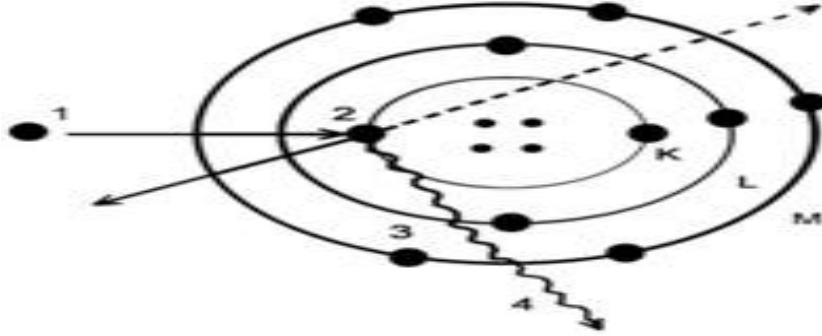
Oluşturulan yüksek hızlı elektronların anot yüzeyine çarpması ile sahip oldukları hızlarını kaybederler, bunun sonucu olarak tüpün aşırı ısınmasına sebep olurlar. Böylece anoda çarpan elektronların %99.8'i ısı enerjisine dönüşür. Geriye kalan %0.2'lik kısım ise tungsten atomlarına çarparak X – ışını oluşturulur(Şahin,2013.; Demir,2014.; Serway,2005)

E. Karakteristik X – Işınları

Katottan fırlatılan elektronlar tungsten flamadaki atomların iç tabakalarına kadar ulaşabilirler. Bu durum için kV değerinin yüksek ve enerjilerinin artırılmış olması gerekir. İç yörüngelerde bulunan elektronların bağlanma enerjileri daha yüksektir. Dolayısıyla bu katmanlardan elektron koparmak daha zor olacaktır. Fırlatılan elektronun iç katmanlardaki elektronlardan koparması sonucu üst katmanlarda bulunan elektronlardan, oluşan boşluklara doğru bir elektron akışı olacaktır. Bu akış sonucu ilgili yörüngeler arası enerjine farkına eşit enerjide X – ışını yayılımına sebep olacaktır. Bu değişim sonucunda karakteristik X – ışınları oluşmaktadır.

Görüntüleme için kullanılan ve yaklaşık 70kV enerjili X – ışınları genellikle karakteristik X – ışınlarıdır. Yüksek enerjili X – ışınları yetişkin bireylerin vücudundan soğurulmadan geçebilmekte ve detektörlerde görüntü

oluşturabilmektedirler. Görüntülerin oluşması için X – ışınlarının detektörlere belli bir yoğunlukta gelmesi gerekmektedir. Bu yoğunluk X – ışınlarının *intensitesi* olarak adlandırılır. İntensite, radyografik incelemelerde görüntü rezolüsyonu (ayırma gücü) için gereklidir.



Şekil – 10: Karakteristik X – ışını (kaynak: <https://www.kozmosungenetigi.org/x-isini-tarihi-ozellikleri>)

Örneğin, el bileği gibi birbirine çok yakın kemik dokularının incelenmesinde yüksek intensiteli X – ışını kullanılmaktadır. İntensite, tüp akımı ve süresi ile birlikte ifade edilen mAs (miliamper saniye) ile verilir. mAs değeri, tüp içerisindeki akımın ne kadar süre ile kesintisiz verileceğini ifade eder.

X – ışınların bazı özellikleri şöyledir:

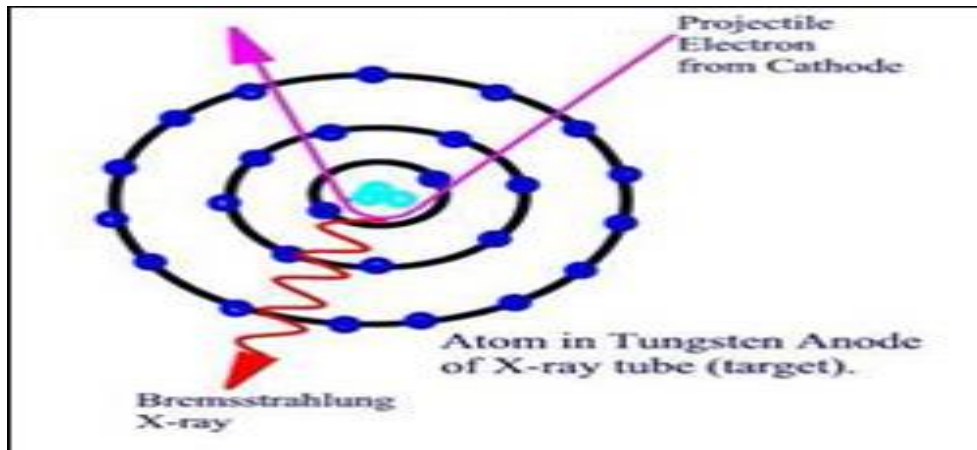
- Elektromanyetik özellik sergilerler ve bu sayede gama ışınları ile aynı karakteri taşırlar. İyonizasyona sebep olurlar ve çok kısa dalga boyuna sahiptirler. Bununla birlikte herhangi bir kütleleri yoktur. Boşlukta ışık hızı ile ilerlerler. Şiddetleri yayıldıkları mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalır.
- X – ışınları $0.04 - 10 \text{ A}^0$ arasındadır. Tanısal alanda kullanılanlar genel olarak 0.5 A^0 civarındadır.
- X – ışınları hava da ışık hızı ile yayılım gösterir.
- Elde edilen X – ışınları bir demet halindedir ve bu demet içerisinde farklı enerjilerde X – ışınları bulunabilir.
- X – ışınları maddeleri delip geçme (penetrasyon) özelliğine sahiptirler. Ancak ilgili maddelerin atom numaraları arttıkça yahut madde yoğunlukları arttıkça penetrasyonları zayıflamaya başlar.

Dolayısı ile radyolojik görüntülemelerde vücudun farklı bölümlerinde farklı enerjilerde X – ışını kullanılır. Örneğin, beyin grafisi ile batin grafisi için kullanılan X – ışını enerjileri (kV) aynı değildir.

- X – ışınlarının flüoresans (parıldama) özellikleri vardır. Bu özellikleri sayesinde fluoroskopi ekranları yapılmış ve görüntü alanları daha net bir şekilde görüntülenebilmiştir (Şahin,2013.; Demir,2014).

F. Bremsstrahlung (Frenleme) X – Işınları

Katottan çıkan elektronlardan bazıları anoda doğru ilerlerken yollu üzerindeki hiçbir elektrona çarpmadan tungsten atomunun çekirdeğine kadar yaklaşabilirler. Çekirdek çok kuvvetli bir pozitif alana sahip olduğu için gelen elektrona durdurabilir. Elektronun sahip olduğu hız enerjisi ($E_{kinetik} = 1/2 mV^2$), elektron durdurulduğunda Bremsstrahlung yahut frenleme ışını olarak adlandırılan X – ışınına dönüşür. Görüntülemelerde kullanılan X – ışınlarının büyük bölümü (%75 - %80) bu şekilde oluşurlar. Bu yollarla üretilen X – ışınları farklı enerjilere sahip olup sürekli spektrum gösterirler. Operatör, yapılacak olan çekimde hangi enerjili (kV) X – ışınları kullanılacağına, ışınların ne kadar yoğunluk (intensite) ve süre (mAs) ile hastaya yönlendireceğine karar verir(Serway,2005).



Şekil – 11: Bremsstrahlung ışınması (Kaynak: Serway,2005)

G. Radyasyonun Biyolojik Etkileri ve Radyasyondan Korunma

1. Radyasyonun biyolojik etkileri

Radyasyon tedavi ve görüntüleme alanlarında faydalı sonuçlar doğururken aynı zamanda dikkatsiz yararlanıldığında kısa ve uzun sürelerde ağır hasarlara sebep olabilmektedir. İyonize radyasyon biyolojik sistemlerde sahip olduğu enerjisini etkileşim ortamına aktararak ciddi hasarlar oluşturur. Biyolojik sistemlerde bu hasar kısa sürelerde etkilerini gösterebilir. Bu tarzdaki etkilere *akut etkiler* denilir. Sürekli yahut belirli bir süre için radyasyona maruz kalan sistemlerde daha sonradan olumsuz etkiler ortaya çıkabilir. Bu duruma da *kronik* (geç etki) denir (Demir,2014).

Radyasyon zararlarının oluşmasında genel olarak şu üç ışınlama türünden bahsedebiliriz:

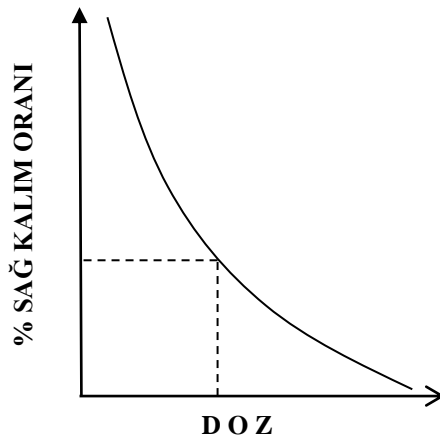
- Akut ışınlamalar; kısa sürelerde (birkaç saniye yahut dakika) yüksek dozlarda (birkaç yüz yahut birkaç bin rem) ışınlamalarda oluşur. Bu tarz ışınlamalar genel olarak radyoterapi tedavilerinde kanserli bölgenin yok olması için verilir. Radyasyonun bu tarz etkilerine nonstokastik etki denir. Bu tarzdaki etkiler bir noktadan sonra doz artışı olsa bile satürasyon noktasına ulaşır ve artık doz değeri artırılrsa dahi oluşan etkiler sabit bir seviyeye yaklaşır.
- Kronik ışınlamalar; uzun süreli (birkaç hafta yahut birkaç yıl) düşük seviyelerde alınan radyasyon (birkaç mrem) dozları sonucunda oluşan etkilerdir. Bu tarz ışınlamalar sonucunda stokastik etkiler oluşur. Bunun sonucu olarak radyasyon miktarı arttıkça etkileri de artar. Bu durumla özellikle mesleği gereği radyasyon ile çalışan personeller karşı karşıya kalmaktadır. Bu tarzdaki personellerin radyasyonun etkilerinden tamamen kurtulmaları imkânsızdır. Bu durumda yapılması gereken ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensiplerine uyum sağlayan bir çalışma programı hazırlanarak hizmet akışının devam ettirilmesidir.
- Deneysel çalışma ışınlamaları; bu tarzda yapılan ışınlamalarda kendi içinde farklı doz sınırlarına göre ayrılabilirler. Bunlar:
 - Düşük seviyeli dozlar: 100 rem'den az olan dozlardır. Bunlar tüm vücudun X veya gama ışınlarına maruz kalması sonucu oluşan ve

ciddi olmayan hasarlar geliştirebilen durumlardır. Bunların sonucunda yaşam %100 devam eder.

- Orta seviyeli dozlar: 100 – 500 rem arasındaki dozlardır. Tüm vücudun X veya gama ışınlarına maruz kalması sonucu ciddi hastalıklar gelişebilir. Sonucunda iyileşmesi mümkün olan durumlar oluşabilir.
- Yüksek seviyeli dozlar: 500 rem’ den yüksek olan dozlardır. Ciddi hastalıklar oluşturabilirler. Sonucunda da iyileşme görülmez ve ölümlerle karşılaşılabilir.

Radyasyonun biyolojik sistemler üzerine etkileri incelenirken bu aladaki iki önemli etkiden söz etmek gerekecektir. Bir tanesi Direkt Etki(Hedef Teorisi) bir diğeri ise İndirekt Etki ve Serbest Radikaller’ in oluşturdukları etkilerdir (Demir,2014).

Direk Etki (Hedef Teorisi): Hücreler içerisinde yer alan hayati öneme sahip organellerin doğrudan radyasyona maruz kalması sonucu oluşan etkilerdir. Burada radyasyon DNA, RNA, organeller (ribozom, mitokondri, lizozom gibi), enzimler, hormonlar, hücre membranları gibi yapılara direkt etki ederek yapılarını bozar. Bunun sonucunda da geri dönüşü olmayan hasarlar oluşabilir. Maruz kalınan radyasyon dozu ile oluşan etki arasında eksponansiyel bir değişim söz konusudur. Doz miktarı arttıkça sağ kalım oranı da azalacaktır.



Şekil – 12: Sağ kalım oranının maruz kalınan radyasyon dozuna bağlı değişimi

İndirekt Etki ve Serbest Radikaller: Hücre içinde bol miktarda su molekülleri veya fragmentleri, radikaller, iyonlar gibi maddeler bulunmaktadır. Radyasyon bu maddelerle etkileşim içerisine girebilmekte ve bunun sonucu olarak serbest radikaller

meydana getirmektedir. Serbest radikaller çok fazla reaktiftirler. Bu sebeple hücre içerisinde çeşitli kimyasal olayların vuku bulmasına sebep olurlar.

Oluşan serbest radikallerin yaşam süreleri (1 μ s) ve hücre içerisindeki menzilleri (yaklaşık 30 Å gibi bir mesafede etkileşime girerler) çok kısadır. Hücrenin yapısı yaklaşık olarak %70 oranında sudan oluşmaktadır. Bu yüzden hücre içerisinde çok küçük bir boyutta ve radyasyona duyarlılığı fazla olan DNA'ya radyasyonun isabet etme oranı su moleküllerine isabet etme oranında daha düşüktür. Ayrıca DNA'da oluşan zincir kırıklarının (özellikle tek zincir) telafi edilebilmesi mümkündür. Ancak radyasyonun su moleküllerine çarpması sonucu birtakım iyonlar oluşacaktır. Su moleküllerinin parçalanması sonucunda H^+ ve OH^- iyonları meydana gelirler. Bu parçalanmalar sonucunda oluşan serbest radikaller son derece reaktif olup ya kendi aralarında ya da diğer su moleküllerini parçalayarak farklı yapıların oluşmalarına sebep olacaktırlar. Böylelikle hücre indirekt olarak radyasyondan etkilenmiş olacaktır.

Radyasyonun hücresel boyuttaki etkilerinde en önemli hususlardan bir diğeri ise, *hücre siklusu*'dur. Hücreler bölünme ve çoğalma aşamaları esnasında radyasyona karşı her fazda farklı duyarlılıklar sergilemektedir. Hücre siklusu G_0 , G_1 (gap), S (sentez), G_2 (gap) ve M (mitosis) gibi çeşitli fazlardan oluşmaktadır.

G_0 : Hücrenin özel görevler için programlandığı fazdır.

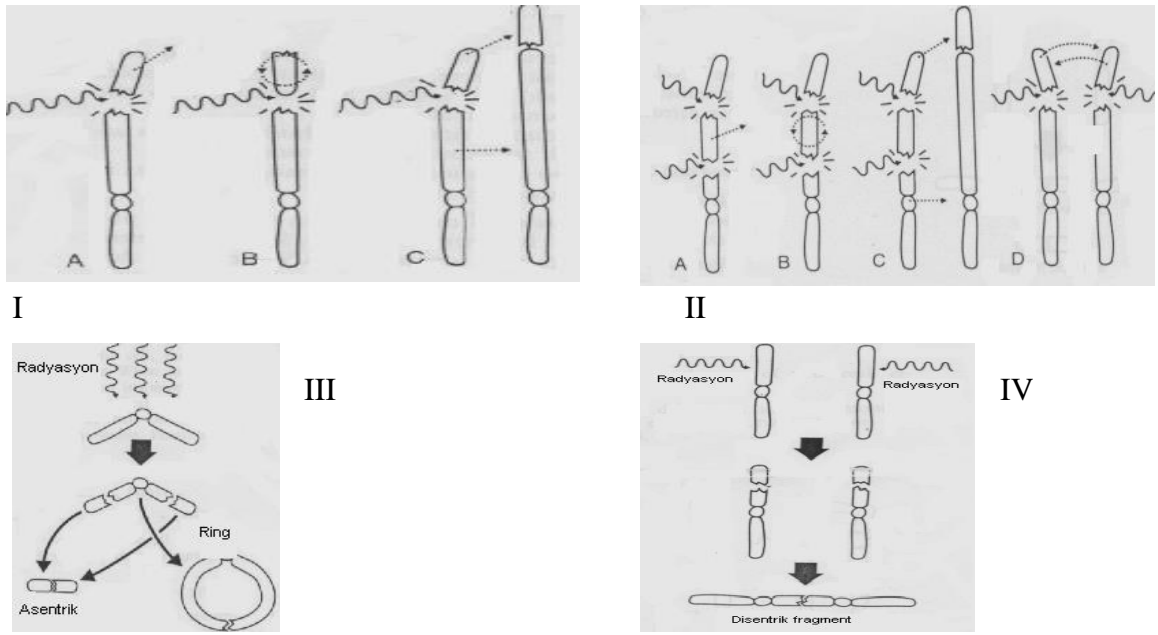
G_1 (interfaz): Protein ve RNA sentezi fazıdır.

S: DNA sentezlendiği fazdır.

M: Mitotik yani iki yeni hücreye bölünmenin olduğu fazdır. Mitoz fazı hücrenin radyasyona en duyarlı olduğu fazdır. Bu fazda radyasyona maruz kalan hücrelerin bölünmesi ya gecikir ya da hiç bölünme gerçekleşmez. Bu durumda hücrede ölüme sebep olur. Bu bilgilerin ışığında hücreleri radyasyona duyarlılıklarına göre üç kategoriye ayırabiliriz. Bunlar:

1. Çok duyarlı hücreler: lenfositler, kırmızı kemik iliği hücreleri, mide ve barsak epitel hücreleri, ovaryum ve testis germ hücreleri
2. Orta duyarlı hücreler: epiderm hücreleri, damar endotel hücreleri, tükürük bezi, kollagen ve elastik doku, göz dokuları

3. Dirençli hücreler: kas, sinir, olgun kemik, böbrek gibi hücreleri ise radyasyona en dirençli hücrelerdir (Demir,2014).



Şekil – 13: Radyasyonun kromozomlara etkisi. **I.** Bir kırık etkisi. A. Terminal delasyon (Radyasyonun kromozoma çarparak kırması) B. İnversiyon (kırılan parçanın ters dönmesi), C. Duplikasyon (eşleme). **II.** A. Terminal delasyon (Radyasyonun kromozoma çarparak kırması, çift kırık) B. İnversiyon (Altteki kırık parçanın ters dönmesi) C. Duplikasyon (eşleme) D. Translokasyon (Kırılan parçaların ters yerleşmesi). **III:** Halka (ring) kromozomların oluşumu. **IV.** Disentrik ve asentrik fragmentlerin oluşumu. Bu durum kromozomlarda radyasyon etkisi ile mutasyon oluşturabilir(Demir,2014).

2. Radyasyondan korunma

Radyasyon günümüzde endüstride, tarımda, tıp alanında ve daha birçok alan aktif olarak kullanılmaktadır. Bu kullanım sıklığı sonucunda da radyasyonun faydalı etkilerinin yanı sıra zararlı etkilerinden korunma zorunluluğu doğmuştur. Bu zararlı etkilerden korunmak için tarih boyunca çeşitli kurumlar kurulmuştur.

Günümüzde ise en etkin radyasyondan korunma alanında çalışan konseylerden biri olan Uluslararası Radyasyon Korunması Konseyi (ICRP) faaliyetlerine aralıksız devam etmektedir. ICRP herhangi bir kuruma yahut devlete bağlı olarak çalışmamakta ve “maksimum müsaade edilebilir” radyasyon doz sınırlarını

kurulduğunu ilk günden beri önermektedir. ICRP' nin yapmış olduğu bu öneriler tüm radyasyondan korunmasında görev alan kuruluşlar tarafından kabul görmektedir. ICRP belirlenen müsaade edilebilir doz sınırlarını sürekli olarak çalışmalar ışığında güncelleyerek, kuruluşa üye olan ülkelere gerekli önerileri ve bilgilendirmeleri yapmaktadır.

1990' da ICRP-60 yayınlanarak daha önce önerilerin tavsiye kararlarında önemli değişiklikler yapmıştır. Radyasyon çalışanlarının yıllık doz sınırlarını 50 mSv olarak sınırlamış ve 5 yıllık süreçte maksimum 100 mSv doz alınabileceği sınırını getirmiştir. Bunun yanında halk için ise 1 mSv/yıl olarak bir sınır konulmuştur.

2007 yılında yayınlanan ICRP tavsiyelerine göre 1990'daki ifadeler halen geçerliliğini korumaktadır. Bununla birlikte Avrupa'da (UEROATOM' a göre) yıllık doz limiti en fazla 20 mSv olarak kabul edilmektedir. Çizelge-2.2' de güncel yıllık doz limitleri gösterilmiştir(ICRP,2007).

Çizelge-2: Bireyler için doz limitleri (ICRP,2007).

Organ	Radyasyon görevlisi	Halk
Doku	MMD (mSv/yıl)	MMD (mSv/yıl)
Tüm vücut	20	1
Gonadlar, k. kemik iliği	50	5
Deri, kemik, tiroit	500	50
Eller, kollar, ayakla	500	75

Radyasyondan korunmaya yönelik yapılan tüm tavsiyeler ışığında ortak olarak varılan bazı kurallardan bahsedebiliriz. Bunlar; *mesafe, zırlama ve zaman* olarak üç kısımdan oluşmaktadır.

Noktasal bir gama kaynağının yaydığı radyasyonun dozunu,

$$D = K.A.t / k.d^2 \quad \text{ile ifade edebiliriz.}$$

Burada,

D: Doz (rad veya Gray)

A: Kaynağı aktivitesi (mCi veya MBq)

K: Doz sabiti (birim aktivitenin birim zamanda verdiği doz)

t: Zaman (saat)

k: Zırhlama faktörü (zırhlama yoksa k=1 alınır)

d: Mesafe (m)

Bu formül ışığında ifade edilen üç kavramı açıklayalım.

Mesafe: Radyasyondan korunmada en kolay yapılacak ilk adım kaynaktan uzakta olmak olacaktır. Yukarıda verilen formülde de görüleceği gibi kaynaktan olan uzaklık arttıkça uzaklığın karesi ile ters orantılı olacak şekilde bir azalım söz konusudur. Yani en basitiyle uzaklı iki katına çıktığında radyasyon şiddeti dört kat azalmaktadır. Bu kuralı matematiksel olarak şu şekilde ifade edebiliriz (Robert,2008.;Demir,2014).

$$1/I = d^2/D^2 \quad \text{veya} \quad 1.D^2 = I.d^2$$

Burada;

d: Kaynağa yakın mesafe

1: Kaynağın yakınındaki radyasyon şiddeti

D: Kaynağa uzak mesafe

I: Kaynağın uzağındaki radyasyon şiddeti

Zırhlama (Engel): Radyasyondan korunmada önemli olan bir diğer etken ise zırhlamadır. Burada kaynak ile aramıza bir engel yerleştirerek yayılan radyasyondan tamamen yahut kısmi şekilde korunma sağlanmış olur. Yapılacak olan zırhlama ilgili radyasyonun cinsine göre farklılık gösterecektir. Alfa ışınlarını bir kâğıt parçasıyla dahi engelleyebilirken, beta ışınları için ince bir alüminyum tabaka gerekecektir. Ancak gama ışınları yayan bir kaynak söz konusu ise, bu durumda kurşun bloklar kullanmak gerekecektir. Kurşun işlenmesi kolay, ucuz ve atom numarası büyük olması sebebiyle zırhlamada çok sık kullanılmaktadır.

X ve gama ışınları maddeler ile etkileştiklerinde enerjileri, soğurucu maddelerin cinsine, kalınlığına bağlı olarak azalimler gösterir. Bu azalimlerin belirlenmesinde maddeler ait bazı parametreleri açıklayalım:

Kütle absorpsiyon katsayısı (μ_m): Soğurucu materyalin atom numarasına bağlıdır.

$$\mu_m = (\text{Fotoelektrik etki} + \text{Compton saçılma etkisi} + \text{Çift oluşum etkisi})$$

Lineer absorpsiyonu katsayısı (μ_1): kütle soğurma katsayısı ve madde yoğunluğuna bağlıdır.

$$\mu_1 = \mu_m \times d \quad \text{ile ifade edilir.}$$

Burada d, soğurucu maddenin yoğunluğudur.

Yarı-değer kalınlığı (HVL veya $X_{1/2}$): Gelen radyasyon şiddetinin yarıya inmesi için gerekli olan materyal kalınlığıdır.

HVL ($X_{1/2}$) = 0.693 / μ_1 bağıntısı ile hesaplanabilir.

Örnek olarak Çizelge-2.3' de nükleer tıpta çokça kullanılan ^{99m}Tc ile ^{131}I için HVL değerleri gösterilmiştir.

Çizelge-3: Yarı değer kalınlıkları

Radyonüklid	Kurşun	Su
^{99m}Tc	0.025	4.50
^{131}I	0.22	6.24
Anhilasyon Fotonları	0.40	7.22

Kütle ve lineer soğurma katsayıları ile yarı-değer kalınlığı parametrelerini kullanarak zırlama için gerekli olan hesaplamayı şu eşitlik ile yapabiliriz:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \text{Ekspansiyel azalım denklemi}$$

Burada,

I_0 : Gelen radyasyon şiddeti

I : Radyasyonun soğurucu materyalden geçtikten sonraki şiddeti

μ : Lineer soğurma katsayısı

e : Doğal logaritma tabanı ($e=2.718$)

x : Materyal kalınlığı

Zaman: Özellikle radyasyon çalışanları meslekleri gereğince iyonize radyasyona daha fazla süre ile maruz kalmaktadırlar. Yürütülen çalışmalarda iş akışları son derece önemlidir. Bunun sebebi ise, iyi planlanmış bir iş akışı radyasyon dozu maruziyetini ciddi oranlarda azaltacaktır. Bu sebeple işler önceden iyi planlanmalı ve deneme-yanılma yöntemi ile çalışmalar yapılmamalıdır. Radyasyon dozlarının düşük olduğu ortamlarda nispeten daha uzun çalışmalar yapılabilir. Ancak aksi türdeki çalışmalardan kaçınılmalıdır. Bu noktada MMD limitleri devre girerek radyasyonlu çalışma ortamlarındaki çalışma sürelerine sınırlama getirilmiştir. Günümüzde radyasyonla çalışma yıllık doz sınırları 20 mSv/yıl olarak kabul edilmektedir(ICRP,2007. ;Robert,2008. ;Demir,2014).

Buradan yola çıkarak şu ifadeler ulaşabiliriz:

- 1 yıl içinde alınmasına müsaade edilen doz 20 mSv
- 1 ay içinde alınmasına müsaade edilen doz 1.66 mSv
- 1 hafta içinde alınmasına müsaade edilen doz 0.4 mSv (=400 μSv)
- 1 gün içinde alınmasına müsaade edilen doz 80 μSv

- 1 saatte alınmasına müsaade edilen doz 10 μ Sv'dir.
- Halk için bu değerlerin 1/10'u esas alınır.

H. Radyasyon Dozu Birimleri

Radyoaktivite ile ilgili birimler Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) tarafından tanımlanmıştır. İyonizan radyasyonun etkileri geçtiği ortamda meydana getirdiği iyonlaşmaya bağlıdır. İyonlaştırma miktarı ise radyasyonun sahip olduğu enerjiye bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca radyasyonun penetrasyon gücü, iyonizasyon yeteneği, fiziksel yarılanma süresi, biyolojik yarılanma süresi, efektif yarılanma süresi radyasyonun doğuracağı etkilerin belirlenmesinde önemli faktörlerdendir. İyonlaştırıcı radyasyonun miktarının ölçülebilmesi için her şeyden önce radyasyonun soğurulmasını ölçebilecek birimlere ihtiyaç vardır(Demir,2014).

MKS birim sistemini esas alan Uluslararası Birim Sistemi International system of Unit (SI) 'nin kabul edilmesiyle, ICRU 1971 yılında SI birimlerini tanımlamıştır. SI birimlerinin yanı sıra, eşdeğeri özel radyasyon birimlerinin bir müddet daha birlikte kullanılması daha sonra ise tek başına kullanılması gerekmektedir. Bu bağlamda radyoaktivite birimleri hem radyasyonun ölçülmesinde hem de radyasyonda korunmada kullanılmaktadır.

1. Aktivite birimleri

Özel birimi: Curie (Ci)

SI birimi: Becquerel (Bq)

Aktivite, birim zamandaki radyoaktif madde miktarını ifade etmektedir. Yapay radyoizotopların henüz elde edilemediği zamanlarda çok uzun yarı ömürlü bir radyoaktif madde olan radyum temel alınarak, radyoaktif madde miktarı olarak Curie (Ci) tanımlanmıştır. Ancak ileriki zamanlarda bu tanım Uluslararası Standartlar ve Radyoaktivite Birimleri Komisyonu tarafından genişletilerek tüm radyonüklidler için; “**Curie (Ci):** Bir saniyede 3.7×10^{10} parçalanma yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir” şeklinde tanımlanmıştır.

Bu tanıma göre Curie sadece radyoaktif maddenin bozunma sayısını ifade ettiği görülmektedir. Ancak radyoaktif bozunmalarda bazen bozunma başına birden çok

gama ışını yayınlanabilmektedir. Bu nedenle Curie radyoaktif maddeden yayınlanan radyasyon sayısını göstermemektedir. Ayrıca 1 Curie oldukça büyük bir aktivitedir. Örneğin, büyük kapasiteli bir nükleer tıp kliniğini ele alırsak 1 Ci ^{99m}Tc aktivitesi bu kliniğin günlük ihtiyacını karşılamaya yetecektir. Bu sebeple Curie ifadesi kullanılırken genellikle miliCurie (mCi) şeklinde küçültülerek kullanılmaktadır.

SI birim sistemindeki aktivite ise, **Becquerel (Bq)** 'dir. Becquerel ise, saniye başına oluşan parçalanma sayısı olarak tanımlanmaktadır. Dolayısı ile Ci ve Bq arasında,

1 Ci = 3.7 x 10¹⁰ Bq veya 1 Bq = 2.703 x 10⁻¹¹ Ci şeklinde bir bağıntıdan söz edilebilir.

Curie ve Becquerel ifadelerine bağlı bir de spesifik aktivite tanımlayabiliriz. Spesifik Aktivite: herhangi bir radyonüklidin gram başına Curie olarak ölçülen aktivite yoğunluğudur.

Spesifik Aktivite = (1.308 x 10⁸) / (A x T_{1/2}) olarak tanımlanır.

Burada, A atom ağırlığı ve T_{1/2} radyonüklidin gün olarak fiziksel yarı ömrüdür[1,5,8]. SI birim sisteminde spesifik aktivitenin karşılıkları şöyledir:

$$1 \text{ Ci/gr} = 37 \times 10^{12} \text{ Bq/kg}$$

$$1 \text{ Bq/kg} = 27 \times 10^{-15}$$

2. Işınlama birimi

Özel birim: Röntgen (R)

SI birimi: Coulomb/kg (C/kg)

Işınlama, X veya gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi olan Röntgen, normal şartlar altında (0⁰ ve 760mmHg basınçta) 1 kg havada 2.58 x 10⁻⁴ Coulomb' luk elektrik yüküne eşdeğer (+) ve (-) yük oluşturan X veya gama radyasyonunun miktarıdır. Bu tanımlama enerjileri 3 MeV'e kadar olan X ve gama ışınları için geçerlidir. Röntgen bir ışınlama birimidir ve ilgili radyasyonun foton sayısını ve enerjisini vermez. Radyasyonun iyonizasyon özelliğinin bir ölçütüdür.

SI birim sisteminde Röntgen' in eşdeğer isminin özel bir adı yoktur ve Coulomb/kg olarak kullanılmaktadır. **1 Coulomb/kg**: normal şartlar altında havanın 1 kg'da oluşturduğu 1 Coulomb değerinde (+) ve (-) iyonları oluşturan X veya gama radyasyonun miktarıdır (IAEA,2010).

$$1 \text{ C / kg} = 3.876 \times 10^3 \text{ R}$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C / kg}$$
 şeklinde ifade edilebilir.

3. Soğurulmuş (absorblanmış) doz birimi

Özel birimi: rad (Radiation Absorbed Dose)

SI birimi: Gray (Gy)

Röntgen birimi X ve gama ışınları için tanımlanmıştır ve diğer radyasyon çeşitleri için kullanılmaz. Bu nedenle radyasyonun cinsinden, enerjisinden ve ortamın soğuruculuğundan bağımsız bir birim tanımlanması gerekir. Absorblanmış doz birimi olan rad (Radiation Absorbed Dose) hem partiküler hem de elektromanyetik radyasyon türleri için uygulanabilmektedir.

1 rad, “radyasyona uğrayan maddenin 1 kg’ına 10^{-2} joule’lik enerji veren radyasyon miktarıdır.

1 röntgenlik ışınlamanın havadaki enerji absorpsiyonu 0.873×10^{-2} joule/kg olduğuna göre, 1 röntgenlik ışınlamanın havada absorblanan dozu 0.873 rad olur.

SI birim sisteminde ise, soğurulmuş doz olarak **Gray (Gy)** kullanılmaktadır. 1 Gray’lik doz ise, ışınlanan maddenin 1 kg’ına 1 joule’lik enerji veren radyasyon miktarıdır(IAEA,2010. ; Demir,2014).

4. Doz eşdeğer birimi (biyolojik doz)

Özel birimi: rem (Röntgen Equivalent Man)

SI birimi: Sievert (Sv)

Farklı yapılardaki radyasyonlar madde ile etkileştiklerinde farklı biyolojik etkiler meydana getirebilirler. Radyasyonun biyolojik etkilerinin derecesi etkileştiği madde içerisinde ilerlerken yolu boyunca birim mesafelerde bıraktığı enerji (LET) ile

alakalıdır. Linear Enerji Transferi (LET) arttıkça birim mesafede bırakılan yahut transfer edilen enerji miktarları artar. Buna bağlı olarak biyolojik etki de artmış olur.

Değişik LET değerlerinin etkisi *Rölatif Biyolojik Etkinlik (RBE)* terimi ile hesaba katılır. RBE değeri, farklı radyasyon tiplerinin oluşturdukları biyolojik etkilerin farklılık göstereceğini ifade etmektedir.

(Belirli bir etkiyi oluşturan 250 kV'luk X-ışınları dozu)

RBE = $\frac{\text{Belirli bir etkiyi oluşturan 250 kV'luk X-ışınları dozu}}{\text{Aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozu}}$

(Aynı biyolojik etkiyi oluşturan herhangi bir radyasyon dozu)

olarak tanımlanmıştır. RBE'ler genellikle tamsayı olmadığından, bunların yerine tamsayılarla çevrilmiş kalite faktörü (KF) kullanılmaktadır[5,9].

Çizelge – 4: Çeşitli radyasyonların RBE ve KF değerleri

Radyasyon çeşidi	RBE	KF
Alfa	20	20
Beta	1	1.0
Gama	1	1.0
X	1	1.0

Biyolojik doz birimi olan rem hem soğurulan doz miktarına hem de radyasyonun RBE' sine bağlı olarak tarif edilir.

Rem: 1 röntgen'lik x veya gama ışınlarının meydana getirdiği aynı etkiye meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.

Doz eşdeğeri (rem): Soğurulan doz (rad) x KF olarak tanımlanabilir. Gama, beta ve X – ışını gibi radyasyon türleri ele alındığında, bu radyasyon türleri için KF değeri 1 olduğundan rad ve rem cinsinden hesaplanan doz değerleri birbirlerine eşit olacaktır. SI birim sisteminde ise, doz eşdeğeri birimi joule/kg olup, özel ismi Sievert (Sv)'dir (IAEA,2010. ; Demir,2014)..

1 Sv: “1 Gy'lik X veya gama ışınları ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarı” olarak tanımlanır.

1 Sv = 100 Rem

1 Rem = 10⁻² Sv

5. Radyasyon birimlerinin birbirine çevrilmesi

Gama radyasyonunda nokta kaynaklar için kaynak aktivitesi bilinirse, ışınlama hızı aşağıdaki formül ile matematiksel olarak hesaplanabilir.

$$\mathbf{mR/h} = \frac{\mathbf{A \times I_{\square}}}{\mathbf{d^2}}$$

Burada; A: Kaynak aktivitesi (mCi)

I_{\square} : 1 mCi'nin 1 m'den verdiği ışınlama şiddeti (sabit değerdir).

d: mesafe (m)

Bu formülde verilen hesaplama metodu ile elde edilen sonuçlar, taşınabilir radyasyon ışınlama şiddeti ölçüm cihazları “*survey-meter*” (örneğin Geiger-Müller) ile ölçülebilir. Bu ifadeyi bir örnekle açıklayalım:

Örneğin: 5 mCi ^{60}Co 'ın 1 metreden verdiği ışınlama şiddetini bulalım. 1 mCi ^{60}Co 'ın 1 metreden verdiği ışınlama şiddeti çizelgeden bakılarak 1.32 bulunur.

$$\mathbf{mR/h} = \frac{\mathbf{5 \times 1.32}}{\mathbf{1^2}} = \mathbf{6.60} \quad \text{bulunur.}$$

Işınlama doz birimi Röntgen (R) doz hızı ölçümlerinde kullanılmaktadır. Benzer şekilde doz hızı ölçümlerinde sievert/saat birimi de kullanılır. Bu iki birim birbirini cinsinden ifade edilebilir. Bunun için aşağıda verilen pratik yaklaşımlardan yararlanılabilir (IAEA,2010. ; Demir,2014).

$$1\text{R} = 10 \text{ mSv}, \quad 1\text{mR} = 10 \mu\text{Sv}, \quad \mu\text{R} = 10 \text{ nSv}$$

Çizelge – 5: Radyoaktivite birimlerine ait dönüşümleri değerleri

Büyükük	SI birimi	Özel birim	Dönüşüm değerleri
Aktivite	Bq/sn	Ci	1 Bq = 27.03 x 10 ⁻¹² Ci 1 Ci = 3.7 x 10 ¹⁰ Bq
Işınlama	C/kg	R	1 C/kg = 3.876 x 10 ³ R 1 R = 2.58 x 10 ⁻⁴ C/kg
Apsorblanma	Gy	rad	1 Gy = 100 rad 1 rad = 10 ⁻² Gy
Doz Eşdeğeri	Sv	rem	1 Sv = 100 rem 1 rem = 10 ⁻² Sv

İ. Absorbe (Soğurulan) Radyasyon Ölçüm Teknikleri

Radyasyona olan maruziyet çeşitli durumlarda oluşabilir. Karşı karşıya kalınan bu durumlar farklılık gösterebilir. Bu sebeple maruz kalınan radyasyonun ölçülmesi ve değerlendirilmesinde birtakım yöntemlerden bahsedilecektir. Bu anlamda soğurulan radyasyonun hesabının yapılmasını iki başlıkta inceleyebiliriz. Bunları, iç ve dış radyasyon olarak ele alınacaktır. İç radyasyon hesabına değinilecek olup, yapılan çalışmanın gereği dış radyasyon hesabına ağırlık verilecektir.

1. İç (internal) radyasyon ölçümü

Radyasyonun özellikle canlı dokular üzerinde olumsuz etkilerinin olduğu bilinen bir gerçektir. Bu etkilerin hastalıkların tedavisinde, özellikle tümörlü dokuların yok edilmesinde avantaj sağladığı açıktır. Ancak radyonüklidlerle yapılan ve hasta vücudunda belirli süreler boyunca kalan tedavilerde, vücutta kalan iyonize radyasyonun ölçülmesi gereklidir. Bu anlamda uluslararası standartlar gereğince kesin sınırlamalar mevcuttur. Bu sınırlamalar MIRD (Medical Interntional Radiation Dosimetry) tarafından belirlenmiş ve yayınlanmıştır.

Bu sınırlamalar içerisinde kalabilmek için hastalara verilen tedaviler ardından dozimetri çalışmaları yapılmaktadır. Bu çalışmalarda farklı yöntemler kullanılmakla birlikte genel olarak iki temel yöntem ağırlıkça kullanılmaktadır. Bu metotları şu şekilde açıklayabiliriz:

Klasik Metod (Marinelli Formülü): Bu metotta beta ve gama radyasyonlarını aşağıda belirtilen eşitliklerle hesaplayabiliriz[5].

$$D_{\beta} = 73.8 \times C \times E_{\beta} \times T_e$$

$$D_{\gamma} = 0.0346 \times C \times \Gamma \times g \times T_e$$

D_{β} : Beta radyasyonunun rad cinsinden dozu

D_{γ} : Gama radyasyonunun rad cinsinden dozu

C: Radyonüklidin ilk konsantrasyonu ($\mu\text{Ci} / \text{g}$)

E_{β} : Beta radyasyonun MeV cinsinden ortalama enerjisi

Γ : 1 cm mesafede R/mCi/sa cinsinden doz sabiti

g: Geometrik faktör

Te: Gün cinsinden efektif yarı ömür

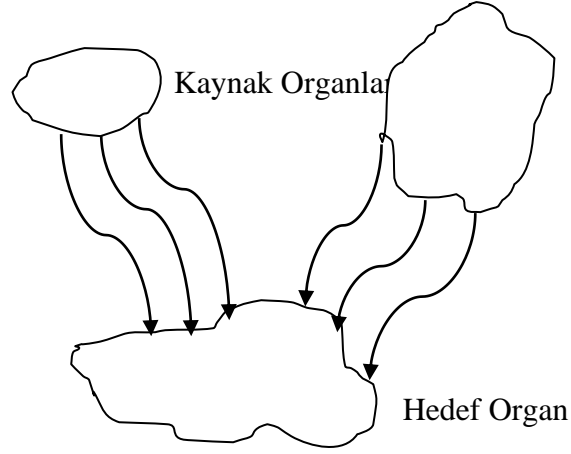
MIRD Metodu (Absorbe Fraksiyon Metodu)

Bu metod, vücutta bir veya daha çok kaynak ve hedef organdan yayılan radyasyon dozunun hesabında kullanılmaktadır. Bu metodun mantığını biraz daha açarsak, radyasyon vücut içerisinde ağırlıkça bir organa yerleştikten sonra çevre doku ve organlara ışınlar yaparak dağılır. Bu yayılımı yapan organ kaynak organdır. Bu durumdan etkilenen organlar ise hedef organ olarak tanımlanır. Bazı durumlarda kaynak ve hedef organ aynı organ olabilirler.

Kaynak organdan hedef organa olan radyasyon dozunu hesaplarırken üç temel kıstas vardır:

1. Radyoaktivitenin toplam miktarı ve kaynak organda radyoaktivitenin toplanma süresi. Aktivitenin artması ve ilgili organda daha uzun kalması maruz kalınan radyasyon dozunun artmasına sebep olacaktır.
2. Kaynak organda biriken radyasyon enerjisinin toplam miktarıdır.
3. Kaynak organdan yayılan radyasyonun, hedef organda soğurulan miktarı hesaplamalar için çok önemlidir. Bu miktar maruz kalınan radyasyonun tipine (alfa, beta, gama gibi) ve enerjisine kaynak ile hedef organ arasındaki dokuların geometrisine (mesafe, boyut, şekil gibi) bağlı olarak değişiklik gösterir.

Yukarıda bahsedilen kıstasların her birinin kendine ait özellikler sergileyebilirler. Bu nedenler ilgili kıstaslar daha önceden yapılan hayvan çalışmaları ile tespit edilirler. Organların anatomik yapıları ve geometrileri kişiden kişiye göre farklılık gösterebileceğinden daha çok standart modeller üzerinden çalışmalar yapılarak radyasyon dozları belirlenmeye çalışılır(IAEA,2010. ; Demir,2014).



Şekil-14: Bir yahut daha fazla kaynak organdan yayılan radyasyon hedef organı ışınlar. Hedef organın maruz kaldığı doz MIRD metodu ile hesaplanır(Demir,2014).

2. Dış (eksternal) radyasyon ölçümü

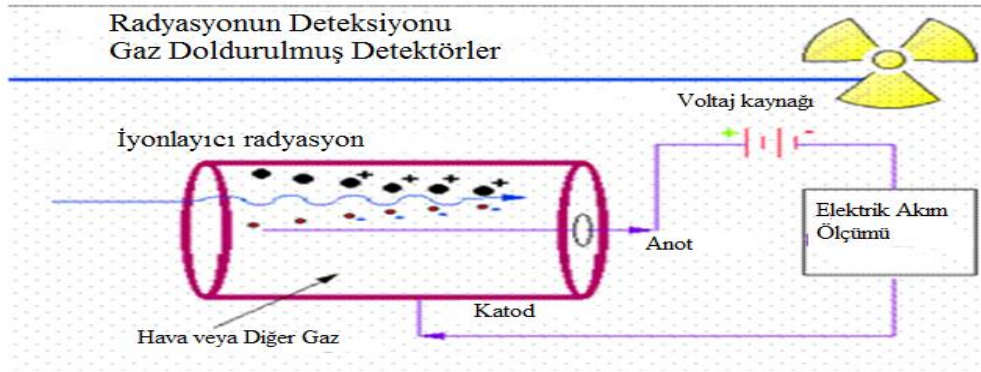
Doku içindeki radyasyonun ölçülmesi gibi dokuların dışarıdan gelen radyasyona maruziyetinin de ölçülmesi söz konudur. İyonize radyasyonun duyu organları ile algılanması mümkün değildir. Özellikle iyonizan radyasyonun algılanması ve ölçülmesi için çeşitli cihazlar üretilmiştir. Bu cihazlar ilk zamanlarda sadece ortamdaki herhangi bir iyonizasyon varlığını algılayabilirken, günümüzde çok daha ileri teknoloji ürünleri olan kristal yapılı detektörlere kadar evrilmiştir.

Bu ilerlemelerin getirisi olarak artık dış ortamlardaki radyasyon miktar rahatlıkla ölçülebilmekte ve vücut yüzeyinin ne kadar radyasyona maruz kaldığı hesabı rahatlıkla yapılabilmektedir. Bu ölçümler genel olarak dozimetre denilen cihazlar ile yapılabilmektedir. Tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de en son 2012 yılında güncellenerek yayınlanan “Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik” ne göre iyonize radyasyon ile çalışan personelin kişisel dozimetre kullanması zorunlu kılınmıştır. Dozimetreler birden çok çeşitte olabilmektedirler. Kullanım alanlarına göre hem yapıları hem de geometrik boyutları değişebilmektedirler. Bunlardan bazıları; iyon odası prensibine göre çalışan kalem (cep) dozimetreler, üzerine düşen radyasyonu soğurarak karararı film bej dozimetreler, elektronik dozimetreler ve lityum florür(LiF) ve kalsiyum florür(CaF₂) materyalli termoluminesans (TLD) dozimetreler vardır(Khan,2010. ; Demir,2014. ; Knoll,2010).

J. Dozimetreler

1. İyon Odalı Dozimetreler

İyon odaları, isimlerinden de anlaşılacağı gibi sabit hacimli, içerisi gaz(hava veya argon gibi asal gazlar) ile dolu ve milimetrik hacimli bir yapıdan oluşmaktadır. İyonize radyasyon gaz dolu bir ortam içerisinden geçirildiğinde ortam çok sayıda iyon çiftinin oluşmasına sebep olmaktadır. Oluşan iyon çiftleri anot ve katottan oluşan iki kutuplu bir devre üzerine gönderildiğinde, devrede radyasyonun dozuna bağlı olarak bir akım oluşur. Oluşan akımın şiddeti gaz üzerine gelen radyasyonla doğru orantılıdır. Ancak burada mili voltlar mertebesinde bir potansiyel fark söz konusu olacaktır. Bu tarzdaki devrelerde oluşan farkı algılanabilir kılmak adına iyon odasına bağlı elektronik bir yükseltici devre sön konusudur.



Şekil-15: İyon odası şematik gösterimi(kaynak: www.taek.gov.tr)

İyon odalı dozimetreler doğrudan okunabilen (aktif) dozimetreler sınıfına konulabilirler. Bu dozimetreler X veya gama ışınlarına maruz kalmaları durumunda doz bilgisi sağlayabilirler. Ancak iyon odalı dozimetrelerde gaz hacminin bulunduğu alanda duvar kalınlığı söz konusu olduğundan alfa ve beta gibi radyasyonları algılayamamaktadırlar. Bu tip dozimetrelerin dezavantajı ise; toz, kir, düşme ve darbelerle karşı dayanıksız olmalarıdır. Ayrıca dozimetrenin baş kısmındaki gaz hacminde herhangi bir gaz kaçağı durumunda doğru sonuçlar veremeyecek ve çalışmayacaktır. İyon odası mantığında çalışan iki tip dozimetre vardır. Bunlar: kalem dozimetreler ve elektronik dozimetreler.

Kalem dozimetre, kalem şeklinde olmaları sebebiyle bu ismi almışlardır. Bu tip dozimetrelerin anlık olarak radyasyon dozu ölçme becerileri vardır.

Ancak bu hızlı cevap verme özelliklerine nazaran kalıcı olarak bir kayıt tutma özellikleri yoktur. Darbelere karşı dayanıksız ve maliyet olarak elverişli olmamaktadırlar.



Şekil-16: Kalem dozimetre

(kaynak: www.taek.gov.tr)



Şekil-17: Elektronik Dozimetre

(kaynak: www.taek.gov.tr)

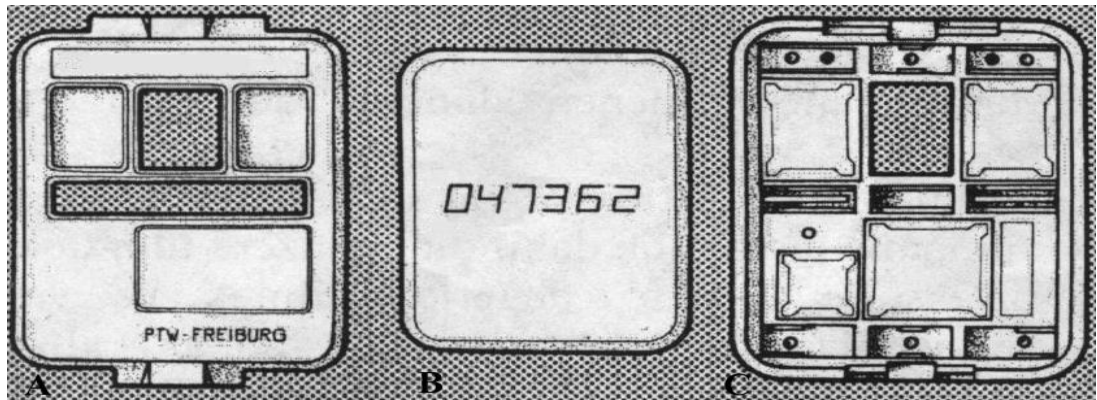
Elektronik dozimetre, genellikle Geiger-Müller sayaçları kullanan, doz ve doz hızı gibi bilgileri kaydedebilme özeliğine sahip olan dozimetrelerdir. Cihazın programlandığı doz limit değeri, detektör çıkışında toplanan radyasyon miktarı bilgisiyle örtüştüğü zaman, detektör sistemindeki yükler elektronik ve dijital göstergeli bir sayaçta sayılarak maruz kalınan radyasyon dozu ve doz hızı görüntülenir. Bazı dijital elektronik dozimetreler sesli alarm sistemi içerirler ve detektörün saptadığı her radyasyon olayında kesik kesik seslerle, belirlenen eşik değere ulaşıldığında ise sürekli bir alarm sesiyle uyarı verirler (Knoll,2010;Demir,2014).

2. Film (badge) dozimetreler

Bu tip dozimetreler de diğerleri gibi özellikler hastane ve kliniklerde radyasyonla çalışan personel tarafından kullanılmaktadır. Film dozimetreler, çalışma alanında giyilen kıyafetlerin üzerine takılmalıdır. Ancak kurşun önlük giyilmesi durumunda ise, iş kıyafetinin yakasına (kurşun önlüğün iç tarafına) takılmalı ve dozimetreler her ay ölçümlerinin yapılmalı ve yenisi ile değiştirilmelidir. Film dozimetreler iki ana kısımdan oluşurlar. Bunlar; film taşıyıcısı ve film tabakasıdır.

Film taşıyıcısı: X – ışını filmini taşıyan ve sert plastik yapıya sahip kısımdır. Taşıyıcının ön tarafından açık bir pencere bulunmaktadır. İçerisinde üç farklı kalınlıkta plastik ve iki metal filtre bulunmaktadır. Bu filtreler alüminyum ve kurşundan oluşmaktadır. Filtreler zayıf enerjili betaları, kuvvetli betaları, düşük ve yüksek enerjili fotonları ayırmada kullanılırlar. Film sayesinde radyasyon dozlarını okumak ve ayırmak için altı farklı alandan yararlanılmaktadır.

Film: dozimetre içerisinde kullanılan filmler, dış filmlerine benzemektedir. Bu filmlerin her iki yanı 12 µm kalınlığında fotoğraf emülsiyonu ile kaplı olup, selüloz asetattan yapılmıştır. Filmin iki tarafı farklı duyarlılıkta olup toplam kalınlığı 0.2 mm'dir. Fotografik emülsiyon, 0.2 – 2 µm kristal boyutlarında gümüş bromid (AgBr) ihtiva eder. AgBr kristali üzerine düşen gama ve X-ışını fotonları, valans bandında bulunan elektronlarla fotoelektrik etki oluştururlar. Serbestleyen elektronlar yasadık bantta tuzaklanırlar ve olay sonucunda gümüş iyonları açığa çıkar.



Şekil-18: Film (Badge) Dozimetre. (A) Filmin taşıyıcısı ön yüzü. (B) Film tabakası. (C) Film taşıyıcısı arka yüzü (kaynak: <http://www.tmrtdr.org.tr>).

Film dozimetreler 20⁰ banyo edilirler. Yıkama ve sabitleme işleminin ardından film üzerindeki grileşme derecesi yahut yoğunluk sayesinde, çalışanın aldığı radyasyon miktarı ile doğrudan ilişkilidir. Film taşıyıcısı üzerinde bulunan pencereler ve filtreler sayesinde de maruz kalınan radyasyonun cinsi hakkında bilgi edinilir. Son aşamada ise, dansitometre sayesinde film yoğunluğu ve kalibrasyon eğrisi yardımıyla alınan radyasyonun miktarı belirlenmiş olur. Film dozimetreler de avantaj ve dezavantajlar mevcuttur (URL-1).

Avantajları

- Hafif, küçük olup darbelere karşı dayanıklıdırlar.
- Akredite merkezler tarafından gerektiğinde okunabilir ve kayıt tutulabilir.
- Farklı cinsteki radyasyonlar hakkında bilgi verebilir.
- Filmleri, taşıyıcılar ve okuma maliyetleri düşüktür,

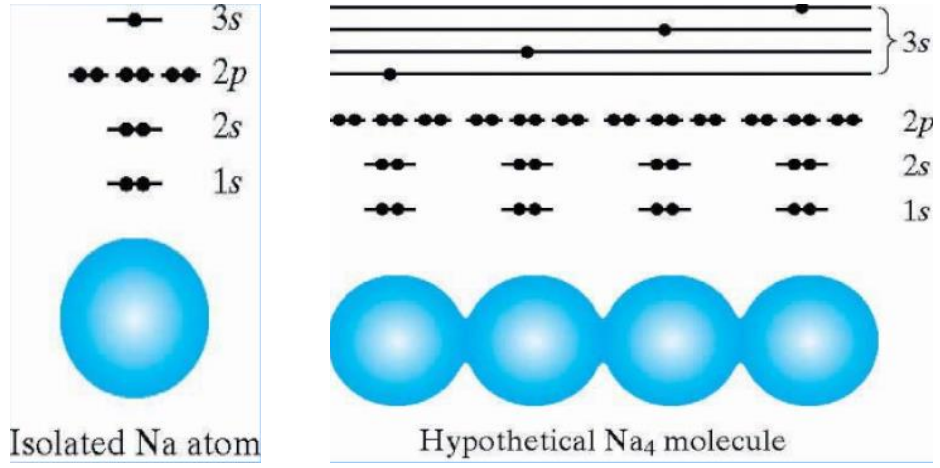
Dezavantajları

- Her bir seride farklı kalibrasyon eğrisine ihtiyaç duyulmaktadır.
- Yüksek sıcaklık ve nemden etkilenirler.
- Filmlerin okunması ve kalite kontrolleri ekstra donanım ve bilgi gerektirir.

3. TL (termolüminesans) Dozimetreler

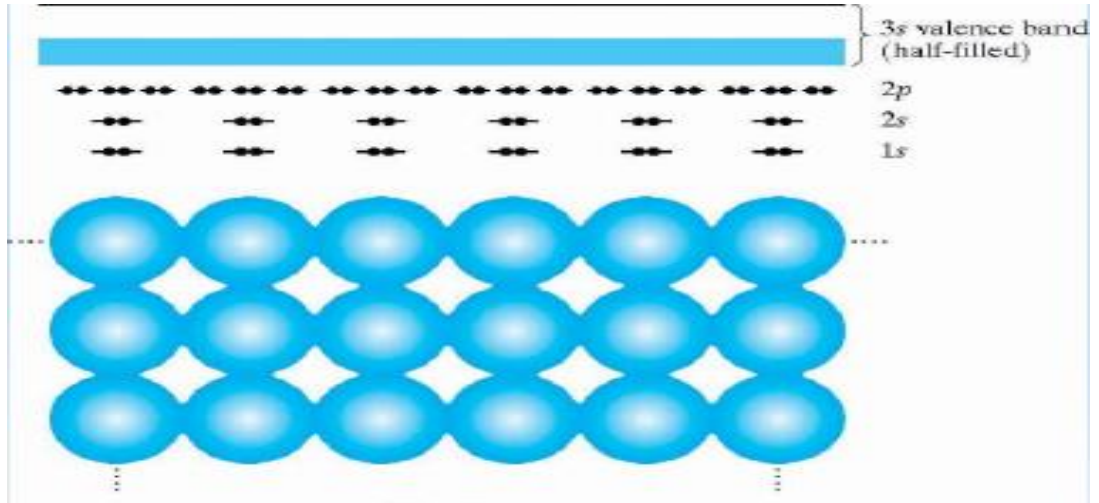
Termolüminesans dozimetreler kristal yapıdaki dozimetrelerdir. Bu sebeple bu dozimetrelerin temelini oluşturan yalıtkan, yarıiletken ve iletken malzemelerin yapısını ve lüminesans mantığını açıklamamız gerekecektir.

Pauli dışarlama ilkesi gereğince iki elektron aynı yörünge içerisinde ve aynı yerde bulunamazlar. Aynı yörüngede bulunan elektronlar ancak birbirlerine ters spinlerle bulunabilirler. Örnek vermek gerekirse, bir Sodyum (Na) atomunun son yörüngesinde bir tane elektronu bulunmaktadır. Dört tane Na atomunda dört elektron Pauli prensibine göre aynı seviyede bulunamazlar. Bu nedenle son yörüngesindeki enerji bantları arasında düşük seviyelerde farklılıklar gözlenir. Aynı zamanda bu dört elektron çok fazla hareketli olup dört atom tarafından paylaşılmaktadırlar. Bu durum Şekil-2.19'da gösterilmektedir(Meriç,2018).



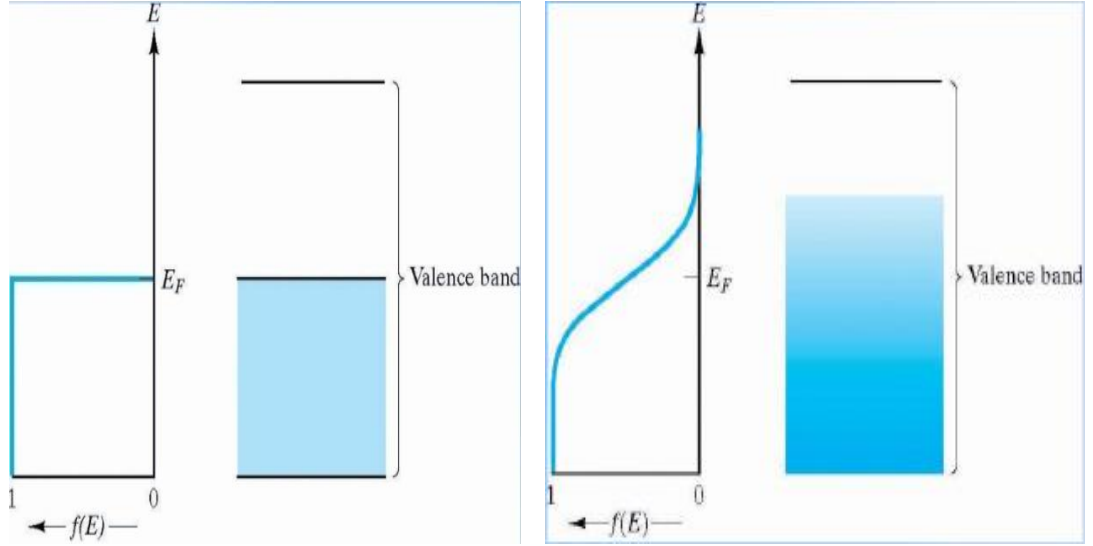
Şekil-19: Sodyum atomu enerji seviyelerine göre dizimleri

Son yörüngede bulunan enerji bantları arası mesafeler ve enerji farklılıkları birbirlerine çok yakın olduğundan çoklu yapıda bir enerji bandı (valans bandı) oluştururlar. Valans bandındaki elektronların hareket kabiliyetleri oldukça yüksektir ve bunun sonucu olarak bir elektron bulutu oluşur. Oluşan bu yapı ile katı madde içerisinde elektronlar sürekli hareket halindedirler. Bu dizilim yapısına sahip olan benzer yapıdaki metallerde de elektrik iletkenlikleri oldukça yüksektir.



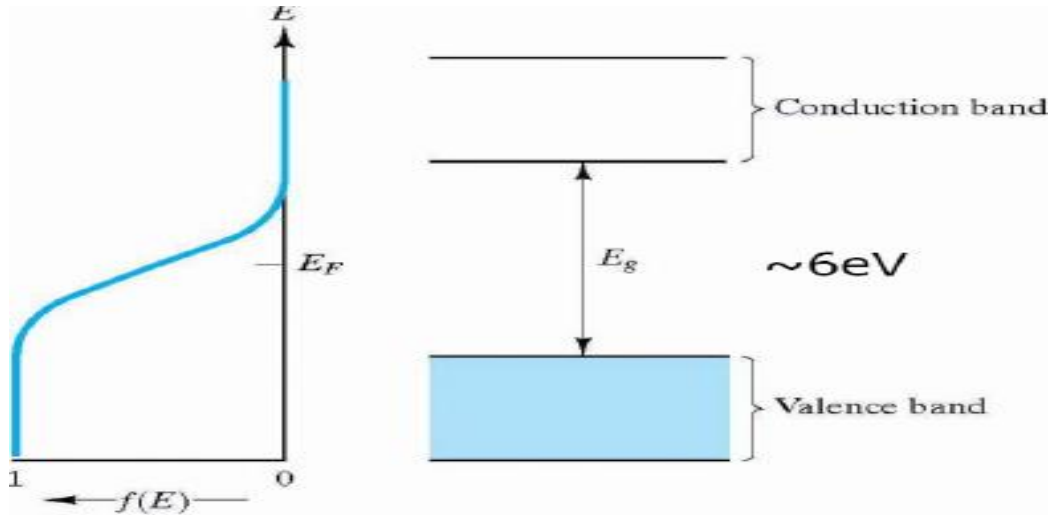
Şekil-20: Katı halde bulunan sodyum atomu enerji seviyelerine göre dizimleri

Her bandın seviyesine göre sahip olduğu bir enerjisi olacaktır ve 0^0 K sıcaklıkta valans bandının sahip olacağı maksimum enerjiye Fermi Enerji düzeyi denilmektedir. 0^0 K de E_f seviyesinden daha yüksek enerjiye seviyesine sahip elektron bulunmadığı için malzemeler yalıtkan özelliktedir.



Şekil-21: Valans bandı ve Fermi enerji seviyesi

Bazı maddelerin elektronlarının iletkenlik bandına ulaşırabilmeleri için valans bandı enerjisine ek olarak bir de yenmeleri gereken bir enerji söz konusudur. Bu iki band arasındaki enerji aralığı ise E_g olarak tanımlanır. Örneğin elmas gibi kovalent bağlı atomlarda bu enerjiden söz edilebilir.

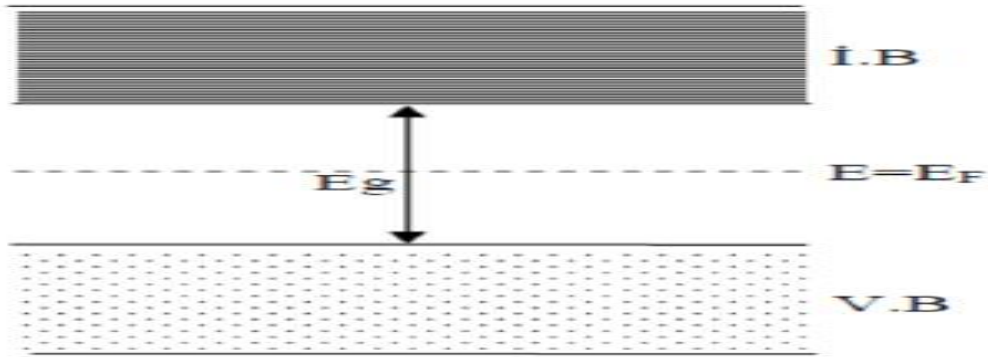


Şekil-22: Elektronların iletkenlik bandına ulaşma için yenmesi gereken E_g enerji aralığı.

Yalıtkan, yarıiletken ve iletken maddeler arasındaki farklılığı oluşturan en büyük etken, valans bandından iletkenlik bandına geçişteki farkı oluşturan E_g enerji aralığıdır. Bu aralık sayesinde maddenin hangi özelliği sergileyeceği belirlenmiştir.

Yalıtkan maddeler, E_g enerji aralığı 5 eV' den büyük olan malzemelerdir. Bunlara; cam, tahta, porselen gibi maddeleri örnek verebiliriz. Yalıtkan malzemeler termal olarak uyarılara erime noktasına dahi getirilseler iletken özellik sergilemezler.

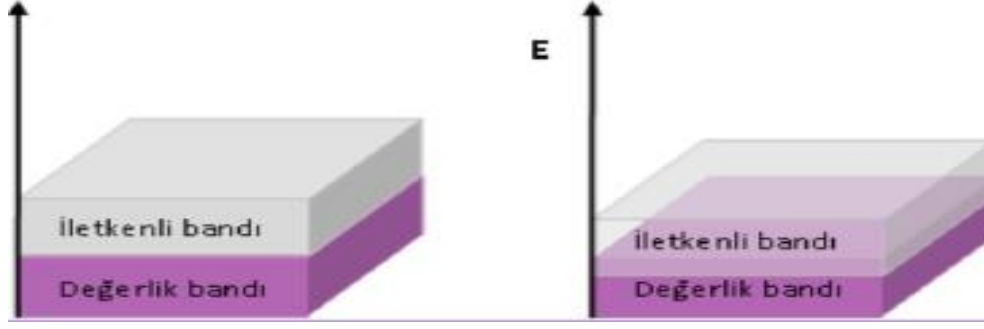
Yalıtkanlar 0^0 K de valans bandı tamamen elektronlarla dolu iken iletkenlik bandı tamamen boştur. Yalıtkanların enerji aralığı (yaklaşık olarak 5 – 10 eV) büyüktür.



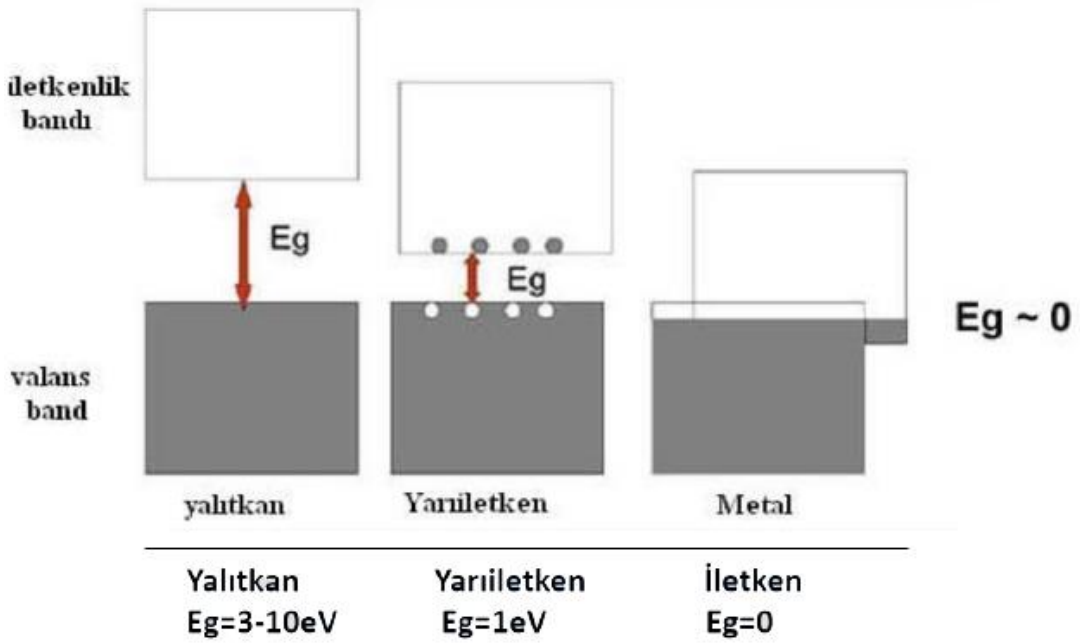
Şekil-23: Yalıtkan, yarıiletken ve iletken maddelerin band genişliği

Yarıiletkenlerde bu aralık nispeten daha az olup yaklaşık 1eV civarındadır. $T = 0$ K anında tüm elektronlar valans bandında olup iletkenlik bandında hiçbir elektron yoktur. Ancak dışarıdan verilecek olan bir T sıcaklığında maddedeki elektronlar valans bandından iletkenlik bandına doğru hareket edecek olup iletkenlik durumu meydana gelecektir. Bunun sonucunda maddenin sıcaklığa bağlı olarak verdiği iletkenlik cevabı değişecektir.

İletkenlerde durum ise biraz daha farklıdır. Valans ve iletkenlik bantları birbirlerine çok yakın yahut iç içe geçmiş durumdadırlar. Bu sebeple aralarında bir uzaklık bulunmamaktadır. Bunun sonucu olarak da ısıyı ve elektriği çok iyi iletirler. İletkenler için band geçişleri Şekil-2.24' de gösterilmiştir(Meriç,2018).



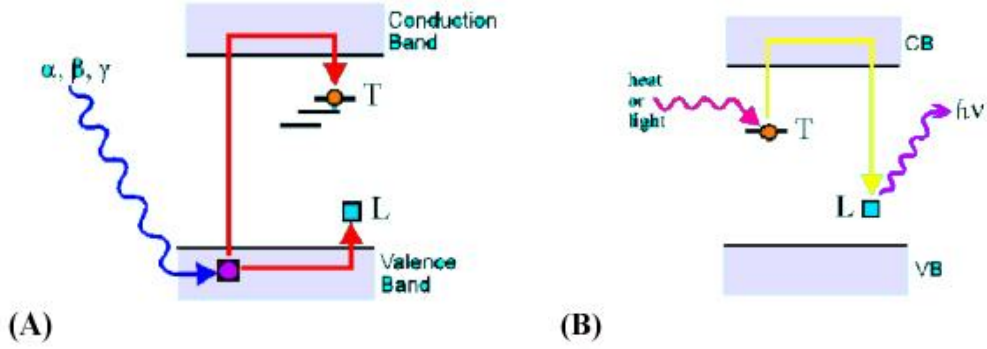
Şekil-24: İletkenler için valans ve iletkenlik bandı geçiş aralıkları



Şekil-25: Band aralıklarına göre maddelerin iletkenlik durumları(Meriç,2018)

TLD dozimetreleri anlamak için bir diğer önemli kavram ise lüminesans(ışıldama) kavramıdır. Lüminesans; kuvars, elmas, kalsit gibi iletken olmayan kristal yapıdaki birçok mineralin görünür bölgede ışık yaymasıdır. Bu tür malzemeler lüminesans veya fosfor malzeme olarak bilinir. Fosfor materyali lityum florür (LiF) ve kalsiyum florür (CaF_2) olan TLD' ler personel monitoringinde en hassas dozimetrelerdir. İyonize radyasyonun kristal üzerine düşmesi sonucunda fotoelektrik olay meydana gelmektedir. Bunun sonucunda da kristal yapı içerisinde bulunan atomların elektronları valans bandından iletkenlik bandına çıkarlar. Bu esnada kristal içerisinde elektron holü olarak adlandırılan boşluklar oluşmaktadır. Oluşan boşluklar aynı band içerisindeki diğer elektronlar ile hemen doldurulurlar. Elektronların bu iki bant arasında hareketleri sırasında yasak band içindeki yabancı atomlar (tuzaklar) tarafından yakalanırlar. Ancak daha sonrasında kristal tabaka ısıtıldığında, tuzaklardan kurtulan elektronlar tekrar eski enerji seviyelerine düşerler. Bu geçiş

süresince eşit enerjili görünür ışık yayarlar. Yayılan bu fotonların şiddeti, kristal tarafından soğurulan radyasyonun şiddeti ile orantılıdır. Kristalden salınan ışığın şiddeti, sintilasyon sayıcılarında olduğu gibi foton çoğaltıcı tüp tarafında ölçülür(Meriç,2018).



Şekil-26: (A) Kristal üzerine gelen iyonize radyasyon elektronu uyarması. (B) Uyarılan elektrona ısı yahut ışık verilerek tekrar eski haline geçişi.

TLD dozimetrelerinde okunan değerler mR cinsindedir. Dolayısıyla mrem'e ya da mSv'e rahatlıkla çevrilebilirler (X ve gama ışınları için kalite faktörü 1'dir).

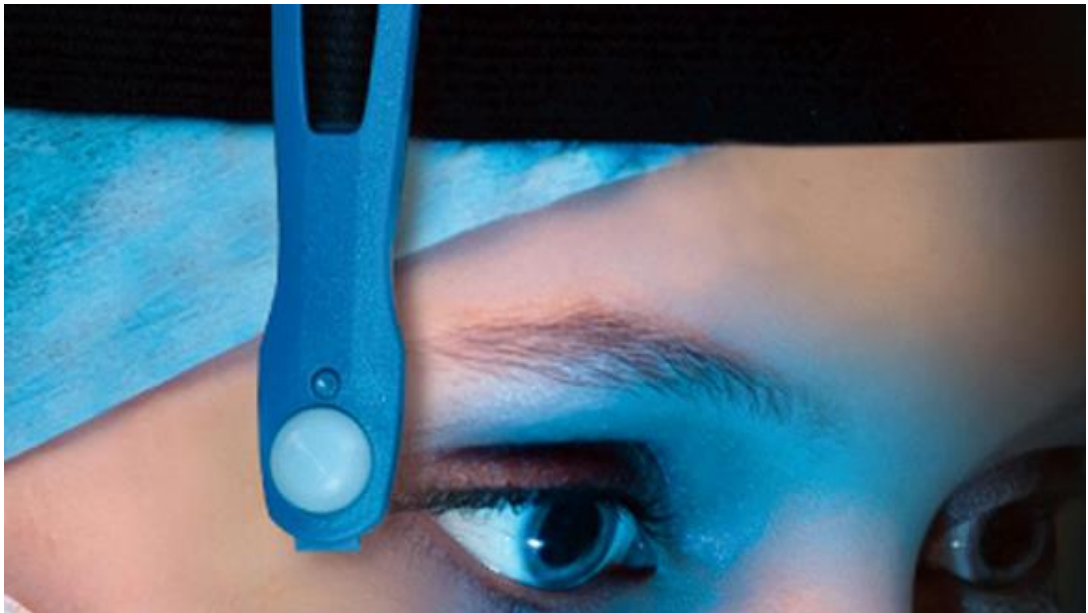
Termolüminesans olayı aşağıda belirtilen maddelerde özetleyebiliriz

- Malzeme yalıtkan yahut yarıiletken olmalıdır. Ancak metaller için lüminesans özellikler söz konusu değildir.
- Kristal yüzey iyonize radyasyona maruz kaldığında yeteri kadar enerji soğurabilmelidir.
- Termolüminesans malzeme okunduktan sonra ışınlanmadan tekrar okunursa ikinci bir kez ışık yayma olayı gözlenmez.
- TLD'lerin radyasyon enerjisini soğurma kabiliyetleri yüksek olduğundan, dozimetrik uygulamalarda kullanımını artırmaktadır.
- Termolüminesans olaylarda soğurulan radyasyona eşdeğer ışığa için kristaller ısı işleme tabi tutulmalıdır.
- Genelde yüksek sıcaklıklarda ($T > 400^{\circ}\text{C}$) katı malzemelerin ısıtılması esnasında kızıl ötesi ışık yaymaya başlarlar ancak bu olay katı cisim ısıması olarak bilinir ve termolüminesans olay ile karıştırılmamalıdır.

Termolüminesans dozimetreler çalışma alanlarına göre farklı formlarda ve yapılarda olabilirler. Bu özellikleri sayesinde başta radyasyon ile tanı ve tedavide kullanılırken uzay bilimleri, spektroskopik analizler, biyokimya, biyoloji, katıhal fiziği, arkeoloji, jeoloji, TL – photography, petrol ürün analizi gibi birçok alanda kullanılmaktadırlar. TLD dozimetrelerin yapı olarak en çok yaygın kullanımda olanları; Hp(10) – tüm vücut dozimetre, Hp(0.07) – el ve bilek dozimetre ve Hp(3) – lens dozimetresi gibi birçok çeşitte ve formda dozimetre kullanılmaktadır. Bu çalışmada Hp(3) – TLD lens dozimetreler kullanılarak koroner anjiyografide çalışan personelin lens dozları hesaplanacaktır(Meriç,2018.;Gülmen.2011).



Şekil-27: Hp(3) Lens Dozimetre(kaynak: www.radat.com.tr)



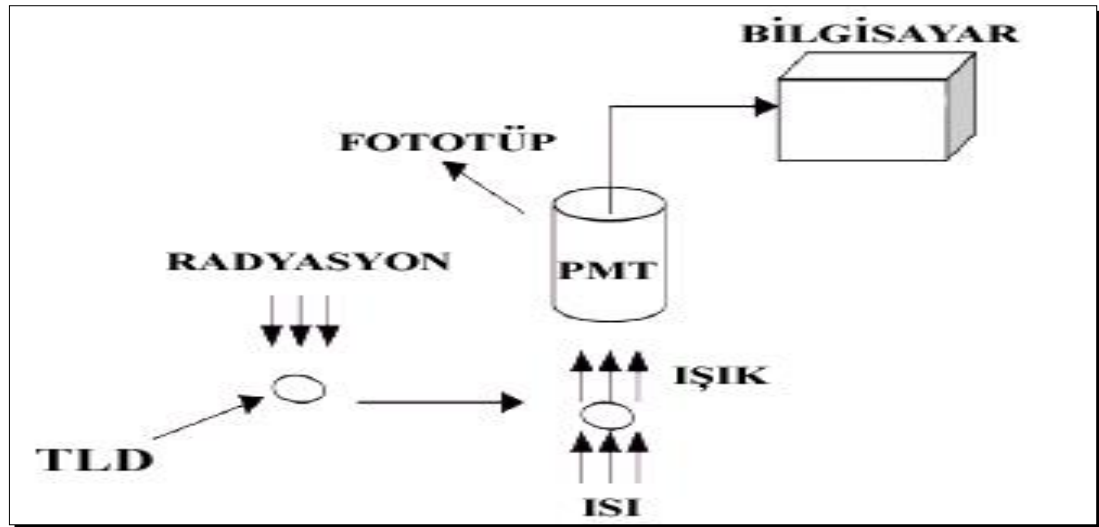
Şekil-28: Hp(3) Lens dozimetre kullanımı (kaynak: www.radat.com.tr)



Şekil-29: (A) Hp(0.07) Bilek dozimetre ve Hp(10) vücut dozimetre. (B) Yüzük dozimetre(kaynak: <http://www.epsilonlandauer.com.tr>)

4. Termolüminesans dozimetrelerin değerlendirilmesi

TLD veya OSL dozimetreler belirli periyotlarla (1 veya 2 aylık) değerlendirilmek üzere ilgili kurumlara (TAEK yahut akredite doz ölçüm laboratuvarlarına) gönderilirler. Burada TLD/OSL dozimetreler sırasıyla birtakım işlemlere tabi tutulurlar. Yapılan işlemlerde ısı kullanılarak dozimetreler uyarılırsa “termolüminesans(TLD)”, ışık kullanılarak dozimetreler uyarılırsa “optik uyarımlı lüminesans (OSL)” dozimetre olarak adlandırılırlar.



Şekil-30: TLD/OSL sistemi okuma diyagramı (Nur,2010)

5. Lüminesans Kristalin Tavlanması, RCF ve ECC Değerleri

Bu işlemde dozimetre üzerinde bulunan kristalin nötr hale (uyarılmamış) getirilmesi amaçlanmaktadır. Bu sayede daha önce tuzaklanmış elektronlar serbestlik düzeylerine tekrar geri döndürülürler. Kısaca bu işleme sıfırlama yahut tavlama işlemi denilebilir. Kullanılan her bir kristalin yapısı gereği sıfırlama sıcaklığı farklılık gösterebilmektedir. Bu değerler üreticiler tarafından belirlenmektedir. Sıfırlama (tavlama) işlemi esnasında dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise, uygun sıcaklığa getirilen kristalin normal oda sıcaklığına getirilmesi kontrollü bir şekilde yapılmalıdır. Sıcaklıktaki hızlı değişimler kristalin yapısında olumsuzluklara sebebiyet verebilmektedir. Bu durumun oluşmasını engellemek için ısıtıcıların programlı bir artış ve ardından yine programlı bir azalışla işlemi tamamlaması sağlanmaktadır.

Dozimetrede depolanan ve ardından ısıtılma işlemi ile yayılan ışık, elektriksel bir yük olarak algılanır. Bu yük sayesinde okuyucu devre üzerinde bir elektrik akımı oluşturulur. Bu elektrik akımına karşılık gelen radyasyon miktarının belirlenmesi için RCF (Reader Calibration Factor) değerinin bilinmesi gereklidir. RCF' nin bulunabilmesi için ise ECC (Element Correction Coefficient) düzeltme katsayılarının bulunması gereklidir. ECC; eşit miktarda iyonize radyasyona maruz kalan kristallerden yayınlanan ışık miktarlarında farklılıklar oluşabilmektedir ve bu farklılıkların ortadan kaldırılabilmesi ve her bir kristalin aynı değeri verebilmesi için oluşturulan düzeltme faktörüdür. Bu sayede TLD kristallerinden homojen bir veri alınabilmektedir. Bu değerler ışığında okunan dozimetreler birbirlerinden $\pm \%5$ ' lik sınır ile kayıt altına alınırlar. Gerek okuyucuya gerek dozimetreye ait tüm bilgiler önceden belirlendiği ve sisteme tanıtıldığı için okuma sonucu doğrudan dozimetrik birimler cinsinden elde edilir(Nur,2010).

III. MATERYAL VE YÖNTEM

Çalışma İstanbul Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul Haseki Eğitim Araştırma Hastanesi ve İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Kardiyoloji bölümlerinde çalışan uzman doktor ve yardımcı personel (hemşire yahut teknisyen) olmak üzere toplam 26 çalışan ile yapılmıştır. Çalışma için Siemens Artis Zee ve Philips Allura XPER FD10 cihazları kullanılarak yapılan anjiyo işlemlerinde, operatörlerin almış oldukları göz lensi dozları Hp(3) lens dozimetreler kullanılarak ölçülmüştür. Kullanıcıların her birine birer adet açıdan bağımsız Hp(3) lens dozimetre temin edilerek, her bir anjiyo işleminde kullanmaları sağlanmıştır. Bu işlemler esnasında ilgili operatör yahut yardımcı personel verilen dozimetreyi şekil-2.28 'de gösterildiği üzere göz merceğine en yakın olacak noktaya takmaları sağlanmıştır. Dozimetrelerin ışınlanma süreleri (periyodu) 1 ay olacak şekilde ölçüm alınmış ve her periyot için kullanıcı başına 1 adet TLD verilmiş olup, ilgili periyottaki doğal düzey (background) doz ölçümü için 1 adet kontrol TLD dozimetresi de ilgili alanda tutularak ölçümler almıştır.

Her bir anjiyo işlemi süresince aktif skopi işlem süresi kaydedildi. Her bir TLD kullanıcısının günlük yapmış olduğu tüm skopi işlemlerine ilişkin toplam aktif skopi süreleri hesaplandı. Bu süreler her bir TLD kullanıcısı için bir periyot (1 ay) boyunca takip edilerek kayıt altına alındı. Periyot sonunda her bir TLD kullanıcısı için toplam aktif skopi süresi belirlendi. Periyot sonunda TLD' ler kullanıcılardan alınarak, 1 adet kontrol TLD dozimetresi ile birlikte RADKOR Dozimetre Laboratuvarına gönderilerek okutuldu. Okuma sonuçları (mSv) ve aktif skopi kullanım süreleri (sn) ile elde edilen verilerden doz hızı değerleri $\mu\text{Sv}/\text{sn}$ cinsinden normalize edilerek birim zaman başına dozlar belirlendi. Bu verilerin ekstrapolasyonu ile elde edilen sonuçlar yardımıyla yıllık olarak aktif skopi ile güvenli çalışma süreleri öngörüldü.

A. Floreskopik Uygulamalarda Kullanılan Skopi Cihazlarının Teknik Özellikleri

Radyoskopi cihazının çalışması, röntgen cihazında olduğu gibidir. Sadece görüntünün alınması yöntemleri farklıdır. Bu yöntemde hasta X – ışını kaynağı ile floresan ekran arasındadır. Floresan ekran kullanılarak yapılan bu görüntülemenin bir diğer adı floreskopidir. Floreskopi, parıldama ile görme demektir. X – ışınları bir floresan ekran üzerine gönderildiğinde, parıldama meydana gelir.

Bu olaya, **floresans** denir. Floresans olayının üzerinde meydana geldiği ekrana da radyoskopi ekranı ya da floresan ekran denir.

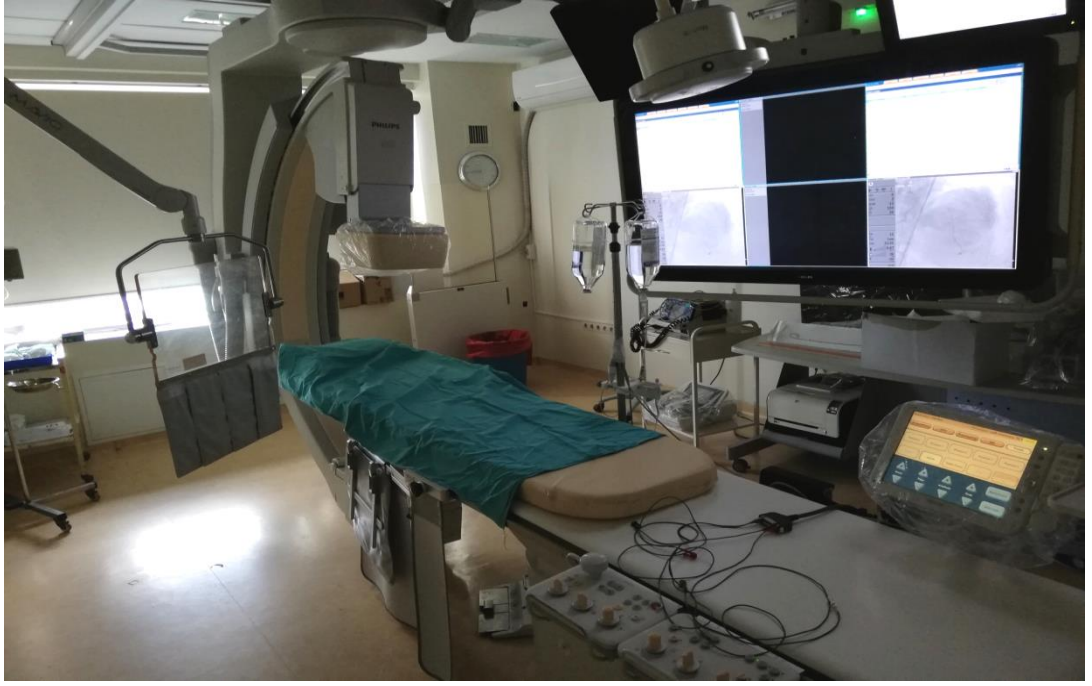
Radyoskopinin standart bir radyografiden farkı, alınan görüntülerin canlı (real – time) izlenebilen dinamik bir inceleme metodu olmasıdır. Bu sayede hastalara radyo opak (kontrast) maddeler verilerek bağırsakların, kalbin damar yapısının ve mide gibi organların hareketli görüntüleri elde edilebilmektedir. Radyogramda ise görüntüler tıpkı bir fotoğraftaki gibi sabittirler. Radyoskopi daha çok hareketli yapıların görüntülenmesinde kullanılırken bunun yanı sıra esas işlevlerinden biri de radyografisi yapılacak bölgeyi belirlemek için kılavuzluk etmektir. Anjiyografide kontrast madde verilerek tıkalı bir damarın hangi pozisyonda net görüldüğünü göstererek radyogramlarının alınması örnek olarak verilebilir. Yine bu işlem yapılırken damar içerisinde hareket eden kateterin (kontrast madde vermek için kullanılan ince bir boru) gidiş yolunun gösterilmesi gibi işlemlerde kullanılır. Bu örnekler vücudun birçok bölgesi için verebilir.



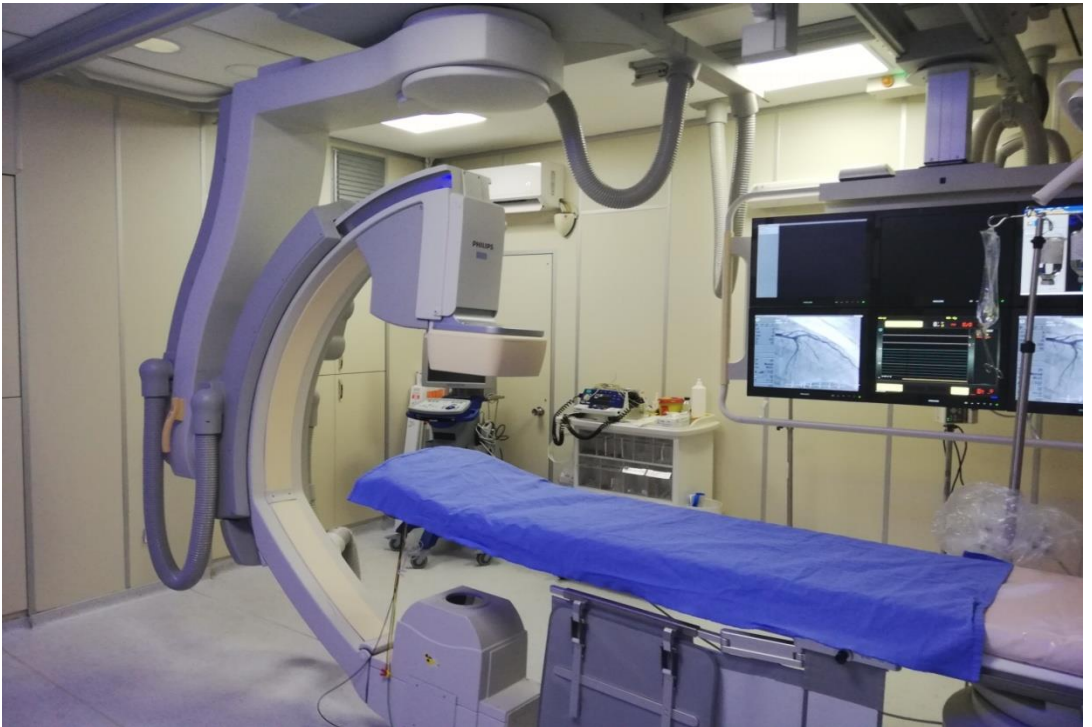
Şekil – 31: C – kollu anjiyografi cihazı (kaynak: İst. Eğt. Araş. Hst. Koroner Anjiyografi – Siemens Artis Zee)

Floroskopik uygulamalarda X – ışınları kullanılarak görüntülemeler elde edilmektedir. Cihazlar genel olarak C şeklinde bir yapıya sahiptirler. Bu yapıları sayesinde birbirlerine karşılıklı olarak yerleştirilmiş bir X – ışını tüpü ve bu tüpten gelen ışınları algılayabilecek bir detektörden oluşmaktadır.

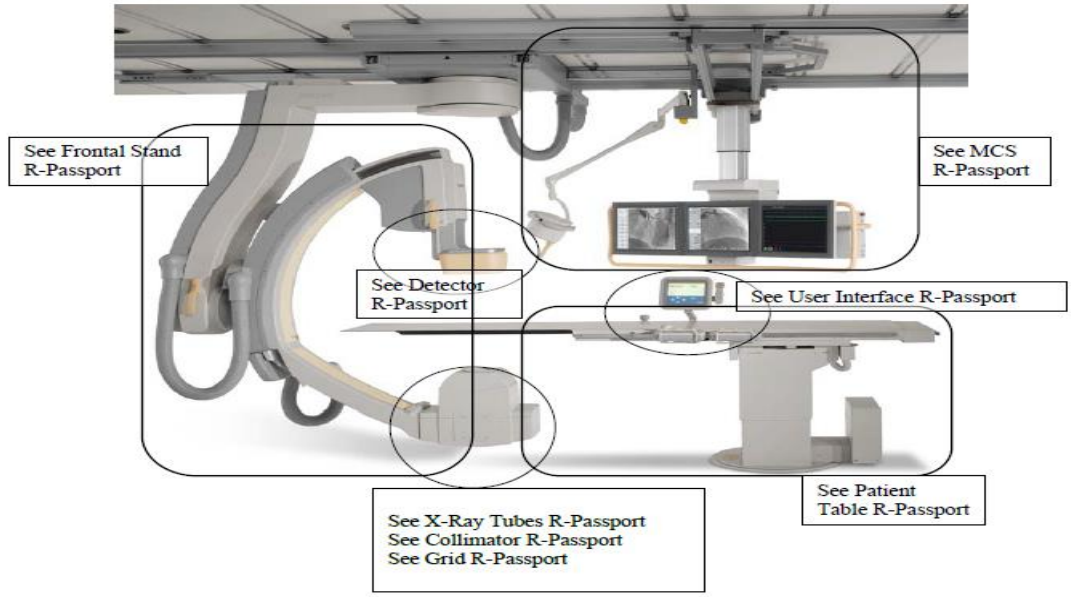
Floroskopi görüntülemelerini yapan kişiler işlem esnasında radyasyona maruz kalmaktadırlar. Bu maruziyetin önlenmesi yahut makul düzeylere çekilmesi için kurşun önlük, tiroit koruyucu, kurşun gözlük ve kurşun gonad koruyucular kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak işlem esnasında hasta ile operatör arasında bir koruyucu panel kullanılmaktadır. Bu sayede alınan radyasyon dozları minimize edilmeye çalışılmaktadır(MEGEP,2011).



Şekil – 32: C – kollu anjiyografi cihazı (Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Anjiyografi - Philips Allura XPER FD10)



Şekil – 33: C – kollu anjiyografi cihazı (kaynak: Haseki Kardiyoloji Enstitüsü Koroner Anjiyografi - Philips Allura XPER FD10)



For Cabinets :
See R-Cabinet R-Passport
See M-Cabinet R-Passport
See X-Ray Generator Passport for Velara CV Cabinet

Şekil-34: C – Kollu girişimsel X – ışını cihazı komponentleri (Philips Allura XPER FD10, kaynak: www.philips.com.tr)

IV. BULGULAR

Yapılan çalışmada operatörler ve yardımcı personel tarafında kullanılan her bir TLD dozimetre sonuçları aşağıdaki çizelgelerde gösterilmektedir(Çizelge-4.2). Bunun sonucu olarak hesaplamalara 26 adet dozimetre dâhil edilmiştir. Çizelgelerde görüleceği üzere iki temel veri alınarak (toplam maruz kalınan radyasyon dozu ve toplam maruziyet süreleri), bir periyotluk süre boyunca kullanıcıların maruz kaldığı toplam aktif skopi süreleri hesap edilmiştir. Hp(3) dozimetrelerin okuduğu değerler (mSv) ve toplam skopi süresi (saniye) birbirine bölünerek doz hızları **mSv/sn** cinsinden bulunmuştur.

Yasal sınırlar gereğince tüm vücut ve göz lensleri için maksimum yıllık izin verilen doz sınır değeri 150 mSv/yıl seviyesinden 2011 yılında ICRP tarafından 20 mSv/yıl seviyesine düşürülmüştür(ICRP,2011).

Ülkemizde ise 2012 yılında Sağlık Bakanlığı tarafından çıkarılan “Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik” ile bu durum yasallaştırılmıştır.

Tüm vücut doz değerleri hesaplanırken kullanılan Hp(10) dozimetrelerinin, açığa bağımlılıkları yönünden, göz lensleri için de kullanılması sağlıklı ölçüm sonuçları vermemektedir. Bu sebeple Hp(3) lens dozimetreler sayesinde daha hassas ve ilgilenilen alandan daha spesifik doz ölçümleri alınabilmektedir. Çizelge – 4.2’ de Hp(3) lens dozimetreler kullanılarak alınan doz sonuçları gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan cihazların model farklılıkları ve anjiyo işlemi sırasında operatörlerin kullandığı koruyucu ekipmanlar (kurşun gözlük, koruyucu paravan gibi) sayesinde doz değerlerinde azalmalar gözlenebilmektedir. İst. Cerrahpaşa ve Haseki Eğt. Araş. Hastanelerinde Philips Allura XPER FD10 modellen cihazlar kullanılırken, İst. Eğt. Araş. Hastanesinde ise Siemen Artis Zee model cihaz kullanılmaktadır. Bu cihazların

skopi işlemleri esnasında ürettikleri maksimum kV değeri ve maksimum mAs değerleri Çizelge – 6’ de verilmiştir.

Çizelge – 6: Çalışmadaki anjiyografi cihazlarının marka – model ve teknik verileri

Hastane Adı	Cihaz Marka ve Modeli	Maksimum kV Değeri	Maksimum mAs Değeri
C.T.F	Philips Allura XPER FD10	125	875
Haseki Eğt. Araş. Hst.	Philips Allura XPER FD10	125	875
İst. Eğt. Araş. Hst.	Siemens Artis Zee	125	800

Çizelge – 7: Hp(3) doz değerleri ve doz hızları

TLD No	Cihaz Modeli	Hp(3) mSv	Skopi Süresi (dk)	Skopi Süresi (sn)	Doz Hızı μSv/sn	Doz Hızı μSv/dk
1	Siemens	0,351	256	15360	0,0229	1,3711
2	Siemens	0,071	31	1860	0,0382	2,2903
3	Siemens	0,08	29,1	1746	0,0458	2,7491
4	Siemens	0,269	91,8	5508	0,0488	2,9303
5	Philips	0,604	292,7	17562	0,0344	2,0635
6	Philips	0,533	243,6	14616	0,0365	2,1880
7	Philips	0,087	39,9	2394	0,0363	2,1805
8	Philips	0,285	113,5	6810	0,0419	2,5110
9	Philips	0,127	412,8	24768	0,0051	0,3077
10	Siemens	0,374	257	15420	0,0243	1,4553
11	Siemens	0,08	34,6	2076	0,0385	2,3121
12	Siemens	0,098	35,2	2112	0,0464	2,7841
13	Siemens	0,204	69,3	4158	0,0491	2,9437
14	Philips	0,501	242,02	14521	0,0345	2,0701
15	Philips	0,623	284,05	17043	0,0366	2,1933
16	Philips	0,108	49,02	2941	0,0367	2,2032
17	Philips	0,421	167,55	10053	0,0419	2,5127
18	Philips	0,099	321,77	19306	0,0051	0,3077
19	Philips	0,5616	171,29	10277	0,0546	3,2787
20	Philips	0,4212	75,12	4507	0,0935	5,6070
21	Philips	0,5426	118,91	7074	0,0767	4,5631
22	Philips	0,3024	49,75	2985	0,1013	6,0784
23	Philips	0,1728	137,78	8266	0,0209	1,2542
24	Philips	0,5426	49,65	2979	0,1821	10,9285
25	Philips	0,2592	5,55	333	0,7784	46,7027
26	Philips	0,1836	6,11	366	0,5008	30,0491
Ortalama Doz Hızı					0,0935	5,6090

Çizelge – 8: İ.E.A.H. Siemens cihazı ile yapılan çalışma sonuçları.

TLD NO	Cihaz Modeli	Hp(3) mSv	Skopi Süresi(sn)	µSv/sn
1	Siemens (İ.E.A.H)	0,351	15360	0,0229
2		0,071	1860	0,0382
3		0,08	1746	0,0458
4		0,269	5508	0,0488
5		0,374	15420	0,0243
6		0,08	2076	0,0385
7		0,098	2112	0,0464
8		0,204	4158	0,0491
Ortalama				0,0392

Çizelge – 9: C.T.F. Philips cihazı ile yapılan çalışma sonuçları.

TLD NO	Cihaz Modeli	Hp(3) mSv	Skopi Süresi(sn)	µSv/sn
9	Philips (C.T.F)	0,604	17562	0,0344
10		0,533	14616	0,0365
11		0,087	2394	0,0363
12		0,285	6810	0,0419
13		0,127	24768	0,0051
14		0,501	14521,2	0,0345
15		0,623	17043	0,0366
16		0,108	2941,2	0,0367
17		0,421	10053	0,0419
18		0,099	19306,2	0,0051
Ortalama				0,0309

Çizelge – 10: H.K.E. Philips cihazı ile yapılan çalışma sonuçları.

TLD NO	Cihaz Modeli	Hp(3) mSv	Skopi süresi(sn)	µSv/sn
19	Philips (H.K.E.)	0,5616	10277,4	0,0546
20		0,4212	4507,2	0,0935
21		0,5426	7074,6	0,0767
22		0,3024	2985	0,1013
23		0,1728	8266,8	0,0209
24		0,5426	2979	0,1821
25		0,2592	333	0,7784
26		0,1836	366,6	0,5008
Ortalama				0,2260

V. SONUÇ VE YORUM

2011 yılında Yunanistan Atom Enerjisi Komisyonu tarafından yayınlanan “ Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry” isimli çalışmada gösterilmiştir ki, yapılan tek bir girişimsel işlem esnasında göz lensleri tarafından maruz kalınan maksimum doz 2,4 mSv ulaşabilmektedir. Bununla birlikte radyasyon maruziyeti en fazla olan operatör için öngörülen yıllık lens dozu ise 49.3 mSv’ e ulaşacağı belirtilmiştir(Koukorava,2011).

Bununla birlikte, 2008 yılında Norveç’te 14 kardiyoloğun katılımıyla TLD dozimetreler kullanılarak yapılan bir diğer çalışmada ise, yıllık olarak yaklaşık 900 işlem bazında bakıldığında, 1 ile 11 mSv arasında radyasyon dozuna maruziyet söz konusu iken, koruyucu donanım kullanılmadan yapılan işlemlerde ise bu aralık değerleri 9 ile 210 mSv aralığında olduğu görülmüştür(Lie,2008).

Radyasyon güvenliği gereğince, radyasyonla çalışan personelin lens dozu yıllık olarak müsaade edilen değerinin 20 mSv olduğu önceki bölümlerde belirtilmişti(ICRP,2011). İzin verilen bu değerden yola çıkarak ampirik bir yaklaşımla günlük çalışma saatlerinin de hesaba katılması ile saatlik müsaade edilen maksimum radyasyon dozu maruziyet değerini 10 µSv (günlük 8 saat çalışıldığı düşünülürse) olarak hesaplayabiliriz. Bu yaklaşımın radyasyon alanlarında çalışan personelin güvenli sınırları takip etmesinde anlamlı bir kolaylık sağlayacağı açıktır.

Hasta sayısı fazla olan koroner anjiyografi çalışmalarının yapıldığı kliniklerde, özellikle çalışmamızda yer alan üç klinikte de elde edilen değerlere bakıldığında saatlik müsaade edilen doz değerinin çok üzerine çıktığı görülmektedir. Ortalama değere (Çizelge – 4.2) bakılarak saatlik doz hesaplandığında,

$(0,0935 \mu\text{Sv/sn}) \times (3600) = 336,6 \mu\text{Sv/saat}$ olarak elde edilecektir.

Buradan görüleceği üzere elde edilen bu değer saatlik müsaade edilen maksimum güvenli doz hızının **33,66** katıdır. Ortalama değerden hesaplanan saatlik doz hızından yola çıkarak radyasyon alanında çalışmaya yönelik olarak bulunan değer ekstrapole edilirse, yıllık olarak müsaade edilen çalışma süresini şu şekilde öngörebiliriz:

- 1 saatlik hesaplanan ortalama dozu hızı **336,6 μ Sv/saat**
- 1 günlük (radyasyon alanında günlük 7 saat çalışıldığı kabul edilmiştir) ortalama doz hızı **2,356 mSv/gün** olacaktır.
- Yıllık müsaade edilen sınır değer ise **20 mSv** olduğundan bu şartlar altında bir günde 7 saat çalışıldığında izin verilen limitlere **8,48** günlük bir sürede yahut $7 \times 8,48 = 59,36$ saatlik bir çalışma süresinde ulaşılabilecektir.

Çizelge-4.2' den elde edilen sonuç göstermektedir ki, ortalama doz hızının $0,0935 \mu\text{Sv/sn}$ olan bir alanda yıllık toplamda maksimum 59,36 saatlik bir çalışmaya izin verilebilir. Bu sebeple, radyasyon dozu maruziyetinin azaltılması için çalışma alanındaki kişisel koruyucu önlemlerin artırılması gerektiği gayet açıktır. Skopi cihazının çalışması esnasında kurşun önlük, kurşun gözlük, tiroit ve gonad koruyucuya ilaveten hasta ile operatör arasında mutlaka koruyucu filtre kullanılmalıdır. Unutulmamalıdır ki, uzun süreli maruziyetler sonucunda lenslerde katarakt oluşma ihtimali ve bunun yanında beyin tümörlerinin oluşma ihtimali her işlem sonrasında daha da yükselecektir.

VI. KAYNAKLAR

KİTAPLAR

JAMES E Martin. , **Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma Fiziği-Sağlık Fiziği Uygulamalı**, Palme Yayıncılık, 2013, 2. Baskı.

EĞİLMEZ E. , **Tıpta Radyasyon ve radyasyondan Korunma**, Pelikan Yayınları, 2009.

GÜLSOY U.K. at al. **Tıbbi Görüntüleme Fiziği**, SDU Tıp Fakültesi Yayınları, Isparta. ISBN 975 6813-40-7

DEMİR, Mustafa., **“Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları”**, İstanbul, 4. Baskı, 2014.

SERWAY, Raymond A., **“Fen ve Mühendislik İçin Fizik 3 (Modern Fizik)”**, Ankara, Palme Yayıncılık, 5. Baskı, 2005.

POWSNER, Rachel A., Powsner, Edward R. **“ESSENTIAL Nuclear Medicine Physics”**, British, Blackwell Publishing, 2nd ed,(2006).

ROBERTS, Penelope A. ve Williams, Jerry. **“Farr’s, Physics for Medical Imaging”**, British, Saunders Elsevier Publish, 2nd ed., 2008.

IAEA, **“Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students”**, Vienna, 2010.

KHAN, Faiz M. **“The Pyhsics of Radiation Therapy”**, 4th ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

KNOLL, Glenn F. **“Radiation Detection and Measurement”**, 3rd ed., 2010.

MEGEP. **Röntgen Cihazları**, Ankara, Milli Eğitim Bakanlığı, 2011.

ICRP. **The 2007 Recommendations of The International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann ICRP 2007; 37:1-332.

ICRP. **Statement on Tissue Reactions 2011**, March 13, 2011.

MAKALELER

RADVANYI P., Villian. J, "The Discovery of Radioactivity", **Comptes Rendus Physique**, Voluma 18, Issues 9-10, November-December 2017, pages 544-550.

REED AMY B. , The History of Radiation in Medicine, **JOURNAL OF VASCULAR SURGERY**, Volume 53, Issue 1, Supplement, January 2011, Pages 35-55.

DONALD L. Miller, MD, Beth A. Schueler, PhD, Stephen Balter, PhD," New Recommendations for Occupational Radiation Protection", **The Medical Physics Consult**, 2012, 367-368.

RAO, SB. , Biological Bases for The Revision of Dose Limits to The Eye Lens. **J Med Phys.**, 2016;41(4):211-213, (doi:10.4103/0971-6203.195183).

JACOB S EP, Pantos I, Andreou M et al., Occupational Radiation Doses to The Extremities and The Eyes in Interventional Radiology and Cardiology Procedures. **Br. J. Radiol.** 84, 70-77 (2011).

PRINCIPI S., C. Delgado Soler, M. Ginjaume, M. Beltran Vilagrasa, J. J. Rovira Escutia, M. A. Duch, Eye Lens Dose in Interventional Cardiology, **Radiation Protection Dosimetry**, Volume 165, Issue 1-4, July 2015, Pages 289–293.

EFSTATHIOS P E., Occupational Eye Lens Dose in Interventional Radiology and Cardiology: new insights, Short Communication - **Imaging in Medicine** (2016) Volume 8, Issue 1.

CIRAJ-BJELAC, O., and M. M. Rehani. "Eye Dosimetry in Interventional Radiology and Cardiology: Current Challenges and Practical Considerations." **Radiation Protection Dosimetry** (2013): 1-9.

CHIA-YuHuang, Ching-HanHsu, Fang-YuhHsu, “Dose Estimation of Eye Lens for Interventional Procedures in Diagnosis” **Radiation Physics and Chemistry**, Volume 140, November 2017, Pages 247-251.

VANHAVERE F, Carinou E, Gualdrini G et al. **ORAMED**: Optimization of Radiation New Eye Lens Dose Limit: Status of Knowledge in Campania Hospitals, 2019 September.

JOANNA Domienik-Andrzejewska, Marcin Brodecki, Marek Zmysłony, Correlation of Eye Lens Doses And Personel Dose Equivalent Measured On The Arm of Interventional Cardiologist For a Retrospective Assesment of Doses To Operators Eye Lenses, **Radiation Protection Dosimetry**, Volume 189, Issue 3, May 2020, Pages 271–278.

MATSUBARA, K., Eye Lens Dosimetry and The Study on Radiation Cataract in Interventional Cardiologists, **Physica Medica**, 2017.

V.ANTIC, O., Ciraj-Bjelac, M.Rehani., S. Aleksandric., D. Arandjic., M. Ostojic., ‘Eye Lens dosimetry in Interventional Cardiology: Results of Staff Dose Measurements and Link to Patient Dose Levels’ **Radiation Protection Dosimetry**, Volume 154, Issue 3, May 2013, Pages 276–284.

KOUKORAVA, C. “Doses to Operators During Interventional Radiology Procedures: Focus on Eye Lens and Extremity Dosimetry”, **Greek Atomic Energy Commission**, Athens, 2011.

LIE, OO. “Assessment of Effective Dose and Dose to The Lens of The Eye for The Interventional Cardiologist”, **Norwegian Radiation Protection Authority**, 2008.

TEZLER

EMİKÖNEL, Serpil., “Barit Kaplanmış Bazı Kumaş Türlerinin Radyasyon Soğurma Özelliklerinin Araştırılması”, Isparta, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2015.

ŞAHİN, L.Y., “Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi”, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümü, 2013.

MERİÇ, Niyazi. “Lüminesans Materyaller Temel Prensipler, Uygulama Alanları, Işıldama Eğrisi Özellikleri” Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara,2018.

GÜLMEN, M. “ Medikal Alanda Kullanılan LiF:Mg,Ti (TLD-100)’nin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi”, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çukurova Üniversitesi, 2011.

NUR, N. “Ametistlerin Termolüminesans Yöntemiyle Dozimetrik Karakteristiğinin Analiz Edilmesi”, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çukurova Üniversitesi, 2010.

ELEKTRONİK KAYNAKLAR

TAEK, 2016, (<https://www.taek.gov.tr/tr/2016-06-09-00-43-55/135-gunumuzde-nukleer-enerji-rapor/834-bolum-06-radyasyondan%20korunma3>).

URL-1, <http://www.tmrtdr.org.tr/wp-content/uploads/2012/12/dozimetre-kullanım-talimatı>

DiĞER KAYNAKLAR

Sağlık Hizmetlerinde İyonlaştırıcı Radyasyon Kaynakları İle Çalışan Personelin Radyasyon Doz Limitleri Ve Çalışma Esasları Hakkında Yönetmelik, Resmî Gazete: 05.07.2012, Sayı: 28344 (Erişim tarihi: 3 Mayıs 2020).

EKLER

Ek-1: Etik Kurul Yazısı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU (2011-KAEK-50)

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	“Koronar Anjiyografi Uygulamalarında Operatörün Göz Lensinin Maruz Kaldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi”
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	S.B.Ü.İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Abdurrahman Nafiz Gürman Cad. Kocamustafapaşa - Fatih 34098 İST.
	TELEFON	0 (212) 459 60 00 Dahili:(6225)-(6841)-(6220)
	FAKS	0 (212) 459 62 30
	E-POSTA	icahetikkurul@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Ahmed Naci COŞKUN
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Fizikçisi
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
	DESTEKLEYİCİ	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİVEYA PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 <input type="checkbox"/> FAZ 2 <input type="checkbox"/> FAZ 3 <input type="checkbox"/> FAZ 4 <input type="checkbox"/> Gözlemsel ilaç çalışması <input type="checkbox"/> İlaç dışı klinik araştırma <input type="checkbox"/> Diğer ise belirtiniz: Prospektif Çalışma
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> ULUSAL <input type="checkbox"/> ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİY. MAT. TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Uzman Dr.Mehmet Emin PİŞKİNPASA
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

ASLI İDARECE GÖRÜLMÜŞTÜR

İstanbul Aydın Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Op. Dr. Aykut KURALLI
Tic. Sic. No: 21447

Ek-2: RADKOR Destek Yazısı



Sayı: 6000- 06- 0020/0082

Tarih: 16.06.2018

Konu: KORONER ANJİOGRAFİ GÖZ DOZU ÖLÇÜMLERİ

İLGİLİ MAKAMA

"Koroner Anjiografi Uygulamalarında Operatörün Göz Lensinin Maruz Kaldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi" başlıklı araştırma çalışmasında kullanılan kişisel OSL dozimetreler Radkor tarafından araştırma desteği olarak ücretsiz verilmiş ve OSL kişisel dozimetre ölçümleri TÜRKAK'tan ISO 17025 standardına göre akredite olan Radkor Eğt. Öğrt.Sağlık Ürn.Enr.Efk.Efkr.Bilişim.Tek.Ltd.Şti Dozimetre Laboratuvarında yapılmıştır.

Saygılarımla,

RADKOR EĞİTİM DOZİMETİM SAĞLIK ÜRN.
ENERJİK.ELEKTRO ve BİLİŞ.TEKNO.LTD.ŞTİ.
Bahçelievler Mahallesi 322. Sokak No: 1
Gölbaşı - ANKARA Ticaret Sicil No: 208085
Tel: 0312 212 26 00 Fax: 0312 212 87 84
Gölbaşı M.D. 064400810000 www.radkor.com

Dr.Şamıl Osman Gürdal

Müdür

Gazi Üniversitesi Gölbaşı Yerleşkesi Teknoplaza Binası A Blok AZ-07 Gölbaşı / ANKARA
TEL: 0 312 212 26 22 – 0 312 212 26 00 FAX: 0 312 212 87 84
WEB: www.radkor.com – e-mail: radkor.dozimetre@gmail.com

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Ahmed Naci COŞKUN
Doğum Tarihi : 1988
E-posta : ahmednaci@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

2015 – 2016 İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

İş Sağlığı ve Güvenliği Y.L.

2013 – 2014 İSTANBUL TİCARET ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

Endüstriyel Fizik Y.L.

2006 – 2012 KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

Fen Edebiyat Fakültesi

Fizik Bölümü

MESLEKİ DENEYİM:

2014 – 2020 İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği

Sağlık Fizikçisi

2020 – ... İstanbul Başakşehir Çam ve Sakura Şehir Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği

Sağlık Fizikçisi