

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PEDİATRİK GİRİŞİMSEL KARDİYOLOJİ
UYGULAMALARINDA PERSONELİN RADYASYON DOZU**

KEVSER HIŞIROĞLU AYAR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI
FİZİK PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. EROL KAM**

İSTANBUL, 2019

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PEDİATRİK GİRİŞİMSEL KARDİYOLOJİ
UYGULAMALARINDA PERSONEL DOZU

Kevser HIŞIROĞLU AYAR tarafından hazırlanan tez çalışması 02.08.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Erol KAM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Erol KAM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Kutsal BOZKURT
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. İskender A. REYHANCAN
İstanbul Teknik Üniversitesi

ÖNSÖZ

Tez çalışmamın gerçekleşmesindeki her türlü katkısı ve yardımı dolayısıyla saygıdeğer hocam Prof. Dr. Erol KAM'a minnet ve teşekkürlerimi sunarım. TAEK bünyesindeki imkanları kullanmamızı sağlayan ve araştırmamıza yön veren Doç. Dr. Doğan YAŞAR'a, hastanede bu çalışmayı gerçekleştirmemizi sağlayan Prof. Dr. Alper GÜZELTAŞ'a ve anjiyo personeline teşekkür ederim.

Yaşamımın her safhasını eğitim ve ilimle yoğuran sevgili annem ve babama hayatıma kattıkları mana için kalbi teşekkür ederim. Her zaman yanımda olan sevgili eşime çalışmalarım boyunca gerek teknik gerekse manevi destekleri için teşekkür ederim. Tezimi yazdığım süre içinde geçirdiği kalp rahatsızlığı sebebiyle ahirete intikal eden, bilime olan ilgimin ilk taşlarını koyan sevgili Hafız Yaşar Dedeme Allah'tan rahmet dilerim.

Ağustos, 2019

Kevser HIŞIROĞLU AYAR

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	v
SİMGE LİSTESİ	viii
KISALTMA LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ	x
ÇİZELGE LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xiv
BÖLÜM 1	
GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti.....	1
1.2 Tezin Amacı.....	7
1.3 Hipotez.....	7
BÖLÜM 2	
RADYASYON	9
2.1 Radyasyonun Sınıflandırılması.....	9
2.1.1 Alfa Parçacıkları.....	10
2.1.2 Beta Parçacıkları.....	11
2.1.3 Gama ve X-ışını.....	12
2.2 Radyasyon Kaynakları.....	12
2.2.1 Doğal Radyasyon Kaynakları.....	13
2.2.2 Yapay Radyasyon Kaynakları.....	14
2.3 Radyasyondan Korunma.....	15
2.3.1 Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	16
2.3.2 Etkin Doz.....	16
2.3.3 Eşdeğer Doz.....	16
2.4 Radyasyon Birimleri	17

BÖLÜM 3

X-IŞINLARI VE GİRİŞİMSSEL KARDİYOLOJİ UYGULAMALARI	20
3.1 X-Işınlarının Özellikleri.....	20
3.1.1 Doğal X-Işınları.....	20
3.1.2 Yapay X-Işınları.....	20
3.1.2.1 Karakteristik Radyasyon veya Ayırık X-Işını Spektrumu.....	21
3.1.2.2 Bremsstrahlung ışıması - Sürekli X-Işınlar.....	21
3.1.2.3 X-Işını Tüpü	22
3.2 X-Işınlarının Maddeyle etkileşimi.....	23
3.2.1 Fotoelektrik Olay.....	23
3.2.2 Compton Saçılması.....	24
3.2.3 Çift Oluşumu.....	25
3.3 X-Işınlarının Tıp Alanındaki Kullanımı.....	25
3.3.1 X-Işınlarının Girişimsel Kardiyoljide Kullanımı.....	26
3.3.1.1. Anjiyografi Sistemi.....	26
3.3.1.2 X-Işını Jeneratörü ve Tüp.....	27
3.3.1.3 Anjiyografi Sistemlerinde Görüntülerin Eldesi.....	27

BÖLÜM 4

TERMOLUMİNESANS	29
4.1 Tarihsel Süreç.....	29
4.2 Luminesans.....	30
4.3 Termoluminesans Teorisi.....	31
4.4 Termoluminesans Dozimetri.....	34
4.4.1 TLD Okuyucu Sistemi.....	35

BÖLÜM 5

MATERYAL METOD	37
5.1 Araştırmanın Yapıldığı Hastanenin ve Kateterizasyon Lab. Özellikleri.....	37
5.2 Araştırmada Kullanılan Anjiyografi Cihazı.....	37
5.3 Tıbbi Personelin Koruyucu Önlemleri.....	38
5.4 TLD Ölçüm Sistemi.....	40
5.5 Sağlık Çalışanlarının Katıldığı İşlemler.....	42
5.6 TLD Okuma Verileri.....	43
5.7 Personelin Ortalama ve Toplam Doz Değerleri.....	48
5.8 Anjiyo Uygulamalarındaki Parametre Örnekleri.....	50

BÖLÜM 6

SONUÇ VE ÖNERİLER	52
6.1 TLD Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	52
6.2 Personelin Uygulama Başına Aldığı Doz Değerleri.....	53
6.3 Literatür Karşılaştırması.....	54
6.4 Sonuç.....	55
KAYNAKLAR	56
ÖZGEÇMİŞ	60

SİMGE LİSTESİ

α	Alfa
β	Beta
Bq	Becquerel
Ci	Curie
Cs	Sezyum
e^-	Elektron
Gy	Gray
Sv	Sievert
Kr	Kripton
U	Uranyum
Li	Lityum
LiF	Lityum Florür
n^0	Nötron
p^+	Proton
W_R	Radyasyon Ağırlık Faktörü
γ	Gama

KISALTMA LİSTESİ

CA	Coronary angiography
PTCA	Percutaneous transluminal coronary angioplasty
TLD	Termoluminesans Dozimetri
IAEA	International Atomic Energy Agency
SSDL	Secondary Standard Dosimetry Laboratory
TAEK	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
ASD	Atriyal Septal Defekt
PDA	Patent Duktus Arteriozus
VSD	Ventriküler Septal Defekt

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1 Radyasyonun sınıflandırılması.....	10
Şekil 1.2 Elektromanyetik Spektrum.....	10
Şekil 1.3 Radyasyon türlerinin geçişgenliği.....	12
Şekil 1.4 Radyasyon kaynakları.....	13
Şekil 3.1 Bremsstrahlung ışıması.....	22
Şekil 3.2 X-Işını Tüpü.....	23
Şekil 3.3 Fotoelektrik Olay.....	24
Şekil 3.4 Compton olayı.....	24
Şekil 3.5 Çift oluşumu.....	25
Şekil 3.6 Anjiyografi sistemi şematik gösterimi.....	27
Şekil 4.1 a) Floresans Olayı b) Fosforesans olayı karşılaştırılması.....	31
Şekil 4.2 İyonlaşma, depolama ve tahliyenin TL işleminin enerji düzeyinde temsili..	33
Şekil 4.3 TLD Okuyucunun düşük sıcaklıklarda LiF:Mg,Ti ölçümlerinin termogramı	35
Şekil 4.4 Harshaw 4500 Model TLD Okuyucu.....	36
Şekil 5.1 Philips Allura Xper FD10/10 çift kanatlı X-ışını sistemleri.....	38
Şekil 5.2 Kullanılan koruyucu zırhın etiket bilgileri.....	38
Şekil 5.3 Koruyucu önlüğün personel üzerindeki görüntüsü.....	39
Şekil 5.4 Kontrol odasından katater laboratuvarı görüntüsü-1.....	39
Şekil 5.4 Kontrol odasından katater laboratuvarı görüntüsü-2.....	40
Şekil 5.5 Personelin çalışma pozisyonlarının şematik gösterimi.....	40
Şekil 5.6 TAEK Çekmece SSDL TLD Laboratuvarı.....	41
Şekil 5.7 Kardiyolog-1'in katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı.....	43
Şekil 5.8 Kardiyolog-2'nin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı.....	44
Şekil 5.9 Kardiyolog-3'ün katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı.....	45
Şekil 5.10 Hemşirenin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı.....	46
Şekil 5.11 Anestezi hemşiresinin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı...	47

Şekil 5.12	Teknisyenin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı.....	48
Şekil 6.1	Uygulama başına doz değerlerinin yüzdelik dağılımı.....	53

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Radyasyon çalışanları ve toplum üyesi kişiler için doz sınırları	15
Çizelge 2.2 Radyasyon Çalışanları için çeşitli vücut bölgelerine ait yıllık doz limiti...	15
Çizelge 2.3 Farklı organların ağırlık faktörleri.....	17
Çizelge 2.4 Radyasyon Birimlerinin Dönüşüm Değerleri.....	19
Çizelge 4.1 Lüminesans olayları ve uyarılma şekilleri.....	30
Çizelge 5.1 Personelin katıldığı uygulama sayısı.....	42
Çizelge 5.2 Kardiyolog-1 TLD ölçüm sonuçları	43
Çizelge 5.3 Kardiyolog-2 TLD ölçüm sonuçları.....	44
Çizelge 5.4 Kardiyolog-3 için TLD ölçüm sonuçları.....	44
Çizelge 5.5 Hemşire için TLD ölçüm sonuçları.....	45
Çizelge 5.6 Anestezi hemşiresi için TLD ölçüm sonuçları.....	46
Çizelge 5.7 Teknisyen için TLD ölçüm sonuçları.....	47
Çizelge 5.8 Personelin ortalama ve toplam doz değerleri.....	48
Çizelge 5.8 Uygulama-1 parametreleri.....	50
Çizelge 5.9 Uygulama-2 parametreleri.....	50
Çizelge 5.10 Uygulama-3 parametreleri.....	51
Çizelge 5.11 Uygulama-4 parametreleri.....	51
Çizelge 6.1 Personelin toplam doz ve uygulama başına doz değerleri.....	53
Çizelge 6.2 Araştırma sonuçlarının literatür değerleriyle karşılaştırılması.....	54

PEDİATRİK GİRİŞİMSEL KARDİYOLOJİ UYGULAMALARINDA PERSONEL DOZU

Kevser HIŞIROĞLU AYAR

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erol KAM

Tıbbi alandaki personel için radyasyon dozu açısından en yüksek riskli alan girişimsel uygulamalardır. X-ışını ile gerçek zamanlı görüntülerin alınması ve hasta üzerinde gerçekleştirilen işlemler boyunca personelin radyasyon kaynağına yakın konumda çalışması sebebiyle tıbbi ekip bu ortamda yüksek doza maruz kalmaktadır. Teşhis ve tedavide daha iyi sonuçlar elde etmeyi sağlayan girişimsel kardiyoloji uygulamalarında radyasyonun zararlı etkilerinden korunmak için personelin koruyucu kıyafetler ve tabakalar arkasında çalışması gerekmektedir.

Bu çalışmada İstanbul'daki en yoğun kalp-damar hastanelerinden biri olan Mehmet Akif Ersoy Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi anjiyo (katater) laboratuvarındaki personelin kişisel dozları TLD doz ölçüm tekniği ile belirlenmiştir. TLD kartlarında üç tane Mg ve Ti katkılı Lityum florür (LiF:Mg,Ti) kristali kullanılmıştır. X-ışını tüpünün çalışmalarda öngörülen potansiyel ve akım değerleri dikkate alınarak TLD kalibrasyonları yapılmıştır. TAEK Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi İkincil Standart Dozimetri Laboratuvarı'nda (SSDL) Harshaw 4500 model okuyucusu ile TLD kartları okunmuş, TLD'lerin kalibrasyonu ve ışınlama sonrası değerlendirmeleri gerçekleştirilmiştir.

TLD'ler ile tek bir uygulamada her personel için alınan radyasyon dozu ve sıralı uygulamalarda toplam doz değerleri ölçülmüştür. Yıllık iş yükü dikkate alındığında, yüksek iş yükü olan personelin yılda 8025,75 μSv doza maruz kalabileceği hesaplanmaktadır. Ayrıca, toplam doz değerlerinden işlem başına dozların 6,5 ila 11,07 μSv aralığında olduğu bulunmuştur. Bu sonuçların uluslararası radyasyondan korunma

otoriteleri tarafından belirlenen sınırların altında olduğu ve literatürle uyum sağladığı görölmektedir.

Anahtar Kelimeler: Radyasyon dozu; girişimsel kardiyoledi; TLD; Pediatrik Anjiyografi

ABSTRACT

RADIATION DOSES OF PERSONNEL IN PEDIATRIC INTERVENTIONAL CARDIOLOGY APPLICATIONS

Kevser HIŞIROĞLU AYAR

Department of Physics

MSc. Thesis

Adviser: Prof. Dr. Erol KAM

Interventional applications are the highest risk area for radiation dose for medical personnel. The medical team is exposed to high doses in this environment due to the real-time imaging of the X-ray and the personnel working close to the radiation source during the procedures performed on the patient. In interventional cardiology applications, which provide better results in diagnosis and treatment, personnel should work behind protective clothing and layers to protect against harmful effects of radiation.

In this study, personal doses of the staff in the angiography (catheter) laboratory of one of the most intensive cardiovascular hospitals in Istanbul, Mehmet Akif Ersoy Chest Cardiovascular Surgery Training and Research Hospital were determined by TLD dose measurement technique. Three Mg and Ti doped Lithium fluoride (LiF: Mg, Ti) crystals were used on TLD cards. TLD calibrations were made by considering the potential and current values of the X-ray tube. TAEK Çekmece Nuclear Research and Training Center Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) was used to read TLD cards with Harshaw 4500 model reader, and calibration and post-irradiation evaluations of TLDs were performed.

Radiation dose received for each personnel in a single application and total dose values in sequential applications were measured with TLDs. When the annual workload is taken into consideration, it is calculated that the personnel with high workload may be exposed to 8025.75 μSv dose per year. Furthermore, from the total dose values, the doses per treatment were found to be in the range of 6.5 to 11.07 μSv . It is seen that these results are below the limits determined by the international radiation protection authorities and comply with the literature.

Keywords: Radiation dose; interventional cardiology; TLD; pediatric angiography

1.1 Literatür Özeti

Vano ve arkadaşları tarafından 1998 yılında yayınlanan “Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology” adlı çalışma 10 uzman tarafından gerçekleştirilen 83 prosedür üzerinden yapılmıştır. İzlenen kardiyologlara her işlem sırasında gözlerin, alın, boyun, eller, sol omuz, sol ön kol ve sol kolun yanına dokuz adet termoluminesans çip yerleştirilmiştir. Ek olarak, kabaca mesleki radyasyon riski seviyesini tahmin etmek amacıyla, X-ray sisteminin C-koluna çevresel dozimetri için doğrudan okuma elektronik cihazları yerleştirilmiştir. Elektronik dozimetreden türetilmiş tipik omuz dozları, prosedür başına 300 ila 500 μSv arasında olduğu bulunmuştur. Her bir prosedür için 8,4–12 mSv olarak elde edilmiştir [1].

Tsapaki ve arkadaşlarının 2004 yılında yayınlanan “Radiation Dose Measurements to the Interventional cardiologist using an Electronic Personal Dosimeter” isimli makalesinde 10 koroner anjiyografi (CA) ve 18 perkütan transluminal koroner anjiyoplasti (PTCA) olmak üzere toplam 28 uygulamada kardiyologların maruz kaldıkları doz elektronik kişisel dozimetre ile ölçülmüştür. Kardiyologların işlem başına efektif doz E değerleri CA'da 0.2 μSv ve PTCA'da 0.3 μSv olarak bulunmuştur [2].

Delichas ve arkadaşlarının 2003 yılında yayınlanan “Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures” başlıklı çalışmasında iki ayrı hastanede, toplamda 144 CA ve PTCA işlemleri boyunca 9 kardiyoloğun troid koruyucu kurşun yaka altına ve üstüne yerleştirilen TLDler ile radyasyon doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Efektif doz E değerleri her prosedürde ölçülen toplam DAP değerleriyle normalize edilerek E/DAP endeksi üretilmiştir. Ortalama etkili doz

değerlerinin 1.2 - 2.7 μSv aralığında, ortalama E / DAP değerleri 0.010 - 0.035 $\mu\text{Sv} / \text{Gycm}^2$ aralığında olduğu bulunmuştur. Laboratuvarların yıllık iş yükü göz önüne alındığında, iki hastanede maksimum yıllık dozun 1,9 ve 2,8 mSv olduğu tahmin edilmiştir [3].

Stisova'nın 2004 yılında yayınlanan "Effective Dose to Patient During Cardiac Interventional Procedures (Prague Workplaces)" makalesinde CA ve PTCA koroner anjiyografi işlemleri sırasında hastanın efektif dozu değerlendirilmiştir. Ölçümler Prag'ta üç hastanedeki toplam 185 hastaya doz alan ürünü (DAP) sayacı kullanılarak yapılmıştır. Hastaların her işlem başına düşen ortalama efektif dozu CA için 2.7- 8.8 mSv aralığında ve CA-PTCA birlikte değerlendirildiğinde 5.7 - 15.3 mSv aralığında olduğu belirlenmiştir [4].

Tsapaki ve arkadaşları tarafından 2004 yılında yayınlanan "Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach" isimli makalede 20 CA ve 20 PTCA işlemi boyunca personelin uç doz maruziyetini belirlemek amacıyla sol omuz ve sol ayağa iki TLD yerleştirilmiştir. X ışını cihazı, kullanılan radyasyondan korunma önlemleri ve hastaya verilen doz (DAP cinsinden), daha sonra operatörün dozu ile ilişkilendirmek üzere kaydedilmiştir. Hasta DAP'ının personel omuz dozu ile korelasyonu orta düzeyde iken personel ayak dozu ile korelasyonunun hem CA'da hem de PTCA'da zayıf olduğu bulunmuştur. Kardiyologların yıllık etkin dozu hesaplanmış ve mesleki doz sınır değeri 0.6 mSv olarak tanımlanmıştır [5].

Efstathopoulos ve arkadaşlarının 2003 yılında yayınlanan "Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention" başlıklı çalışmalarında işlem sırasında odada bulunan tıbbi personelin giriş dozlarını ve hastaların efektif doz ölçümlerini yaparak ölümcül kanser riskini tahmin etmeyi hedeflemişlerdir. Ölçümler, yarısı özel koroner anjiyoplasti (PTCA) olmak üzere ardışık 40 koroner anjiyografi (CA) prosedürü sırasında gerçekleştirilmiştir. Hastalarda hava kerma ölçeri (KAP) ve oda içi personel için termoluminesans dozimetri kullanılmıştır. CA için prosedür başına ortalama KAP değeri $29 \pm 9 \text{ Gy cm}^2$ 'dir. KAP'ın %34'ü floroskopi, geri kalanı (%66) ise dijital görüntüye bağlı olduğu bulunmuştur. Buna göre, PTCA prosedürü başına ortalama KAP değeri $75 \pm 30 \text{ Gy cm}^2$ ve floroskopinin katkısı % 57'dir. Yıllık efektif

dozajın birincil operatör için 0.04-0.05 mSv/yıl, diğer yardımcı personel için 0.03-0.04 mSv/yıl olduğu tahmin edilmiştir [6].

Oonsiri ve arkadaşlarının 2007’de yayınladığı “Radiation dose to medical staff in interventional radiology” çalışmasında girişimsel radyolojide tıbbi personelin vucutlarındaki farklı bölgelerdeki doz maruziyetinin TLD ile belirlenmesi ve bu değerlerin DAP ölçer kullanılarak bulunan hasta dozlarıyla ilişkilendirilmesi amaçlanmıştır. Üç ayrı X-ışını cihazı ile toplam 42 hasta üzerinde yapılan araştırmada radyoloğun deri üzerine sekiz farklı noktaya TLD yerleştirilmiştir. Ayrıca hasta radyasyon dozunu tahmin etmek için X-ışını cihazının önünde yerleştirilen DAP ölçerden direk okumalar kayıt edilmiştir. Birincil radyoloğun yüzey dozu, sol ön kolunda 407 µGy’lik maksimum değeri göstermiştir. Girişimsel radyoloğun maksimum yüzey dozu ile hasta dozu arasındaki oranlar, Transarteriyel kemoembolizasyon (TOCE) için 12.88 µGy ve 22.58 µGy; Perkütan transhepatik bilier drenaj (PTBD) için 148.29 µGy; Endoskopik Retrograd Kolanjiopankreatografi (ERCP) için 100.46 µGy olarak bulunmuştur [7].

Vano ve arkadaşlarının 2005 yılında “Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up” başlıklı çalışmalarını gerçekleştirdikleri yıllık 5000 kardiyolojik işlemin yapıldığı hastanede, dokuz kardiyoloğun ve sekiz girişimsel kardiyoloji elemanının kişisel doz değerleri, kurşun önlüklerin altında ve üstünde kullanılan kişisel dozimetreler ile kaydedilmiştir. Başlangıçta, düzenleyici doz sınırlarını aşma riski bulunan bazı bireysel doz değerleri kurşun önlük üzerinden 100-300 mSv/ay aralığında ölçülmüştür. Önlük altında 5-11 mSv/ay aralığında birkaç doz kaydedilmiştir (ortalama=10,2 mSv/yıl). Çalışmanın son 5 yılında, radyasyondan korunma eylemleri ve hasta-doz optimizasyon programı uygulandıktan sonra, önlük altındaki ortalama doz 1,2 mSv/yıl değerine düşmüştür [8].

Padovani ve arkadaşlarının “Staff Dosimetry in Interventional Cardiology” başlıklı çalışması, girişimsel kardiyolojide optimum korunma sağlamayı hedeflemiş bir kuruluş olan DIAMOND kapsamındaki İspanya, Yunanistan ve İtalya’da bulunan dört hastanenin veri analizlerini ve literatür karşılaştırmalarını içermektedir. Araştırmanın yapıldığı 1999 yılında kardiyologların işlem başına aldığı efektif doz değerleri İspanya için CA’da 2,2 µSv, PTCA’da 4,4 µSv; İtalya için CA’da 0,5 µSv PTCA’da 1 µSv; Yunanistan için CA’da 1 µSv, PTCA’da 2 µSv iken; hemşire ve teknisyenin işlem

başına aldığı efektif doz değerleri ise İspanya için CA'da 0,6 μSv , PTCA'da 1,1 μSv ; İtalya için CA'da 0,3 μSv PTCA'da 0,6 μSv ; Yunanistan için CA'da 0,6 μSv , PTCA'da 0,1 μSv olarak bulunmuştur [9].

Vano ve arkadaşlarının 2009 yılında yayınlanan “Staff Radiation Doses in Interventional Cardiology: Correlation With Patient Exposure” adlı çalışmasında pediatrik hastaları simüle etmek için çift kanatlı bir X-ray sistemi ve 4 ila 20 cm polimetilmetakrilat plakalar kullanılmıştır. Tipik çalışma modları için hasta giriş dozu oranları, doz alanı ürünü ve kardiyologların gözlerine etkiyen doz değerleri ölçülmüştür. Hasta ve personel dozları arasındaki korelasyonlar elde edilmiştir. Pediatrik hastalarda girişimsel kardiyoloji prosedürleri için tipik doz alanı ürün değerleri, yaşa ve boyuta bağlı olarak 3 ila 30 Gycm^2 arasında değişmektedir. Bu, kardiyologların lensindeki saçılma dozu değerlerinin işlem başına 21 ila 210 μSv olduğu anlamına gelmektedir. Hastaya 1 Gycm^2 değerine uygulanan doz, kardiyologun gözlerine ekstra koruma olmadan 7 μSv 'lik bir doz maruziyetine sebep olmuştur [10].

Cruces ve arkadaşlarının 1998'de yayınlanan “Estimation of effective dose in some digital angiographic and interventional procedures” adlı makalesinde bazı dijital anjiyografik ve girişimsel prosedürler için doz verisi sağlanmıştır. Beş farklı işlem tipi üzerinden 143 hastanın ölçülen DAP ve efektif doz değerleri, alt ekstremitelerin arteriyografisi için 30 Gycm^2 ve 6.2 mSv ve biliyer drenaj için 150 Gycm^2 ve 38.2 mSv olarak bulunmuştur [11].

Whitby ve Martin tarafından 2005 yılında yayınlanan “A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists” isimli çalışmada girişimsel radyologların ve kardiyoloji uzmanlarının ellerine etki eden doz büyüklükleri ve dağılımı incelenmiştir. 183 ayrı işlem için 18 TLD seti kullanılmış, bunlar elin altında ve üstündeki çeşitli bölgelere yerleştirilmiştir. İşlemlerin çoğunda yüzük parmakları ve küçük parmaklar en yüksek dozu almıştır. Perkütan prosedürler sırasında ise orta ve yüzük parmakların uçları %20 ile 30 daha yüksek dozlar alabilmektedir [12].

Sanchez ve arkadaşlarının 2010 yılında yayınlanan “Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room” makalesinde personel radyasyon dozlarını gerçek zamanlı olarak gösteren Doz Farkındalık Sistemi'nin (DAS) değerlendirilmesi yapılmıştır. Sistemde yüksek kapasiteli bellek deposuna sahip elektronik katı hal dedektörleri kullanılmaktadır. Her saniye, ölçülen dozu arşivler ve teşhis

monitörlerinin yakınına monte edilmiş bir baz istasyonu ekranına kablosuz olarak bağlanır. Değerlerin bir veri sayfasına kolayca aktarılması, işlem sırasında ölçülen saçılma dozu profilinin daha fazla analiz edilmesini sağlar, hasta dozlarıyla karşılaştırır ve operatörün radyasyona maruz kalmasını azaltmak için en etkili eylemleri bulmaya çalışır. DSA alımları sırasında anjiyografi odasına girdiklerinde, operatör pozisyonunda kaydedilen doz oranları floroskopi sırasında 1-5 mSv/s ve DSA alımları sırasında 12-235 mSv/s'ye ulaşmıştır. Bu durumda, kümülatif saçılma dozu prosedür başına 3 mSv'den fazla olabileceği öngörülmektedir [13].

Vano ve arkadaşlarının 2001 yılında yayınlanan “Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures” adlı makalesinde dört farklı tesiste yapılan koroner anjiyografi ve perkütan transluminal koroner anjiyoplasti işlemleri için maksimum deri dozu, doz alanı ürünü ve diğer operasyonel parametreler ölçülmüştür. Doza bağlı miktarları ölçmek için radyografik yavaş film, termoluminesans dozimetreler ve iletim iyon odaları kullanılmıştır. Maksimum cilt dozu için 107-711 mGy ve doz alan ürünü için 27.3-370.6 Gy cm^2 , 110-3706 mGy aralığındaki kümülatif cilt dozu tahminleri ile birlikte değerler bulunmuştur [14].

Bacher ve arkadaşlarının 2005 yılında yayınlanan “Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization” isimli makalesinde erişkinlere oranla daha fazla radyasyon duyarlılığı olan bebeklerin ve çocukların, girişimsel kardiyoloji işlemleri sırasında maruz kaldıkları dozlar değerlendirilmiştir. Doğru bir risk tahmini için 28'i tanısal, 32'si terapötik olmak üzere doğuştan kalp hastalığı olan 60 hastanın Monte Carlo simülasyonu oluşturulmuştur. Tanısal kalp kateterizasyonları için, ortalama efektif doz değeri 4.6 mSv iken, terapötik prosedürlerde uzun süreli floroskopi kullanımı nedeniyle ortalama efektif doz değeri 6 mSv olarak ölçülmüştür. Ayrıca x-ışını cihazına yerleştirilen ekstra bakır filtrasyonu, görüntü kalitesinde olumsuz bir etki oluşturmada efektif doz oranında toplam % 18'lik azalmaya sebep olduğu bulunmuştur. Doz alanı ürünü ile etkili hasta dozu arasında mükemmel bir korelasyon bulunmuştur ($r = 0,95$). Bu sonuç DAP değerinin efektif dozun anlık tahmininde kullanılmaya elverişli olduğunu göstermektedir [15].

Ubeda ve arkadaşlarının 2018'de yayınlanan “Occupational Dose During Adult Interventional Cardiology: First Values With Personal Active Dosimeters in Chile” adlı çalışmada Şili'deki bir devlet hastanesinde dijital aktif dozimetri kullanılarak tıbbi

ekibin mesleki doz değerleri ölçölmüştür. Toplam 59 işlem boyunca koruyucu önlüğün üzerindeki kişisel eşdeğer doz Hp (10) değerleri hekim, hemşire ve radyografi uzmanı için sırasıyla 47.6, 6.2 ve 4.3 µSv olarak ölçölmüştür [16].

Tsapaki ve arkadaşlarının 2005 yılında yayınlanan “Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology” adlı makalesinde beş Avrupa ülkesini temsil eden kuruluşlarda koroner anjiyografi (CA) ve perkütan transluminal koroner anjiyoplastiler (PTCA) işlemleri sırasında personel radyasyon dozlarını ölçölmüş ve hasta dozlarıyla korelasyonunu araştırılmıştır. Hasta dozları, doz alanı ürünü (DAP) cinsinden kaydedilirken personel dozları, operatörün sol omzuna ve sol ayağına yerleştirilen termoluminesans dozimetreler ile ölçölmüştür. Omuz ve ayak dozları CA'da 90 ve 66 µSv, PTCA'da 157 ve 173 µSv olarak bulunmuştur. Omuz dozu CA'da DAP ile zayıf korelasyon göstermiş ($R^2=0.29$) ve sadece PTCA'da ($R^2=0.69$) orta derecede korelasyon bulunmuştur. DAP ve ayak dozu korelasyonu hem CA ($R^2 = 0.16$) hem de PTCA'da ($R^2=0.02$) zayıftır. Bu durum alınan koruyucu önlemlerin değişiklik göstermesinden kaynaklı olabileceği sonucuna varılmıştır [17].

Areej Mutwakkil Attom Ahmad tarafından 2008 yılında hazırlanan “Occupational Dose Measurement in Interventional Cardiology Dosimetry Comparison Study” başlıklı master tezi çalışmasında üç farklı kardiyoloji merkezindeki mesleki radyasyon maruziyetleri ölçölerek diğer tıbbi uygulamalardaki (radyoterapi, nükleer tıp ve tanısal radyoloji) çalışanlar tarafından alınan dozlarla kıyaslanmıştır. Kardiyoloji merkezindeki çalışanların her birinde koruyucu önlük altına ve üzerine yerleştirilmek üzere ikişer TLD kullanılmıştır. Diğer bölümlerde ise çalışanların göğüs üzerlerine bir TLD yerleştirilmiştir. Üç kardiyoloji merkezinde 14 kardiyolog, 13 hemşire ve 9 teknoloji uzmanı tarafından alınan yıllık dozlar sırasıyla: (0.84 - 4.77), (0.15 - 2.08), (0.32 - 1.10) mSv; diğer bölümlerde çalışan 7 doktor, 5 hemşire ve 14 teknoloji uzmanı tarafından alınan yıllık dozlar sırasıyla: (0.12 - 0.51), (0.11 - 0.65), (0.03 - 1.39) mSv olarak bulunmuştur. Sonuçlar, çalışanlar tarafından alınan yıllık dozların 20 mSv'yi geçmediğini göstermiştir [18].

Dalah ve arkadaşlarının 2018'de yayınlanan “Occupational doses to cardiologists performing fluoroscopically-guided procedures” adlı çalışmasında floroskopik kılavuzlu görüntüleme ve girişimsel prosedürler sırasında IC'ler tarafından alınan doz tahminlerini elde etmeyi amaçlamışlardır. Uygun şekilde Hp (10) ve Hp (0.07) ölçülerinde rozetler,

halkalar ve çipler şeklinde TLD'ler kullanılmıştır. 41 CA, 50 PCI ve 9 (CAG + PCI) prosedürü boyunca kardiyologların, ellerde, üst boyun bölgesinde ve gözlerdeki doz değerleri tespit edilmiştir. Kardiyolog dozları, beş aylık dönem boyunca toplam floroskopi zamanı ile ilişkili şekilde; vücut, gözler, eller ve üst gövde alanı tarafından alınan yıllık etkin dozların sırasıyla 8.0-, 10.7-, 24.3- ve 10.2 mSv olduğu tahmin edilmiştir [19].

Doğan Bor ve arkadaşlarının 2009'da yayınladıkları “Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations” adlı makalesinde iki farklı dozimetri tekniği ile kardiyolog dozları tahmin edilmeye çalışılmıştır. İlk teknik, kardiyolog ekstremite dozlarını hasta DAP değerlerine ilişkin bir veri tabanının kurulmasını içerir. Bu amaçla dokuz kardiyologla beraber 166 hastanın da kardiyolojik işlemler sırasında doz ölçümleri yapılmıştır. İşlem sırasında göz, tiroid, bel, sağ-sol bilek ve sağ-sol bacak dozları ortalaması 72.4 (31.6–107.1), 68.5 (13.3–174.6), 11.2 (0.9–28.4), 67.8 (21.9) ila 216 (52.7–425.4) ve 137 (51.4–386.2) ila 384(135-1168) µGy/prosedür olarak ölçülmüştür. Efektif dozlar kullanılan korunma araçlarına göre hesaplanmış ve 12.14(1.2-30.2) µSv/prosedür olarak bulunmuştur. Personel DAP'ının hasta DAP'a oranlarının her bir işlem için 0.14-3.75 aralığındadır. İkinci yöntemde, kardiyolog dozları hesaplanmış ve ölçülen değerlerle karşılaştırılmıştır [20].

1.2 Tezin Amacı

Bu çalışmada, pediatrik katater laboratuvarında tanı ve tedavi uygulamalarını gerçekleştiren tıbbi personelin maruz kaldıkları radyasyon dozunun Termoluminesans dozimetre ile belirlenmesi ve bu değerlerin dünya ölçeğiyle karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca personelin mesleki doz değerlerinin uluslararası otoriteler tarafından önerilen mesleki doz sınırlarının altında olup olmadığı araştırılmıştır.

1.3 Hipotez

Koroner Anjiyografi (CA) ve Perkütan Kroner Anjiyoplasti (PTCA) başta olmak üzere girişimsel kardiyoloji işlemleri sürekli X-ışını altında gerçek zamanlı görüntüleme-floroskopi ile hekimlerin teşhis ve tedavide daha iyi sonuç almalarını sağlayan kardiyolojik uygulamalardır. Bu işlemler sırasında hastaya uygulanan değişken düzeydeki radyasyon sebebiyle personel de işlem boyunca düzensiz radyasyonlu

ortamda yüksek doz almaktadırlar. Anjio laboratuvarlarındaki sağlık çalışanları diğer sağlık bölümlerindeki çalışanlarla kıyaslandığında dikkate değer derecede fazla miktarda radyasyon içeren ortamlarda bulundukları birçok çalışmayla ortaya konmuştur.

Bu alışmada İstanbul'daki en yoğun kalp damar hastanelerinden birinde, yoğun mesai ile çalışan anjiyo personeli için radyasyon doz maruziyetleri hesaplanmış, literatür karşılaştırmaları yapılmıştır.

BÖLÜM 2

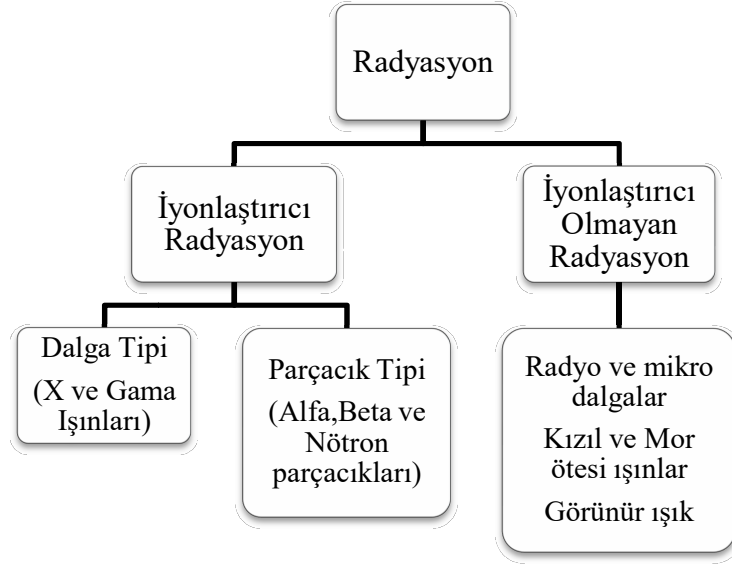
RADYASYON

Radyasyon elektromanyetik dalga veya parçacık şeklinde aktarılan enerjidir. Dünya üzerinde sürekli maruz kalınan doğal kaynaklı radyasyonun yanı sıra, insanlık tarafından üretilen yapay kaynaklar da 20. yüzyılda ortaya çıkmaya başlamıştır. 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfedilmesi, ardından 1896'da Antoine-Henri Becquerel'in uranyum üzerinde yaptığı çalışmalar radyoaktivitenin keşfine kapı açmıştır. Marie ve Pierre Curie'nin polonyum ve radyum keşfi de bu alanda atılan önemli adımlar olmuştur [21].

Radyasyon temel olarak parçacık veya dalga özelliğine sahiptir. Elektromanyetik radyasyon, her biri ışık hızında hareket eden, foton adı verilen kütesiz parçacıkların akışı olarak tanımlanabilir. Her foton belirli miktarda enerji içerir. Farklı radyasyon tipleri fotonların sahip olduğu enerji miktarı ile tanımlanır [22].

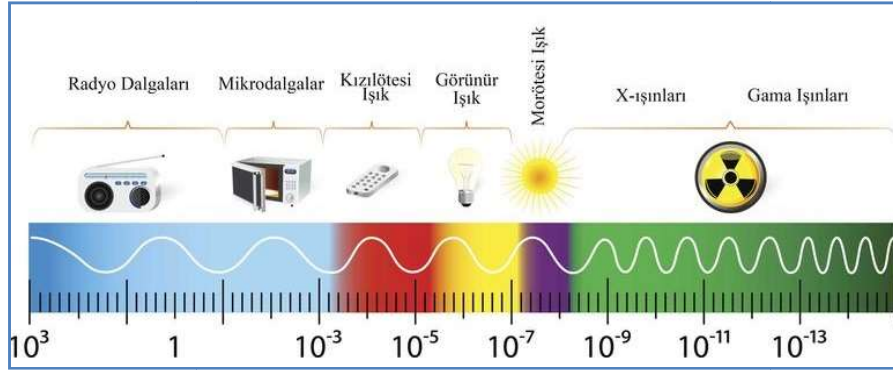
2.1 Radyasyonun Sınıflandırılması

Radyasyon, nüfus ettiği maddeyi iyonize edebilme kabiliyetine göre iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak sınıflandırılır. Atomların iyonizasyon potansiyeli yani bir atomu iyonize etmek için gereken minimum enerji, alkali elementler için birkaç eV ile Helyum için 24.6 eV aralığında değişkenlik gösterir.



Şekil 1.1 Radyasyonun sınıflandırılması

İyonize olmayan radyasyonların enerjileri maddenin iyonlaşma enerjisinden düşük olduğu için maddeden elektron koparamaz, sadece atomları titreştirebilirler ve etkileştikleri ortamın sıcaklığını bir miktar arttırabilirler. Mor ötesi ışınlar, görünür ışık, kızılötesi (IR) ışınlar, mikro dalgalar ve radyo frekansı (RF) elektromanyetik spektrumdaki iyonlaştırıcı olmayan dalga tipi radyasyonlardır [23].



Şekil 1.2 Elektromanyetik Spektrum [24]

İyonize radyasyonlar ise maddenin iyonizasyon potansiyelini aşabilen enerjiye sahiptirler. Bu enerjileri atomda iyon oluşumuna sebep olur. Alfa, Beta ve nötronlar parçacık tipinde, X ve Gama ışınları ise dalga tipindeki iyonlaştırıcı radyasyonlardır.

2.1.1 Alfa parçacıkları:

İki proton ve iki nötrondan oluşan pozitif yüklü parçacıklardır. En ağır radyoaktif elementlerden Uranyum-238, Radium-226 ve Polonyum-210'un kararlı hale gelebilmek için radyoaktif bozunumunda alfa yayınlanmasına sıklıkla rastlanır.



genel denklemindeki gibi He çekirdeği salındığında çekirdek iki nötron ve iki proton kaybeder ve atom numarası iki, kütle numarası 4 azalır [25].

Enerjilerinin yüksek olmasına rağmen, alfa parçacıklarının yüksek kütlesi havada yavaş hareket etmelerini sağlar.

Alfa parçacıklarının sağlık etkileri, maruz kalmanın nasıl gerçekleştiğine bağlıdır. Harici maruz kalma iç maruziyetten çok daha az zarar vericidir, çünkü alfa parçacıkları cildin ölü dış tabakası veya bir kağıt tarafından durdurulabilir. Solunması, yutulması veya kan akışına emilmesi gibi dahili durumlarda ise, hassas canlı dokular alfa radyasyonunun zararlı etkilerine doğrudan maruz kalır [26].

2.1.2 Beta parçacıkları:

Radyoaktif bozunma sırasında çekirdeğin kararlı hale gelebilmesi için yakalanan veya salınan hızlı elektronlardır.

β^- bozunmasında çekirdekteki fazla nötron, protona dönüşürken bir elektron yayınlanır.



β^+ bozunmasında çekirdek içindeki bir proton, bir nötronaya dönüşürken dışarıya pozitron yayınımlı gerçekleşir [27].



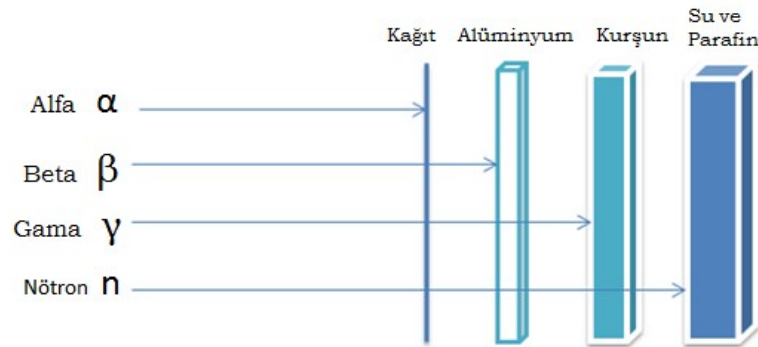
İnsanlar doğal radyasyon kaynaklarının yanı sıra en yaygın olarak Trityum, Karbon-14 ve Stronsiyum-90 gibi yapay kaynaklardan da beta parçacıklarına maruz kalırlar.

Beta partikülleri, alfa partiküllerine göre daha nüfuzludur, havada önemli mesafeler kat ederler, ancak bir giyim tabakası veya alüminyum gibi birkaç milimetre madde tarafından hızları azaltılabilir veya durdurulabilirler. Bazı beta parçacıkları cilde nüfuz edebilir ve cilt yanıkları gibi radyasyon hasarına neden olabilir. Alfa vericilerde olduğu gibi, beta vericiler de en zararlı etkileri solunduğunda veya yutulduğunda oluştururlar [26].

2.1.3 Gama ve X-ışını:

Uyarılmış durumdaki atomun, daha düşük enerji durumlarına geçmesi sırasında yayınladığı fotonlardır. Çoğu zaman çekirdekten salınan alfa ve beta parçacıklarına eşlik ederler. Potasyum-40 doğal gama ışını kaynağı, Kobalt-60 ve Sezyum-137 yapay kaynaklara örnektir [28].

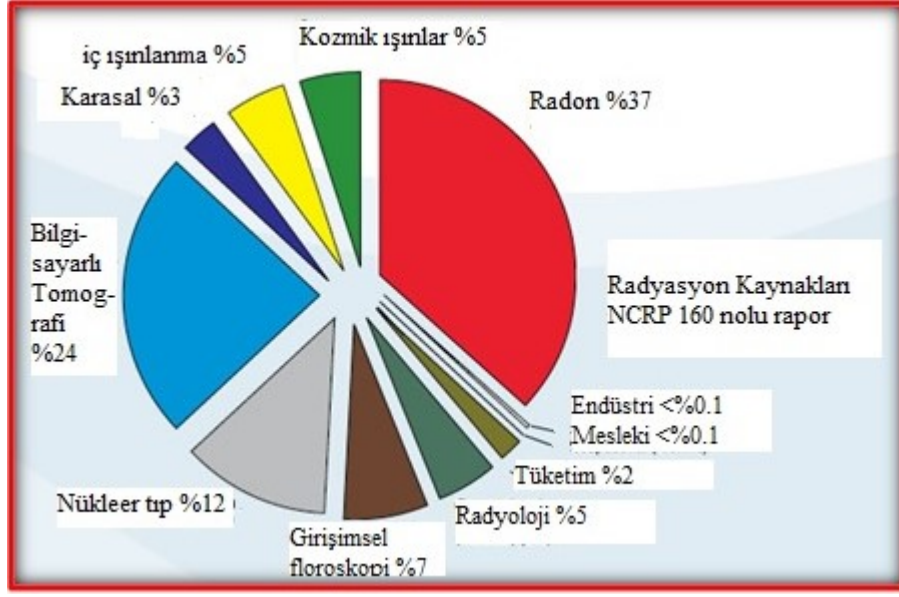
Yüksüz ve kütsüz olan foton radyasyonların giricilikleri alfa ve beta radyasyonuna göre daha yüksektir. Vücuda harici maruziyet olduğunda dahi dokulara ve organlara nüfuz edebilirler. Kurşun malzemeler tarafından yoğunluğu azaltılabilir veya durdurulabilir.



Şekil 1.3 Radyasyon türlerinin geçirgenlik özellikleri

2.2 Radyasyon kaynakları

Gezegelimiz önemli düzeyde iyonlaştırıcı radyasyon seviyesine sahip olmasıyla beraber üzerinde canlı yaşamına imkan sağlamaktadır. Radyasyon çevremizde farklı biçimlerde her zaman var olmuştur. İnsanlar ve diğer organizmalar doğal yollardan alınan radyasyonun yanı sıra son yüzyılda geliştirilen yapay kaynaklara da maruz kalmıştır [29].



Şekil 1.4 Radyasyon kaynakları [30]

2.2.1 Doğal Radyasyon Kaynakları:

Dünyanın yaratılmasından bu yana hem dış uzaydan hem de kabuğundaki ve çekirdeğindeki radyoaktif malzemeden radyasyona maruz kalmıştır. Kişi başına küresel ortalama yıllık etkin doz yaklaşık 2,4 mSv'tir ve insanların yaşadığı yere bağlı olarak yaklaşık 1 ile 10 mSv arasında değişir. Kaynaklar doğal olmasına rağmen maruziyet miktarı, nasıl ve nerede yaşadığımız ya da ne yediğimiz ve ne içtiğimiz gibi yaptığımız seçimlerle ilişkilidir.

Doğal kaynaklı radyasyonun büyük kısmını radon gazı oluşturmaktadır. Radon, Uranyum-238'in bozunarak kurşuna dönüştüğü radyoaktif bozunma zincirindeki bir ara dönemde oluşur. Yarılanma ömrü 3,8 gündür. Bina altındaki toprak ve kayaların yapısı temel radon kaynaklarını oluşturmaktadır. Binaların tabanlarındaki çatlaklar, havalandırma boşlukları, borular ve drenaj kanallarından yaşam alanlarına radon gazı sızması gerçekleşmektedir [31].

Doğal fon radyasyon kaynaklarından önemli bir tanesi kozmik ışınlardır. Bu ışınların bazıları yıldızlararası uzaydan, bazıları ise güneş patlamaları sırasında güneşten salınır. Protonlar, alfa parçacıkları, elektronlar, X ışınları, gama ışınları ve diğer (yüksek enerjili) parçacıklar olmak üzere, farklı radyasyon türlerini ihtiva eder. Bu parçacıklar atmosferde güçlü şekilde etkileşir, sonuçta temel seviyedeki kozmik radyasyonlar, birincil olarak, müonlar, nötronlar, elektronlar, pozitronlar ve fotonlar olmaktadır. Temel seviyedeki dozun çoğunluğu, müonlar ve elektronlardan kaynaklanmaktadır [32].

Dünya atmosferi kozmik radyasyonu büyük oranda azaltmaktadır. Manyetik alanın kozmik radyasyonu saptırması, kutupların ekvatorial bölgelerden daha fazla ışınlanmaya maruz kalmasına sebep olur. Ayrıca, radyasyon seviyesi irtifa ile de alakalıdır. Yükseklik arttıkça kalkan görevi görecektir hava miktarı azaldığı için radyasyon maruziyeti de artar. Bu nedenle, deniz seviyesinde yaşayan insanlar yıllık yaklaşık 0.3 mSv'lik etkin bir doz alırlarken, 2.000 metrenin üzerinde yaşayanlar bu dozun birkaç katını alırlar.

Yiyecek ve içecekler de doğal kaynaklardan elde edilen bazı radyonüklidleri içermektedir. Bunlar kaya ve minerallerin su ve toprağa karışması sonucu bitkilerin ve hayvanların bünyesine katılırlar. UNSCEAR, yiyecek ve içeceklerde doğal kaynaklardan elde edilen ortalama etkin dozun, esas olarak Potasyum-40 ve Uranyum-238 ve Toryum-232 serisi radyonüklidlerden dolayı, 0.3 mSv olduğunu tahmin etmektedir [33].

2.2.2 Yapay Radyasyon Kaynakları:

X-ışınlarının keşfiyle radyasyon insanlar tarafından üretilmeye ve kullanılmaya başlandı. Özellikle 20. yüzyılın ortalarından itibaren nükleer reaktörlerde oluşturulan radyoizotoplar endüstride önemli bir yer edindi. Nükleer teknolojinin hızla gelişmeye başladığı bu süreçte sağlık, endüstri, enerji, maden gibi birçok alanda radyasyon vazgeçilmez bir unsur haline geldi [34].

Radyasyonun tıbbi alandaki teşhis ve tedavi amaçlı kullanımı dünya genelinde yapay kaynaklı maruziyet oluşumunda önemli bir rol oynamaktadır. Ortalama olarak, tüm yapay kaynaklardan yayılan radyasyonun yüzde 98'ini oluşturur ve doğal kaynaklardan sonra, popülasyon maruziyetine en büyük ikinci katkıyı sağlar [29].

Özellikle X ışını temelli görüntüleme tekniklerinden geleneksel radyografi/floroskopi, bilgisayarlı tomografi, girişimsel floroskopi gibi işlemlerde başta olmak üzere nükleer tıp alanında da yoğun olarak kullanılmaktadır. Radyasyon ayrıca, yol yapımında kullanılan nükleer göstergelerden, fabrikalardaki borulardan malzeme akışını ölçen yoğunluk göstergelerine kadar çeşitli endüstriyel kullanımlara sahiptir. Radyoaktif maddeler duman dedektörlerinde ve bazı karanlıkta parlama işaretlerinde ve ayrıca petrol sahalarındaki rezervleri tahmin etmek için de kullanılmaktadır [35].

2.3 Radyasyondan Korunma

Radyasyonun çeşitli alanlarda kullanılmasıyla birlikte radyasyon korunması kurallarının geliştirilmesine de ihtiyaç duyulmuştur. 1920’lerde Avrupa ve Amerika’da Ulusal Radyasyon Komiteleri kurulmaya başlanmıştır. 1928’den bugüne ICRP-Uluslararası Radyasyon Korunma Komisyonu faaliyetlerine devam eden uzman bir kuruluş olup, “maksimum müsaade edilebilir radyasyon dozlarını” önermektedir. Radyasyon doz limitleri görevi gereği radyasyonla çalışanlar ve halk olmak üzere iki sınıfta değerlendirilir [36].

Çizelge 2.1 Radyasyon çalışanları ve toplum üyesi kişiler için doz sınırları [37]

Etkin Doz Sınırı	Radyasyon Çalışanları	Toplum Üyeleri
Ardışık 5 yılın ortalaması	20 mSv	1 mSv
Herhangi bir yılda	50 mSv	5 mSv

Çizelge 2.2 Radyasyon Çalışanları için çeşitli vücut bölgelerine ait yıllık doz limitleri [38]

Işınlanan vücut bölgesi	Maksimum müsaade edilen doz
Tüm vücut	5 rem/yıl (50mSv/yıl)
İç organlar	50 rem/yıl (500 mSv/yıl)
Göz lensleri	15 rem/yıl(150 mSv/yıl)
Ekstremiteler	50 mrem/yıl (500 mSv/yıl)
Birikmiş Doz	1 rem x Yaş (10 mSv x yaş)
Fetus dozu	0.5 rem/9 ay, 1 ayda 50mrem’i aşamaz. (5 mSv/9 ay, 1 ayda 0.5 mSv’i aşamaz.)

2.3.1 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun deterministik ve stokastik etki olmak üzere iki tip biyolojik etkisi vardır. Stokastik etki de kendi içinde somatik ve genetik etki olmak üzere ikiye ayrılır. Radyasyondan korunmanın temel amacı, deterministik etkilerin önlenmesi stokastik etki olasılığının azaltılmasıdır [39].

Deterministik etkiler, tek seferde vücuda belirli bir eşik değerin üzerindeki dozlarda radyasyon verilmesi ile ortaya çıkmaktadır. Bu tip vakalar, kısa sürede kemik iliği, mide ve bağırsak problemleri ile sonuçlanmaktadır. Vücudun her bir dokusunun doz toleransları birbirinden oldukça farklıdır. Canlı vücudundaki en hassas dokular göz ve üreme hücreleridir. Bu tip dokuların tek seferde yüksek dozlara maruz kalması sonucu bazı anormallikler görülmektedir. Örneğin, 5 Gy'lik radyasyon dozuna tek seferde maruz kalan gözlerde katarakt oluşmaktadır. Tıpta uygulanan radyasyonlu tedavilerde, bu tip radyasyon etkilerini minimuma indirmek için dokuların toleransına göre belirli periyodik sürelerde dozlar verilir. Bu periyodik süreler canlı dokuların kendilerini yenileyebilmeleri için gerekli olan zamandır [40],[41].

Uzun süre zarfında bir canlı radyasyon almış ise, direkt bir etki görülmeyip ileriki zamanlarda veya gelecek nesillerde ortaya çıkabilir. Bu tip etkiler stokastik etki olarak adlandırılır. En çok bilinen stokastik etki kanser vakalarıdır. Yapılmış birçok çalışma, radyasyonla kanserleşme ilişkisini ortaya koymuştur [42].

2.3.2 Etkin Doz

Bütün vücut ışınlanmalarında birden fazla doku radyasyon alırsa, oluşan farklı etkilerin birleştirilmesiyle toplam etki bulunabilir. ICRP tarafından oluşturulan etkin doz kavramı, özellikle stokastik etkilerin öngörülmesi açısından önemlidir. Radyasyona duyarlı on iki organ tarafından soğurulan dozlar ölçülür ve her bir organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabı yapılır [38].

$$E = \sum W_T H_T \quad (2.4)$$

Burada H_T , T organında ya da dokusundaki eşdeğer doz, W_T ise organ ağırlık faktörüdür.

2.3.3 Eşdeğer Doz

Radyasyonun biyolojik etkilerini de göz önüne alarak, vücutta birim kütlede soğurulan enerji miktarı ile orantılı bir katsayıdır.

$$W_T = \sum_T W_R D_{TR} \quad (2.5)$$

Organ ya da dokudaki soğurulan doz (D_{TR}) ile eşdeğer doz arasındaki bağıntı yukarıdaki gibidir. W_R , radyasyon ağırlık faktörüdür ve bu değer X-ışınları için 1 olarak alınır.

Çizelge 2.3 Farklı organların ağırlık faktörleri

ORGAN	AĞIRLIK FAKTÖRÜ
Gonadlar	0,20
Kemik iliği	0,12
Alt sindirim sistemi (İnen ve sigmoid kolon)	0,12
Akciğer	0,12
Mide	0,12
Mesane	0,05
Göğüs	0,05
Karaciğer	0,05
Özafagus	0,05
Tiroid	0,05
Kemik Yüzeyi	0,01
Deri	0,01
Diğer Organlar	0,05

2.4 Radyasyon Birimleri

Aktivite Birimi

Aktivite, radyoaktif bir maddenin birim zamandaki bozunum sayısıdır. Aktivitenin klasik birimi Curie (Ci) iken SI sistemindeki birimi Becquerel (Bq)'dir.

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

Curie: Bir saniyede $3,7 \times 10^{10}$ kez parçalanma veya bozunan maddenin aktivitesidir.

Becquerel: Saniyede 1 kez parçalanma yapan çekirdek aktivitesidir.

Işınlanma Birimi

1 kg'lık havada $2,58 \times 10^{-4}$ Coulomb'luk elektrik yükü değerinde pozitif veya negatif iyonlar oluşturan radyasyon miktarını ifade eder. Işınlanma düzeyinin klasik birimi Röntgen (R) iken SI sistemindeki birimi Coulomb/kilogram (C/kg)'dır.

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

Soğurulan Doz Birimi

Radyasyona maruz bırakılan bir maddenin birim miktarının soğurduğu enerjiyi ifade eder. Eski birimi rad (radiation absorbed dose)'dur. SI birim sisteminde birimi ise Gray (Gy)'dir. Gray, 1 kg'lık maddeye 1 Joule'lük enerji veren bir radyasyon dozudur.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

Eşdeğer Doz Birimi

Radyasyonun biyolojik etkisinin ifade edilmesi için kullanılan bir doz birimidir. Canlı doku ve organlarda soğurulan enerjinin kütle ile olan ilişkisini açıklar. SI birim sisteminde birimi Sievert (Sv)'tir. Sievert yerine eskiden rem (roentgen equivalent man) kullanılmaktaydı.

Kalite faktörü, farklı tipteki radyasyonların farklı dokulardaki biyolojik etkilerini hesaplamak için radyasyon çeşidine göre verilen değerdir. Örneğin, X ışınlarının kalite faktörü 1 iken alfa ışınlarının 20'dir.

Eşdeğer doz hesaplanırken kalite faktörü ve absorblanmış doz çarpılır.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$$

Çizelge 2.4 Radyasyon Birimlerinin Dönüşüm Değerleri [43]

Fiziksel Kantite	SI Birim	Eski Birim	Dönüşüm
Aktivite (A)	Becquerel (Bq)	Curie (Ci)	$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ $1 \text{ Bq} = 2,7 \times 10^{-11} \text{ Ci}$
Işınlama	Coulomb / kg (C/kg)	Roentgen (R)	$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ $1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$
Soğurulan Doz	Gray (Gy; joule/ kg)	Rad (f x R)	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$
Biyolojik Doz	Sievert (Sv)	Rem (rad x RBE)	$1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$

X-IŞINLARI VE GİRİŞİMSEL KARDİYOLOJİ UYGULAMALARI

3.1 X-Işınlarının Özellikleri

X-ışınları yüksek enerjili elektronların bir hedef metale çarptırılarak yavaşlatılması sonucu veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0.1-100 Å arasındaki foton demetidir. Elektromagnetik spektrumda γ -ışınları ile ultraviyole (mor ötesi) bölgesi arasındadır [44].

X-ışınları, doğal X-ışınları ve yapay X-ışınları olmak üzere iki şekilde meydana gelir:

3.1.1 Doğal X-Işınları:

Bir atoma dışarıdan gelen veya dışarıya gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk halkalarından elektron koparır. Atomdan kopan elektronun yerine daha yüksek enerji seviyelerinden elektronlar atlayarak oluşan boşluğu doldurur. Ortaya çıkan enerji fazlalığı X-ışını şeklinde dışarı salınır. Atom çekirdeği tarafından K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa ve beta bozunumu, iç dönüşüm olayları sırasında meydana gelmektedir [45].

3.1.2 Yapay X-Işınları:

Maddenin; elektron, proton veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla ya da X-ışını tüpünden veya radyoaktif bir kaynaktan çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir. Maddenin, fotonlarla etkileşmesinden karakteristik (çizgi) X-ışınları, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları elde edilir [45].

3.1.2.1 Karakteristik Radyasyon veya Ayrık X-Işını Spektrumu

Atom çekirdeğine gelen hızlı elektronlar dış kabuk elektronlarından ziyade hedef atomun iç kabuktaki bir elektronuyla etkileşime girdiği durumlarda meydana gelmektedir. K kabuğundaki elektronun çıkarılmasıyla bir hedef atomu iyonize ettiğinde, K kabuğunda geçici bir elektron deliği meydana gelir. Oluşan boşluğu bir dış kabuk elektronu doldurur. Bu yörüngesel elektronun bir dış kabuktan bir iç kabuğa geçişine, x-ışını fotonunun salınımı eşlik eder. Salınan X-ışını, ilgili orbital elektronların bağlanma enerjilerindeki farka eşit enerjiye sahiptir.

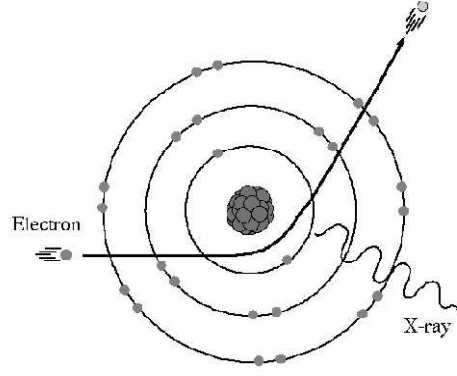
$$h\nu = E_k - E_b \quad (3.1)$$

$h\nu$ fotonun enerjisi, E_k ve E_b sırasıyla orbital elektronların bağlanma enerjileridir.

Her elementin elektron bağlanma enerjisi farklı olduğundan, üretilen x ışınları da farklıdır. Bu tür radyasyona karakteristik radyasyon denir. Karakteristik x-ışınlarının etkin enerjisi, hedef elemanın atom sayısının artmasıyla artar [46].

3.1.2.2 Bremsstrahlung ışıması – Sürekli X-Işınları

Dışarıdan gelen elektronla hedef atomun çekirdeğinin etkileşimi sonucu elektronun kinetik enerjisini kaybetmesiyle meydana gelen bir X-ışını türüdür. Bu tür bir etkileşimde, gelen elektronun kinetik enerjisi elektromanyetik enerjiye dönüşür. Gelen elektron hedefteki atom çekirdeğine yeterince yaklaşp etkisi altına girer. Elektron negatif ve çekirdek pozitif olarak yüklü olduğundan, bunlar arasında elektrostatik bir çekim kuvveti vardır. Gelen elektron çekirdeğe yaklaştığında, elektrostatik çekimden çok daha güçlü olan nükleer kuvvetten etkilenir. Bu sebeple elektron yavaşlar ve seyrinde sapma meydana gelir. Kinetik enerjisi azalmış şekilde farklı bir doğrultuda atomdan ayrılır. Kinetik enerjideki bu kayıp bir x-ışını fotonu olarak ortaya çıkar [46].



Şekil 3.1 Bremsstrahlung ışıması

Elektronun enerji kaybının x-ışınına çevrilmesinin genel denklemi:

$$F = 9 \times 10^{-4} Z E_0 \quad (3.2)$$

F, enerji kaybı faktörü; Z, atom numarası ve E_0 , malzeme üzerine düşen elektronun enerjisidir.

Bu üretilen X-ışınlarına Bremsstrahlung radyasyonu denir. Mermi elektronlarının çekirdek tarafından frenlenmesinden kaynaklanan radyasyon olarak kabul edilebilir.

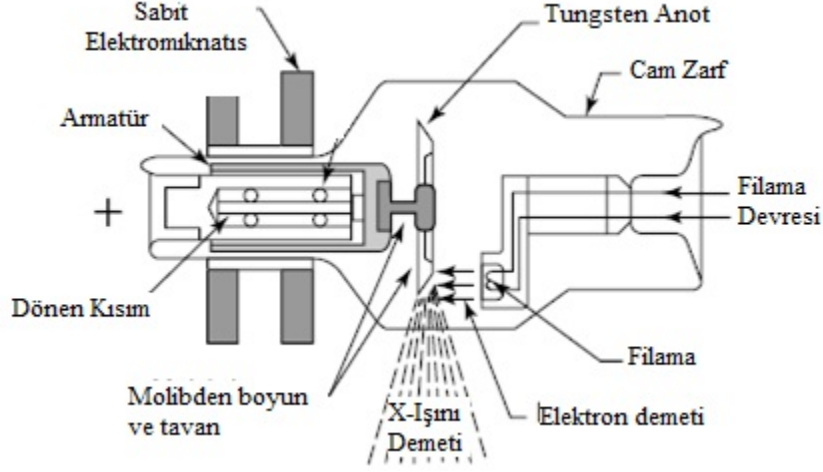
3.1.2.3 X-ışını Tüpü

X ışıını tüplerinde, yüksek hızlı elektronların bir hedefle etkileşime girmeleri sonucu bremsstrahlung ve karakteristik ışınlar üretilir. Isıtılmış bir filaman, yüksek voltaj altında hedefe doğru hızlanan elektronları serbest bırakır. Hızlandırılmış elektron akışına tüp akımı denir. Elektronlar hedefte etkileşime girdiğinde X ışınları üretilir. Işınlar hedeften her yöne doğru saçılarak ortaya çıkar, ancak ışınları belli bir tarafa yönlendirme amacıyla kolimatörler tarafından kısıtlanır. Elektronların gaz molekülleriyle etkileşmesini önlemek için, x ışıını tüpünün cam zarfının içinde bir vakum bulunur.

Mermi elektronu, orbital elektron veya hedef atomların çekirdeği ile etkileşime girmesiyle kinetik enerjinin termal enerjiye ve elektromanyetik enerjiye x-ışınları biçiminde dönüşmesi ile sonuçlanır.

$$KE = \frac{1}{2} m v_{\max}^2 = Ve = h v_{\max} \quad (3.3)$$

Burada V tüp boyunca voltaj, e elektronik yük ve h Plank sabitidir. V_e , m kütleli v hızlı elektronun hedefe çarptığı andaki enerjisini ve $v_{\max}$ değeri maksimum frekansı temsil eder.



Şekil 3.2 X-Işını Tüpü [18]

3.2 X-Işınlarnın Madde ile Etkileşimi

X-ışınları içinden geçtikleri ortamın atomları ile etkileşime girerek soğurulabilir veya saçılabilirler. Elektromanyetik radyasyolar madde ile 3 şekilde etkileşir; fotoelektrik olay, compton saçılması ve çift oluşumu.

3.2.1 Fotoelektrik olay

Atom tarafından tamamen soğurulan bir fotonun yörüngeden elektron koparması olayıdır. Koparılan bu elektrona fotoelektron denir.

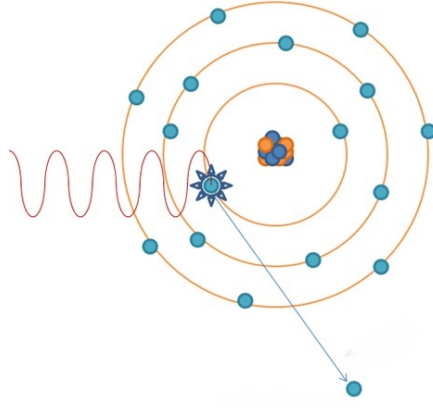
$$KE = h\nu - E_{\text{bağlanma}} \quad (3.4)$$

KE: Kopan elektronun kinetik enerjisi,

$h\nu$: Gelen fotonun enerjisi

$E_{\text{bağlanma}}$: Elektronun bağlanma enerjisi

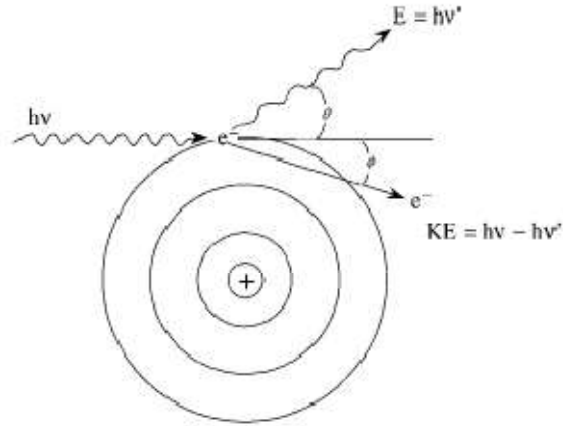
Gelen fotonun elektronu koparabilmesi için sahip olması gereken enerji elektronun bağlanma enerjisinden büyük olmalıdır. Kopan elektronun oluşturduğu boşluğu bir üst yörüngeden gelen elektron doldurur. Geçiş yapılan yörüngeler arasındaki enerji farkı X-ışını olarak salınır. Karakteristik olan bu ışınlar, Auger elektronlarının yayınına da sebep olmaktadır [46].



Şekil 3.3 Fotoelektrik Olay [47]

3.2.2 Compton Saçılması

Durgun haldeki serbest bir elektrona çarpan foton enerjisinin bir kısmını kaybederek farklı bir doğrultuda yoluna devam ederken elektron kinetik enerji kazanarak saçılır.



Şekil 3.4 Compton olayı

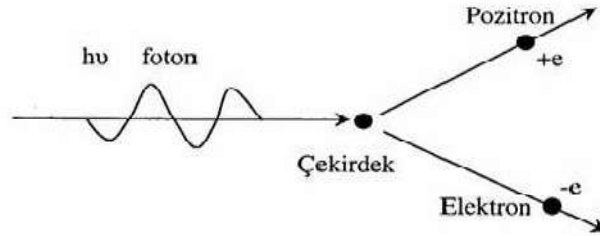
Compton etkileşmesi sonrasında fotonun dalgaboyunda meydana gelen değişiklik Eşitlik 3.5'te verilmiştir.

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos \varphi) = 0,024264 (1 - \cos \varphi) \quad (3.5)$$

λ ve λ' sırası ile etkileşmeden önce ve sonrasında fotonunun dalga boylarını ifade eder.

3.2.3 Çift Oluşumu

Enerjisi 1.02 MeV'den büyük olan fotonlar atom çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile etkileşerek bir elektron-pozitron çifti yayınlr. Foton enerjisinin 1.02 MeV'lik kısmını çift oluşturmak için harcar geri kalanı ise parçacıkların kinetik enerjisini oluşturur.



Şekil 3.5 Çift oluşumu

$$E_{\gamma} = E_{+} + mc^2 + E_{-} + mc^2 \quad (3.6)$$

E_{γ} = Gelen foton enerjisi

E_{+} = Oluşan pozitronun kinetik enerjisi

E_{-} = Oluşan elektronun kinetik enerjisi

3.3 X-Işınlrının Tıp Alanındaki Kullanımları

X-ışınlarının 1895'teki keşfinin hemen ardından 1896 yılında tıp alanında kullanılmaya başlanmış ve ilk olarak kemik kırılmalarını görüntülemek amacıyla ABD'deki Dartmouth Koleji'nden iki doktor tarafından uygulanmıştır. 19. yüzyılın sonunda, bireysel organların patolojisine özel bir dikkat oluşması ve bu alanda devam eden gelişmeler hekimlerin, X-ışınlarında görünür olan “kontrast madde” tüm iç organların X-ışını fotoğraflarının çekilmesine olanak sağlamıştır. X-ışınları teşhis amaçlı kullanımların yanı sıra deri hastalıklarının iyileştirilmesi gibi tedavi yöntemi olarak da kullanılmıştır. Bununla birlikte, kısa sürede bu tedaviler için daha yüksek enerjili radyasyonun gerekli olduğu anlaşılmıştır.

Birinci Dünya Savaşı sırasında Marie Curie, kızı Irene ile birlikte askerlerin kırık ve akciğer hastalıklarının tedavisine yardımcı olmak için tıbbi radyoloji merkezleri açmıştı.

Devam eden çalışmalarda özellikle radyasyon kaynakları (yani X-ışını tüpleri) ve dedektörlerle ilgili teknik gelişmelere odaklanılmıştır. Hounsfield'ın 1970'lerde

bilgisayarlı tomografinin (BT) tanıtımıyla nesnelerin üç boyutlu görüntülenmesini sağlanmasında atılan temel bir adım olmuştur. Bu tekniklerin dayandığı fiziksel prensipler temelde aynı olup görüntü kontrastı, numune içindeki yoğunluk, kompozisyon ve kalınlıktaki farklılıkların neden olduğu X ışını absorpsiyonundaki değişikliklerden kaynaklanmaktadır.

Yüksek enerjili X-ışınları ayrıca birçok kanser tipinde tedavi amacı ile de kullanılır. Tümörün tipine, vücuttaki yerleşimine ve derinliğine göre hekimlerin tercih ettiği önemli radyoterapi türlerindendir.

X-ışınları ile tıbbi görüntüler üretebilmek için, kaynağın sahip olması gereken bazı temel özellikler:

- Kısa sürede yeterli miktarda x-ışını üretimi
- Kullanıcının x-ışını enerjisini değiştirebilmesi
- Tekrarlanabilir bir şekilde x-ışınları sağlaması
- Güvenlik ve işletme ekonomisi standartlarını karşılaması

şeklinde sıralanabilir [18].

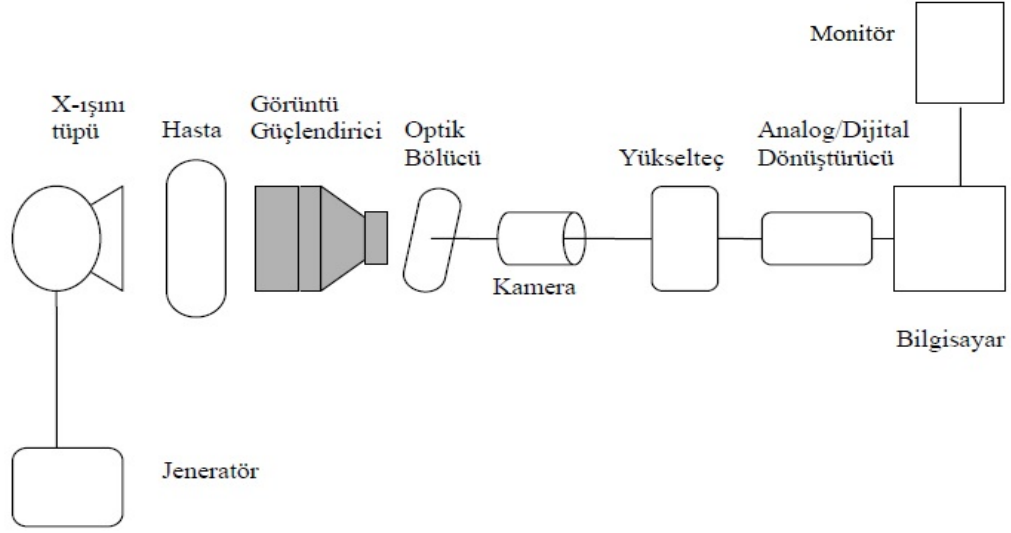
3.3.1 X-ışınlarının Girişimsel Kardiyolojide Kullanımı

Kalp kasını besleyen damarlara ince, esnek bir tüp olan katater yardımıyla cerrahi olmayan girişimsel yöntemlerle ulaşılır ve sürekli X-ışını ile dinamik görüntüler elde edilir. Görüntülerden damar tıkanıklıkları ve yüzdelik dereceleri tespit edilir. Elde edilen sonuçlara göre PTCA, Stent veya Bypass cerrahisi gibi uygun tedavi yöntemleri uygulanır.

3.3.1.1 Anjiyografi Sistemi

Bir anjiyografi sistemi; x-ışını tüpü, görüntü güçlendirici, optik sistem ve televizyon kamerasından (ya da CCD (Charge Couple Devices) kamera) oluşmaktadır. X-ışını tüpünden çıkan x-ışınları hastadan geçtikten sonra görüntü güçlendiricinin çıkış fosforunda ışık fotonu görüntüsü oluşturmaktadır. Bu görüntü bir TV yada CCD kameranın yardımı ile monitörden izlenebilmekte ya da film üzerine statik görüntü olarak kayıt edilebilmektedir. TV kamerasının çıkışındaki video sinyali logaritmik olarak işlendikten sonra, analog görüntülerin bilgisayar tarafından kabul edilebilmesi

için sinyallerin sayısal hale getirilmesi gerekmektedir. Bu işlem Analog-Sayısal Dönüştürücüde (ADC-Analog-Digital Converter) gerçekleştirilir. Böylece sayısal hale getirilen görüntüler bilgisayarda işlenmek üzere depolanır [48].



Şekil 3.6 Anjiyografi sistemi şematik gösterimi [48]

3.3.1.2 X-ışını jeneratörü ve tüpü

Floroskopik incelemelerde kullanılan X-ışını tüpü ve jeneratörleri, konvansiyonel uygulamalarda kullanılanlardan çok daha yüksek X-ışını verimi sağlar. Genelde DC ya da yüksek frekans jeneratörler kullanılır. X-ışını tüp potansiyel aralığı 40 kVp ile 125 kVp arasında değişkenlik göstermektedir. Anot boyutları büyük olup, yüksek ısı kapasitesi ve dönme hızına sahiptirler. Büyük ve küçük odak nokta boyutları genelde, sırasıyla 0,6 mm ve 1,0 mm'dir.

3.3.1.3 Anjiyografi sistemlerinde görüntülerin eldesi

Anjiyografi sistemlerinde floroskopik ve radyografik olmak üzere iki tip görüntüleme yapılır. Floroskopik görüntülemeye, hasta sürekli x-ışını altında kalır ve monitöre dinamik görüntüler yansır. Görüntülenmek veya tedavi edilmek istenen damara kateterin yerleştirilmesi işlemi yeterli miktarda verilen kontrast madde ile daha net ve iyileştirilmiş görüntülerin sağlandığı floroskopik izleme ile gerçekleştirilir. Bu şekilde damarsal yapının dinamik görüntüsü elde edilmiş olur.

Radyografik görüntülemeye ise, belirli bir süre boyunca çok kısa aralıklarla statik görüntüler alınır. Bu görüntüler Sayısal Çıkarma Anjiyografisi (DSA) veya Sayısal

Anjiyografi (DA) ile elde edilir. Kateter ile teŖhis ya da tedavinin yapılacağı bölgeye ulaŖıldıktan sonra, baryum ya da iyot gibi yüksek miktarda kontrast madde verilerek bir dizi statik görüntüler elde edilir. Bu statik ya da radyografik görüntüler sinema filmi gibi çok kısa sürelerde alınırlar. Böylelikle ilgili bölgede kontrast maddenin damarsal yapıdaki ilerlemesi yüksek bir ayırma gücü ile izlenir [49].

TERMOLUMİNESANS

4.1 Tarihsel süreç

Termoluminesans kavramı ilk olarak 1664 yılında Robert Boyle tarafından ısıtılan bir elmasın karanlık bir odada parladığını gözlemlemesiyle ortaya atılmıştır. radyasyon içerikli deneysel çalışmalarda ise termoluminesans ismi ilk olarak Almanya'dan Wiedemann ve Schmidt (1895) tarafından kullanılmıştır. “Lüminesans Üzerine” adlı bir makalede $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ gibi yaygın olarak kullanılan modern materyallerin termoluminesansı araştırılmıştır [50].

Ancak asıl çıkış, 1940'ların sonlarında Wisconsin Üniversitesi'nden (ABD) Farrington Daniels ve ekibinin öncü çalışmalarıyla gerçekleşmiştir. Daniels ve çalışma grubu, Lityum florür'ün (LiF) TL'nin radyasyon dozimetresinde bir teknik olarak kullanılma fikrini önermiş ve ABD'de bir atom bombası testinden sonra LiF ile ilk olarak radyasyon dozu ölçülmüştür. Kısa süre sonra TL'ın dozimetride kullanılma fikri oluşmuş ve birçok grup termoluminesans dozimetresi (TLD) alanında çalışmaya başlamıştır. LiF'de malzemenin istenen özelliklerinin oluşmasına Mg ve Ti'nin sebep olduğu kompleks kusurlar Cameron ve meslektaşlarının araştırmalarıyla anlaşılmış ve bu çalışmalar sonunda 1963'te Harshaw Chemica Company tarafından TLD-100'ün patenti alınmıştır. Yapılan yoğun çalışmalarda materyaller çeşitli radyasyon kaynaklarıyla ısıtılmış ve termoluminesans incelemeleri yapılmıştır. Marie Curie doğal CaF_2 kullanarak Radyum kaynağından yayılan radyasyonları tespit etmeye çalışmıştır [51].

4.2 Luminesans

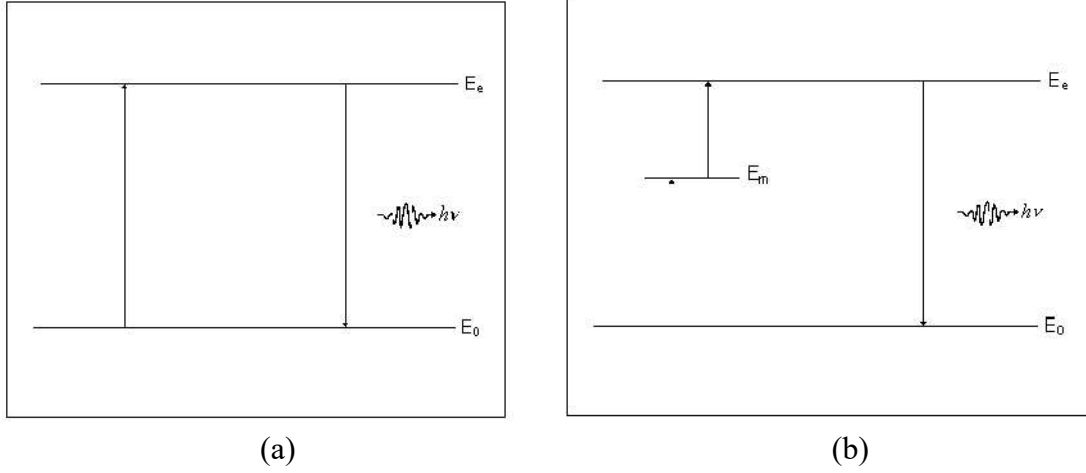
Atom veya moleküllerin daha yüksek enerji seviyelerine uyarılmaları sonucu maddenin gelen fazla enerjiyi termal olmayan yolla dışarıya foton emisyonu şeklinde salmasına luminesans denir. Termal olmayan enerjinin ışığa dönüştüğü bu olay soğuk ışık olarak da ifadelendirilir. Yayılan ışık görünür dalga boylu olduğu gibi ultraviyole veya kızıl ötesi de olabilir. Luminesans sürecinde, bir malzeme üzerine gelen radyasyonun enerjisi emilir ve ışık olarak yeniden yayılır. Luminesans maddelerden, yayılan ışığın dalga boyu kendine özel bir karakteristiğe sahiptir [52].

Uyarılmanın türüne bağlı olarak, ışıldama olaylarına verilen çeşitli isimler Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Luminesans olayları ve uyarılma şekilleri

Lüminesans Olayı	Uyarılma şekilleri
Biyoluminesans	Biokimyasal reaksiyon enerjisi
Katodalüminesans	Katot ışınları
Kimyasal lüminesans	Kimyasal etkileşim kaynaklı enerji
Elektrolüminesans	Elektriksel alan
Fotoluminesans	U.V., görünür ve kızıl ötesi ışık
Piezoluminesans	Basınç (10 ton m^{-2})
Triboluminesans	Sürtünme
Radyoluminesans	İyonlaştırıcı radyasyon
Sonoluminesans	Ses dalgaları
Floresans Fosforesans Termoluminesans	İyonlaştırıcı radyasyon, U.V. ve görünür ışık

Floresansda uyarılan elektronun temel enerji düzeyine geri dönmesi 10^{-8} saniyeye kadar sürerken, fosforesansda 10^{-8} saniyeden daha uzun sürmektedir.



Şekil 4.1 a) Floresans Olayı b) Fosforesans olayı karşılaştırılması [53]

floresans olayında maddenin uyarılması sonucu bir E_e enerji düzeyinden E_0 temel düzeyine dönerken enerji salınmaktadır. Uyarılma işlemi bittiğinde ışık yayımı da duracaktır. Fosforesansta ise madde E_0 enerji durumundan uyarılması sonucu E_m yarı kararlı durumundaki elektron tuzaklarına yakalanır. Yeni bir uyarılma ile iletim bandındaki E_e seviyesine geçen elektron hemen ardından taban duruma geri döner. Tuzaklarda hiç elektron kalmayana kadar devam eden fosforesans olayı uyarıcı kaynak uzaklaştırıldıktan sonra da ışımının bir süre gözlemlenmeye devam edilmesine sebep olur.

4.3 Termoluminesans Teorisi

Termoluminesans yalıtkan ya da yarı iletken maddelerin termal yolla uyarılması sonucu oluşan ışıldama olayıdır. Maddenin akkor hale gelinceye değin ısıtılması sonucu yaydığı ışıkla karıştırılmamalıdır. Katılar $200\text{ }^{\circ}\text{C}$ nin üzerindeki sıcaklıklarda termal radyasyon ya da kara cisim ışıması olarak adlandırılan infra red (kızıl ötesi) ışın yayarlar. Termoluminesansta ise önceden emilen radyasyonun enerjisi termal yolla uyarılır. Sürecin altında yatan fenomen, yalıtım malzemelerindeki band modeli elektronik geçişiyle açıklanmaktadır [54].

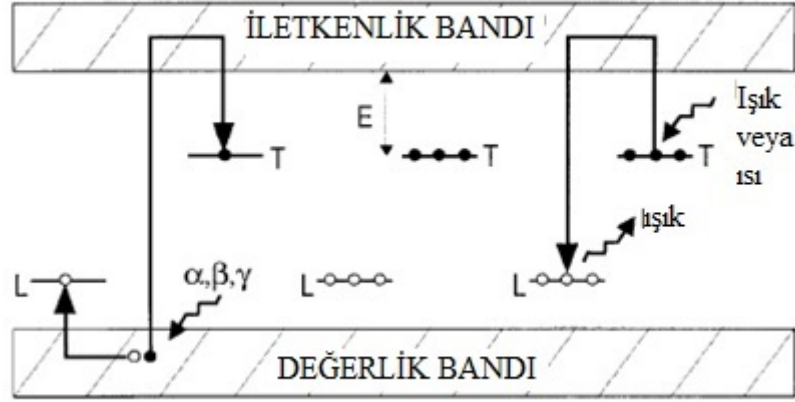
Buna göre Termoluminesans olayının gerçekleşebilmesi için temelde üç şartın sağlanması gerekmektedir. Öncelikle malzeme bir yalıtkan ya da yarı iletken olmalıdır. Metaller, iletkenlik ve değerlik bantlarının bitişik ya da iç içe olmalarından dolayı

lümİnesans özellik göstermezler. İkinci olarak, malzeme bir süre iyonize radyasyona maruz kalıp enerji emilimi gerçekleştirmelidir. Üçüncüsü, lümİnesans emisyonu malzemeyi ısıtmak suretiyle tetiklenmelidir [55].

Termolumİnesans genellikle bir numunenin sabit bir hızda bir miktar sıcaklığa (örneğin, 500 °C) ısıtılması ve sıcaklığın fonksiyonu olarak yayılan ışığın kaydedilmesi ile gözlenir. TL sinyali, malzemedeki mevcut olan elektron tuzaklarına ilişkin farklı sıcaklıklarda meydana gelen farklı tepe noktaları olan "parıltı eğrisi" olarak tanımlanır. Kafes yapısındaki kusurlar bu tuzaklardan sorumludur. Tipik bir kusur, bir negatif iyonun yerinden hareket ettirilmesiyle oluşan negatif iyon boşluklarının elektron tuzağı gibi davranmaları sonucu meydana gelir. Yakalanan elektron, kafeslerin termal titreşimiyle tahliye edilir. Sıcaklık arttıkça bu titreşimler güçlenir ve tahliye olasılığı o kadar hızlı artar ki, dar bir sıcaklık aralığında tutulan elektronlar hızla serbest kalırlar. Bazı elektronların tuzaklanmış "delikler" ile tekrar kombinasyonlanması sonucu ışık yayılımı gerçekleşir. Bir TL parıltı eğrisi düzgün bir süreklilik gibi gözükse de, elektronların farklı istikrarlı durumlardaki tuzaklardan serbest kalmalarından elde edilen tepe noktalarının üst üste bindirilmesiyle oluşur [51].

Her biri kristal katının kendi doğasına has aktivasyon enerjisine (tuzak derinliğine) sahip depolama tuzakları, değerlik bandı ile iletken bant arasındaki enerji boşluğunda yer alır. İletim bandının hemen altındaki durumlar elektron tuzaklarını temsil eder, değerlik bandının hemen üzerindeki durumlar ise boş tuzaklardır. Elektronlar, kristale etkiyen iyonlaştırıcı radyasyondan enerjiyi emerek değerlik bandından iletim bandına atlar. Elektronların bazıları hemen değerlik bandına dönerken diğerleri kristallerdeki safsızlıklardan kaynaklanan ara enerji seviyelerinde hapsolür. Orta seviyelerde tutulan elektronların sayısı, ışınlama sırasında LiF fosforu tarafından emilen enerjiyle orantılıdır. Elektronlar yalnızca nadiren tuzaklardan kaçır ve doğrudan temel durumuna geri döner. Serbest bırakılmaları için enerji sağlanmadığı sürece, kapana kısılmış elektronların neredeyse tamamı, ışınlamanın ardından aylar veya yıllar boyunca ara enerji seviyelerinde kalır. Kristalin ısıtılması, tutulan elektronları serbest kalması için gerekli enerjiyi sağlar. Serbest kalan elektronlar, iletkenlik bandına geri döner. Elektronlar değerlik bandına dönerken elektronlar ve delik tuzakları tekrar kombine olurlar ve bu merkezlerde foton salınımı gerçekleşir. Bu ışık, bir foto-çoğaltıcı tüpü vasıtasıyla foto-katoda yönlendirilir. Foto-katoda çarpan ışık miktarı, ışınlama sırasında

LiF'de emilen enerjiyle orantılı olduğundan foto-çoğaltıcı tüpten gelen sinyal, fosforda emilen radyasyon dozu ile artar.



Şekil 4.2 İyonlaşma, depolama ve tahliyenin TL işleminin enerji düzeyinde temsili

T = Elektron Tuzağı ve L = Lüminesans Merkezi (Rekombinasyon merkezi)

TL işlemi aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- (i) İyonlaşma, materyalin nükleer radyasyona maruz kalmasıyla T ve L hatalarındaki elektronların ve deliklerin tuzaklanmasına sebep olur .
- (ii) Zaman içinde radyasyon enerjisinin depolanması -eğer sızıntı önemsenmeyecek derecede ise- tuzaklardaki elektronların ömrü numunenin saklama süresinden daha uzun olmalıdır. Bu ömür, iletken bandın altındaki tuzağın enerji derinliğine, E bağlıdır.
- (iii) Numunenin ısıtılmasıyla elektronlar elektron tuzaklarından çıkarılır ve bunlardan bazıları ışıltama merkezlerine (L) ulaşır; bu merkezlerde rekombinasyon işleminin bir sonucu olarak ışık yayılır.

Yük taşıyıcısının, yani tuzaklanan elektron veya tuzaklandığı pozisyonundaki deşik, serbest bırakılması TL emisyonundaki en önemli adımdır. Yük taşıyıcısının serbest bırakılması optik uyarım veya termal uyarım olmak üzere iki şekilde gerçekleşebilir. Optik uyarımda, yük taşıyıcısının bağlanma enerjisinden daha büyük enerjili bir optik foton, direkt vuruşla elektronu tuzaktan çıkarabilir. Bunun aksine, termal uyarım işlemi ise çoklu vuruşlardan oluşur. Yük taşıyıcısının serbest bırakılması için gereken enerjiye termal aktivasyon enerjisi denir. Termal aktivasyon enerjisinin her zaman optik aktivasyon enerjisinden daha küçük olduğu gözlenmiştir. Bunun sebebi normal

durumdan uyarılmış duruma geçerken tuzağın konfigirasyon koordinatlarındaki değişimden kaynaklanmaktadır.

Bir elektronun birim zaman başına tuzaktan salınma olasılığının Arrhenius denklemi tarafından tanımlandığı kabul edilir. Denklem eksponansiyel bir fosforesans bozunma ile sabit sıcaklıkta gerçekleşen rekombinasyon olarak açıklanabilir [56].

$$p = s \exp\{-E/kT\} \quad (4.1)$$

p , birim zaman başına olasılıktır. s terimi, frekans faktörü veya kaçma teşebbüs faktörü olarak adlandırılır. Basit modelde s , kafes titreşim frekansı 10^{12} - 10^{14} s^{-1} değerinde sıcaklığa bağlı olmayan bir sabit olarak kabul edilir. E , tuzak derinliği veya aktivasyon enerjisi olarak adlandırılır. Bu bir elektronu tuzaktan iletim bandına bırakılması için gereken enerjidir. Diğer ifadelerse bilinen değerleri k , Boltzmann sabiti $= 8.617 \times 10^{-5} \text{ eV/K}$ ve T mutlak sıcaklıktır.

4.4 Termoluminesans Dozimetri

Bir TL malzemenin depolama kapasitesi, bu materyallerin dozimetrik uygulamalarda kullanılması için elverişli hale getirir. Depolanan enerji, malzeme ısıtıldığında görünür ışık şeklinde salınır. Dikkat edilmesi gereken nokta, bir TL malzemenin soğutulup başka bir zaman yeniden ısıtıldığında tekrar ışık yayamayacağıdır. Tekrar ışık üretmeden önce, yine iyonize radyasyona maruz bırakılmalıdır [57].

Dozimetrik LiF efektif atom numarası (8.18) yumuşak doku (7.4) ve havanınkine (7.65) yakındır. Bu nedenle, LiF tarafından absorbe edilen enerji miktarı, eşit kütledeki yumuşak doku veya hava tarafından absorbe edilene oldukça yakındır. Lityum florid, hastalar ve fantomlar içindeki radyasyon dozunun ölçümü, personel dozimetrisi ve diğer birçok dozimetrik ölçümler için yaygın olarak kullanılır. $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ 'den oluşan termoluminesan dozimetreler, personel izlemesi ve bazen de radyasyon dozunun diğer ölçümleri için sıklıkla kullanılır. LiF ve $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ile karşılaştırıldığında $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ fosfor iyonlaştırıcı radyasyona karşı daha hassastır; bununla birlikte, bu fosforun cevabı foton enerjisine göre hızlı bir şekilde değişir.

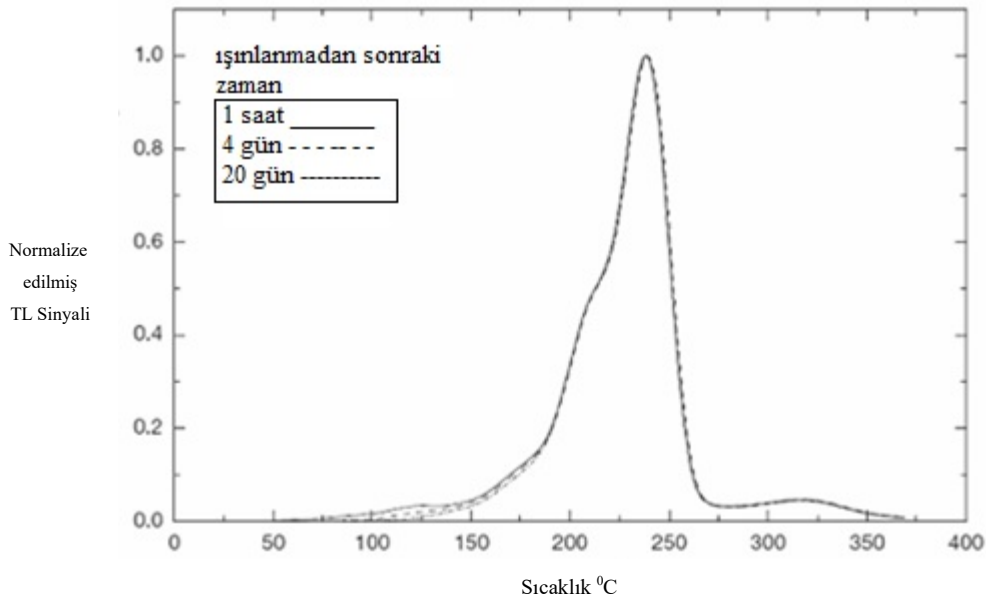
Medikal uygulamalarda en yaygın kullanılan TLD'ler doku eşdeğerliği nedeniyle LiF: Mg, Ti, LiF: Mg, Cu, P ve $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ 'dir. Yüksek hassasiyetlerinden dolayı kullanılan diğer TLD'ler $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ve $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ 'dir.

TLD'ler toz, ip, çubuk yada erit gibi çeşitli ekillerdedir. Kullanılmadan önce, artık sinyali silmek için TLD'lerin tavllanması gerekir. Isıtma ve soğutma oranları da dahil olmak üzere iyi kurulmuş ve tekrarlanabilir tavlama çevrimleri kullanılmalıdır.

4.4.1 TLD Okuyucu Sistemi

Temel bir TLD okuyucu sistemi, TLD'yi yerleştirmek ve ısıtmak için metal levhalı bir ip girişinden, termolüminesans ışık emisyonunu algılayan ve bunu foton akışıyla doğrusal orantılı bir elektrik sinyaline eviren bir PMT'den ve PMT sinyalini yk ya da akım cinsinden kaydetmek için bir elektrometreden oluşur. PMT'de Katot ışık yayan bir malzeme ile kaplıdır; CsSb ve diğer alkali bileşikler bu materyal için oldukça yaygın olarak kullanılırlar.

Termolüminesans yoğunluğu emisyonu, TLD sıcaklığının (T) bir fonksiyonudur. Isıtma hızını sabit tutmak, sıcaklığı t zamanıyla orantılı hale getirir ve böylece TLD lm sisteminin eğer bir kayıt cihazı çıkışı mevcutsa Termoluminesans yoğunluğu, t'nin bir fonksiyonu olarak çizebilir. Ortaya çıkan eğri TLD ışıma eğrisi olarak adlandırılır.



şekil 4.3 TLD Okuyucunun düşük sıcaklıklarda LiF: Mg, Ti lmlerinin tipik bir termogramı (parıltı eğrisi)

Termolüminesans sinyali, ışınlamadan sonra oda sıcaklığında kendiliğinden ışık yayılması nedeniyle azalır. Bu sürece solma denir. Tipik olarak, LiF: Mg, Ti için, dozimetrik pikin solması, ışınlamadan sonraki aylar boyunca yüzde birkaçtan fazla değildir. TLD'lerin kullanılmadan önce belirli referans değerlere nisbetle kalibre

edilmesi gerektiğinden göreceli dozimetre görevi görür. Termolüminesans okumasından emilen dozu üretmek için, enerji, solma ve doz karşılıklarının düzeltilmesi gibi birkaç düzeltme faktörü uygulanmalıdır.

Bir TL dedektörü okuma yöntemi basittir. Nispeten kısa bir sürede (genellikle birkaç saniye ila birkaç dakika arasında değişen) TLD, azot gazı kullanılarak ortam sıcaklığından yaklaşık 200-300 °C'ye ısıtılır ve yayılan ışık, nicel olarak ölçülür.



Şekil 4.4 Harshaw 4500 Model TLD Okuyucu

MATERYAL METOD

5.1 Araştırmanın Yapıldığı Hastanenin ve Kateterizasyon Laboratuvarının Özellikleri

Bu çalışmayı gerçekleştirdiğimiz Mehmet Akif Ersoy Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, kalp kateterizasyonu ve anjiyografi laboratuvarı beş tanesi yetişkin kardiyooloji, bir tanesi yetişkin elektrofizyolojik çalışma ve pil implantasyonu, bir tanesi çocuk doğuştan kalp hastalıklarının tanı ve tedavisinde, bir tanesi de çocuk elektrofizyolojik çalışmalarına yönelik kullanılmak üzere toplam sekiz salondan oluşmaktadır. Bu laboratuvarlarda çoğunlukla stent, balon, ASD (Atriyal septal defekt) kapama, PDA (Patent duktus arteriozus) kapama, VSD (Ventriküler Septal Defekt) kapama, kalp kapakçığı değiştirme gibi uygulamalar ve tanısal işlemler yapılmaktadır. Yıllık hasta potansiyeli gün geçtikçe artmakta, 2016'da 612, 2017'de 675 ve 2018'de 725'ten fazla hastaya girişimsel karyoloji işlemleri uygulanmaktadır [58].

5.2 Araştırmada kullanılan Anjiyografi Cihazı

Çalışmanın gerçekleştirdiği pediatrik anjio laboratuvarında, Philips Allura Xper FD10/10 biplan X-ışını sistemleri kullanılmaktadır. Pediatrik ve elektrofizyoloji incelemelerinin kullanımında radyasyon maruziyetini en aza indirmeyi sağlayabilen özel prosedür ayarlarına sahip bu cihaz ayrıca çift kanatlı sistem sayesinde, pediatrik hastalar için kritik bir faktör olan tek bir kontrast enjeksiyonla iki kez bilgi sunar. Ek muayenelere duyulan ihtiyacı azaltmanın yanı sıra, doğuştan kalp hastalığının görselleştirilmesinde iyileştirmeye yardımcı olmaktadır.



Şekil 5.1 Philips Allura Xper FD10/10 çift kanatlı X-ışını sistemleri [59]

5.3 Tıbbi personelin koruyucu önlemleri

Maruz kaldıkları radyasyon dozunu tespit etmeyi amaçladığımız kardiyolog, hemşire, teknisyen ve anestezi uzmanlarından oluşan tıbbi personel 0.25 ila 0.50 mm kalınlığında, 50-120 kV'lık X-ışını tüpü voltajına dayanıklı Mavig marka kurşun koruyucu önlük giymektedirler.



Şekil 5.2 Kullanılan koruyucu zırhın etiket bilgileri



Şekil 5.3 Koruyucu önlüğün personel üzerindeki görüntüsü [60]

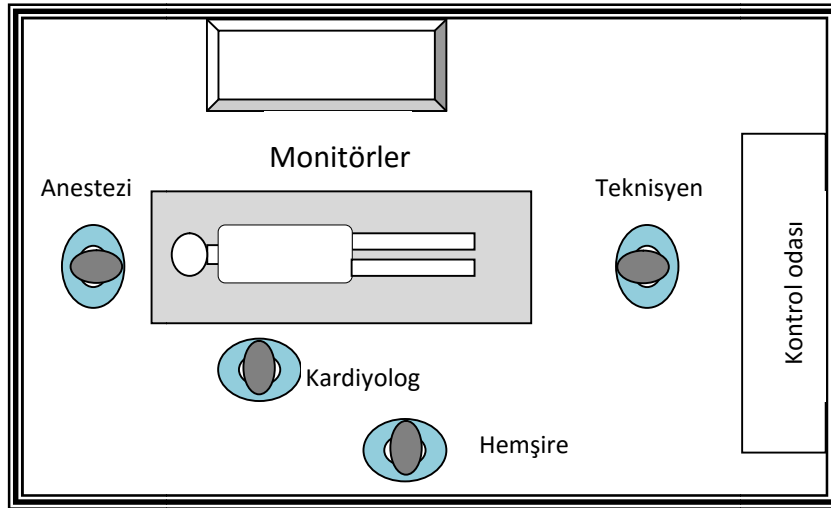
Girişimsel kardiyoloji uygulamaları gerçekleştirken kontrol odasından personelin çalışma esnasındaki görüntüleri ve çalışma pozisyonlarının şematik gösterimi aşağıdaki gibidir (Şekil 5.4, Şekil5.5, Şekil 5.6).



Şekil 5.4 Kontrol odasından katater laboratuvarı görüntüsü-1



Şekil 5.4 Kontrol odasından katater laboratuvarı görüntüsü-2



Şekil 5.5 Personelin çalışma pozisyonlarının şematik gösterimi

5.4 TLD Ölçüm Sistemi

Personel doz ölçümlerinde termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanılmıştır. TLD'lerin kalibrasyonu ve ışınlama sonrası değerlendirmeleri, TAEK Çekmece Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi Sekonder Standart Dozimetri Laboratuvarı'nda (SSDL) yapılmıştır. SSDL'de TLD kartı okumaları WinREMS yazılımına sahip bir bilgisayara bağlanmış Harshaw 4500 model okuyucusu tarafından yapılmaktadır. Okuyucu ısıtma işlemi, sıcak azot gazı ile gerçekleştirilir. TLD çipleri Harshaw tarafından özel olarak

tasarlanmış katkılı lityum florür (LiF: Mg, Ti) kristalleridir ve doz aralıkları 0,01 mGy ila 10 Gy arasındadır. TLD okuyucusu için okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) ve TLD çiplerinin eleman düzeltme katsayıları (ECC), WinDEMS yazılım el kitabına göre standart Cs-137 gama kaynağı kullanılarak belirlenmiştir.



Şekil 5.6 TAEK Teknoloji Geliştirme Dairesi Başkanlığı

Sekonder Standart Dozimetri Laboratuvarı birimi altındaki TLD Laboratuvarı

TLD sistemi kalibrasyonu için, Cs-137 radyoaktif kaynağı, Yxlon International MGC 41 model x-ray sistemi ve doz oranı ölçümleri için referans standart dozimetre kullanılmıştır. Referans standardı, PTW Unidos Weblin elektrometresi ve PTW TM 32002 model 1000 cc balon iyon odası, Physikalisch-Technische Bundesanstalt'ın (PTB) izlenebilirliğini sağlar.

TLD dozimetreleri, enerji bağımlılığı olan pasif dozimetrelerdir. Enerji bağımlılığı, özellikle düşük enerjilerde çok yüksektir. Enerji bağımlılığını ortadan kaldırmak için, TLD kalibrasyon çipleri, ISO 4037-3: 1999'da verilen dar serilerde N100 kV radyasyon kalitesi ile ışınlanmıştır. TLD okuma sisteminde kalibrasyon fişleri okunup, kalibrasyon düzeltme katsayısı alınmış ve TLD sistem kalibrasyonu güncellenmiştir.

Girişimsel kardiyoloji işlemlerinde, inceleme ve uygulama süresi boyunca floroskopi ve radyografi görüntüleme yaygın olarak kullanılmıştır. Hastanın fiziksel durumuna bağlı olarak floroskopi ve radyografik görüntülemede X-ışını tüpü potansiyel değerleri 60 kVp ile 120 kVp arasında değişkenlik göstermiştir.

Her personelin koruyucu zırhının altında, karın hizasına 3 TLD çipi yerleştirilmiş ve bunlar bir gün boyunca gerçekleştirilen işlemler boyunca kullanılmıştır. TLD okumaları bazı zamanlarda tek bir uygulamadan sonra yapılırken bazı zamanlarda birçok uygulamadan sonra gerçekleştirilmiştir.

Her işlem için tarih, prosedür, operatörün adı, operatörün röntgen tüpüne göre konumu, radyasyon koruma donanımının varlığı, hastanın demografik profili, voltaj potansiyeli farkı (kVp), maruz kalma süresi (ms), anot akımı (mA), zamandaki ışınlar, hava kerması (mGy) ve kümülatif DAP (mGy.cm²) değerleri kaydedilmiştir. DAP ölçer tipik olarak anjiyografik sisteme yerleştirilmiş veya kolimatör tertibatına harici olarak eklenmiş geçici bir iletim odası ile ölçülmüştür.

5.5 Sağlık Çalışanlarının Katıldığı İşlemler

Bu çalışma Pediatrik anjiyografi laboratuvarında toplam 137 CA ve PTCA uygulaması üzerinden gerçekleştirilmiştir. Anjio uygulamalarını gerçekleştiren birden fazla kardiyolog olması ve bunların rotasyonel çalışmaları nedeniyle, her bir kardiyoloğun katıldığı uygulama sayısı diğer sağlık personeline kıyasla (hemşire, anestezi hemşiresi, teknisyen) daha az oranda olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 5.1 Personelin katıldığı uygulama sayısı

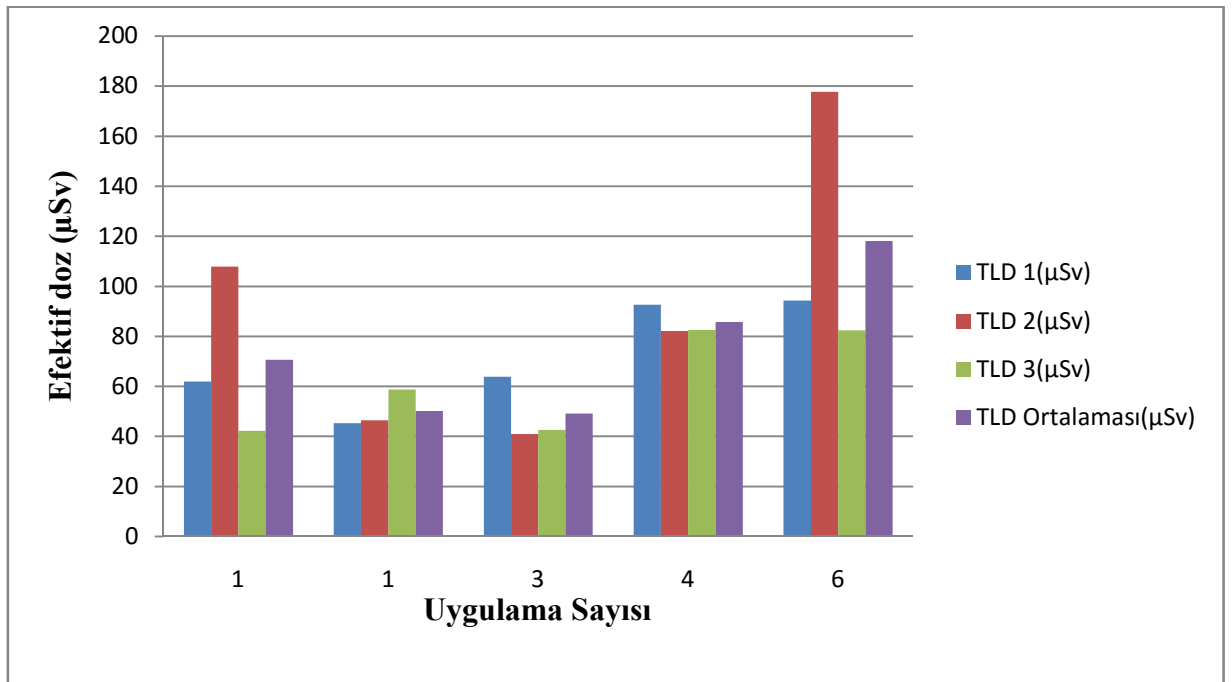
Sağlık Çalışanının Görevi	Katıldığı İnceleme Sayısı
Kardiyolog 1	15
Kardiyolog 2	8
Kardiyolog 3	14
Hemşire	31
Anestezi Hemşiresi	35
Teknisyen	32

5.6 TLD Okunma Verileri

Her bir personelde kullanılan TLD'lerin kaç uygulama boyunca ölçüm yaptıkları ve ölçüm sonuçları aşağıdaki gibidir.

Çizelge 5.2 Kardiyolog-1 TLD ölçüm sonuçları

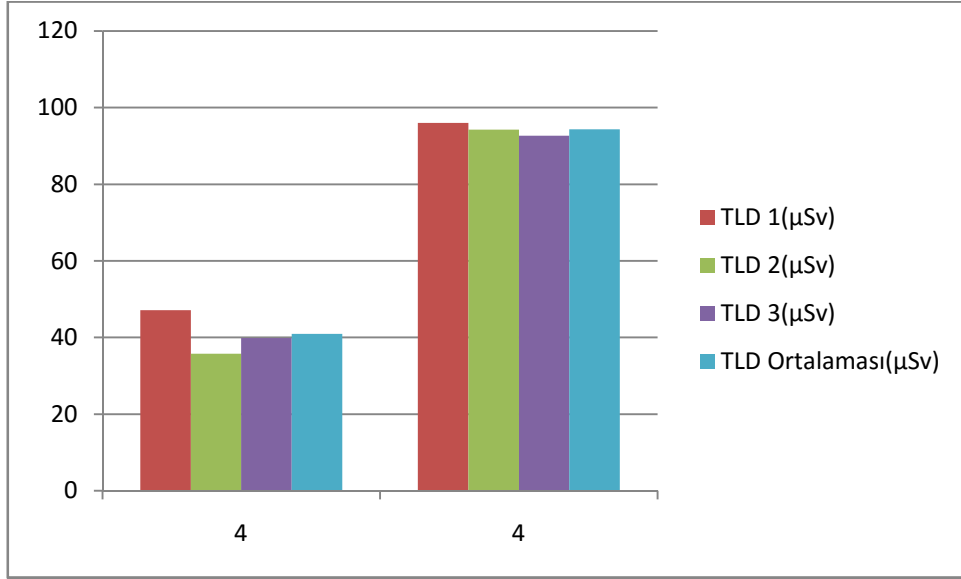
Uygulama Sayısı	TLD 1 (μSv)	TLD 2 (μSv)	TLD 3 (μSv)	TLD Ortalaması (μSv)
1	61,9	107,85	42,25	70,7
1	45,3	46,5	58,7	50,2
3	63,9	41	42,6	49,2
4	92,7	82,1	82,5	85,8
6	94,25	177,75	82,45	118,2
Tüm TLD Ortalamaları				74,8



Şekil 5.6 Kardiyolog-1'in katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

Çizelge 5.3 Kardiyolog-2 TLD ölçüm sonuçları

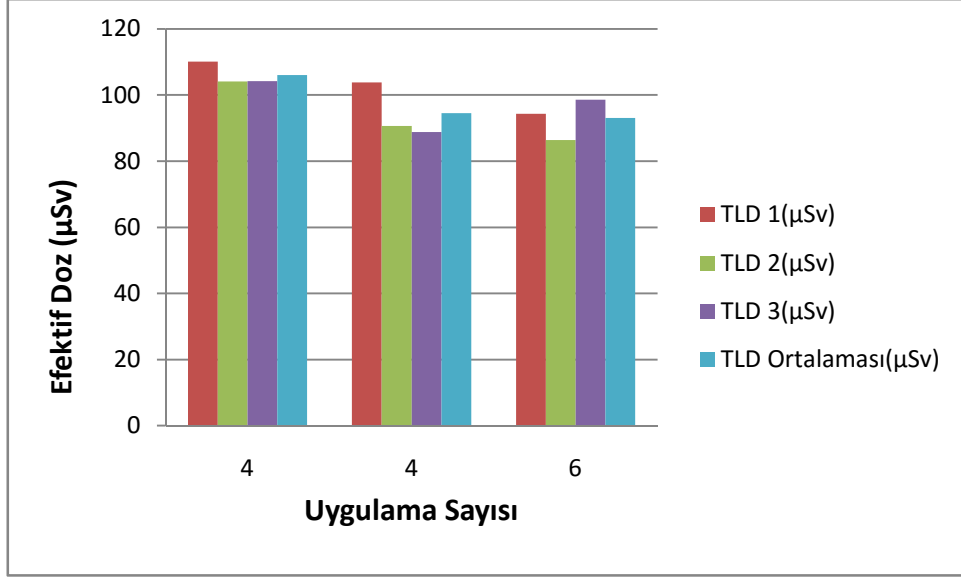
Uygulama Sayısı	TLD 1 (μSv)	TLD 2 (μSv)	TLD 3 (μSv)	TLD Ortalaması (μSv)
4	47,1	35,8	39,9	40,9
4	96,05	94,25	92,65	94,3
Tüm TLD Ortalamaları				67,6



Şekil 5.7 Kardiyolog-2'nin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

Çizelge 5.4 Kardiyolog-3 için TLD ölçüm sonuçları

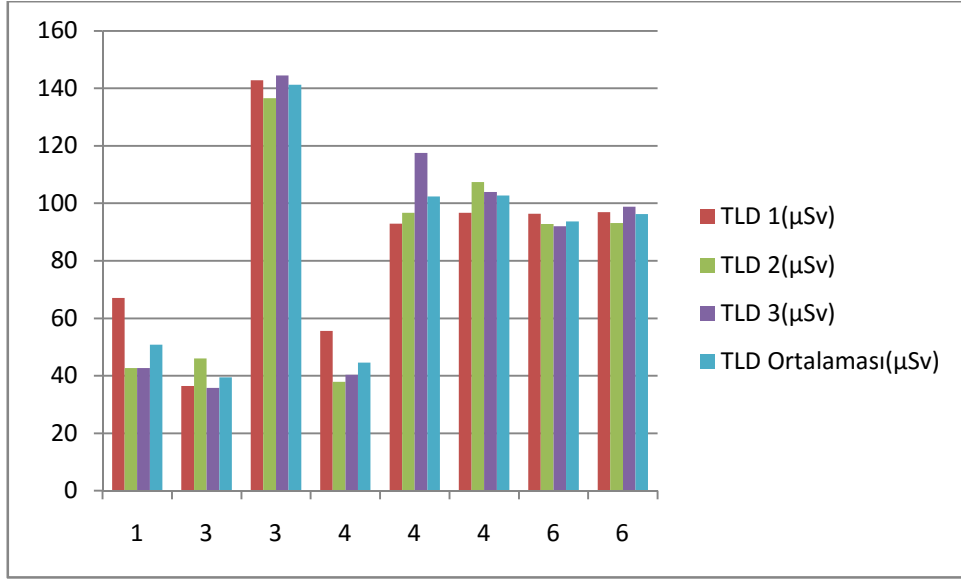
Vaka Sayısı	TLD 1(μSv)	TLD 2(μSv)	TLD 3(μSv)	TLD Ortalaması(μSv)
4	110,1	104,1	104,2	106,1
4	103,8	90,7	88,85	94,5
6	94,3	86,4	98,6	93,1
Tüm TLD Ortalamaları				93,8



Şekil 5.8 Kardiyolog-3'ün katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

Çizelge 5.5 Hemşire için TLD ölçüm sonuçları

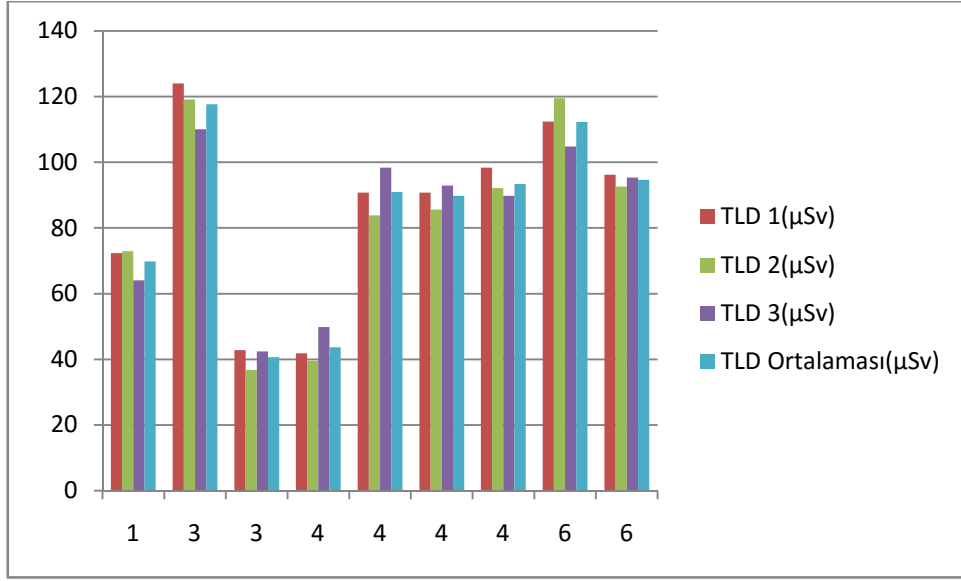
Vaka Sayısı	TLD 1(µSv)	TLD 2(µSv)	TLD 3(µSv)	TLD Ortalaması(µSv)
1	67,1	42,65	42,65	50,8
3	36,4	46	35,8	39,4
3	142,8	136,6	144,5	141,3
4	55,6	37,9	40,3	44,6
4	92,9	96,7	117,6	102,4
4	96,7	107,4	104	102,7
6	96,35	92,85	92	93,7
6	96,95	93,2	98,85	96,3
Tüm TLD Ortalamaları				118,8



Şekil 5.9 Hemşirenin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

Çizelge 5.6 Anestezi hemşiresi için TLD ölçüm sonuçları

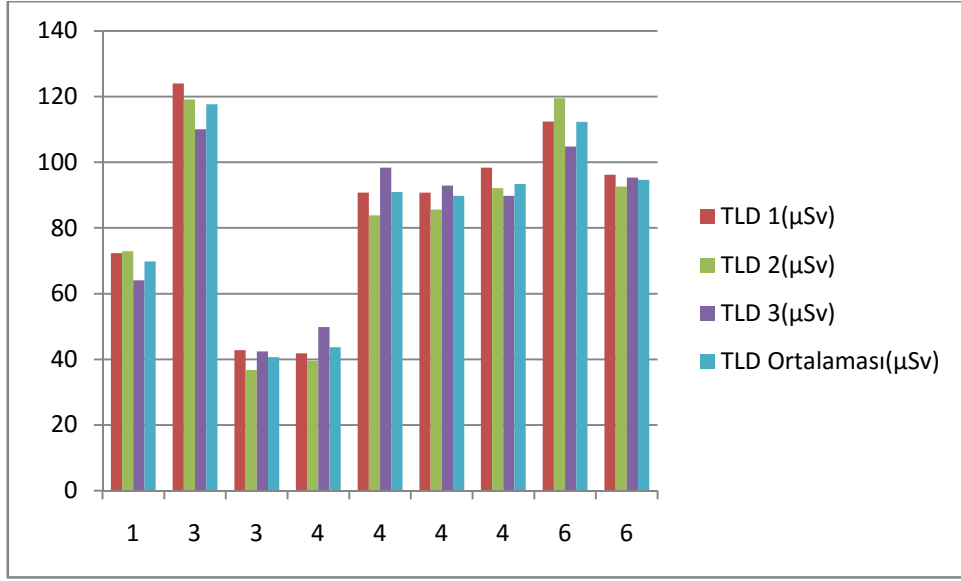
Vaka Sayısı	TLD 1 (µSv)	TLD 2 (µSv)	TLD 3 (µSv)	TLD Ortalaması (µSv)
1	72,3	72,95	64,05	69,8
3	124	119,1	110,1	117,7
3	42,8	36,8	42,4	40,7
4	41,8	39,6	49,8	43,7
4	90,8	83,8	98,35	91,0
4	90,8	85,6	92,9	89,8
4	98,4	92,1	89,75	93,4
6	112,45	119,5	104,8	112,3
6	96,25	92,6	95,3	94,7
Tüm TLD Ortalamaları				105,6



Şekil 5.10 Anestezi hemşiresinin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

Çizelge 5.7 Teknisyen için TLD ölçüm sonuçları

Uygulama Sayısı	TLD 1(μSv)	TLD 2(μSv)	TLD 3(μSv)	TLD Ortalaması(μSv)
1	51,5	48,55	47,1	49,1
4	61	57,4	63,1	60,5
4	91,9	164,2	89,9	115,3
6	96,7	89,7	90,9	92,4
6	87,8	84	89,35	87,1
4	94	93,4	93,2	93,5
4	96,1	88,3	84,3	89,6
3	94,8	125,8	113,4	111,3
Tüm TLD Ortalamaları				100,5



Şekil 5.10 Teknisyenin katıldığı uygulama sayısı ve efektif doz dağılımı

5.7 Personelin Ortalama ve Toplam Doz Değerleri

Çizelge 5.8 Personelin ortalama ve toplam doz değerleri

Personel	Toplam uygulama	Uygulama sayısı	Ortalama Doz (μSv)	Toplam Doz (μSv)	Standart Sapma %
Kardiyolog 1	15	1	28,30	144,44	15,7
		1	8,39		8,4
		3	10,72		9,5
		4	43,99		4,8
		6	53,04		12,5
Kardiyolog 2	8	4	3,49	56,03	1,2
		4	52,54		0,6
Kardiyolog 3	16	4	64,35	103,99	2,3
		4	52,67		6,9
		6	51,32		6,4
Hemşire	31	1	5,69	343,37	7,1
		4	9,15		3,0

		3	4,29		0,9
		4	60,92		6,6
		6	51,95		1,1
		4	57,29		8,7
		6	54,55		3,2
		3	99,52		4,2
Anestezi Hemşiresi	35	1	27,99	311,07	4,3
		4	7,29		2,3
		3	3,55		1,9
		4	47,99		4,0
		6	52,94		1,6
		6	70,47		7,1
		4	49,20		7,7
		4	51,64		3,2
		3	75,95		6,0
Teknisyen	32	1	7,27	331,24	1,0
		4	18,72		3,2
		4	46,89		3,5
		6	50,65		2,6
		6	45,27		3,0
		4	51,75		0,8
		4	47,79		4,8
		3	62,89		10,6

5.8 Anjiyo uygulamalarındaki parametre örnekleri

Çizelge 5.8 Uygulama-1 parametreleri

Potansiyel (kVp)	Akım (mAs/mA)	Floroskopi süresi (ms)	DAP (mGycm ²)
67	433	5	1995
63	242	4	
68	481	5	
74*	4	0	
62	178	4	

Çizelge 5.9 Uygulama-2 parametreleri

Potansiyel (kVp)	Akım (mAs/mA)	Floroskopi süresi (ms)	DAP (mGycm ²)
66	390	4	4582
69	516	5	
66	368	4	
72*	3	0	
66	416	5	
68	508	5	
68	478	5	
69	524	5	
67	443	5	

Çizelge 5.10 Uygulama-3 parametreleri

Potential (kVp)	Current (mAs/mA)	Flouro time (ms)	DAP (mGycm ²)
65	321	4	2801
64	301	4	
68	473	5	
73*	4	0	
74*	4	0	

Çizelge 5.11 Uygulama-4 parametreleri

Potential (kVp)	Current (mAs/mA)	Flouro time (ms)	DAP (mGycm ²)
64	298	4	1348
64	290	4	
72*	3	0	
62	221	4	
64	309	4	

*Radyografi çekimleri.

SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1 TLD Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Termoluminesans Dozimetri ölçüm sonuçları aynı sayıdaki uygulamalar arasında personelin maruz kaldığı radyasyon dozlarının farklı olduğunu göstermektedir. Bunun temel nedeni, her uygulamada alınan radyografi-floroskopi sayısının değişken olması ve uygulanan X-ışını enerji potansiyelinin oluşturduğu radyasyon yoğunlukları arasındaki farklardır. Uygulamalarda radyasyon dozundaki değişime sebep olan röntgen sisteminin ana parametreleri voltaj potansiyeli farkı (kVp), anot akımı (mA) ve maruz kalma süresi (ms) olmak üzere bu çalışmadaki bazı örnekleri Çizelge 5.8-5.12’de yer almaktadır.

Radyasyon dozunda etkili olan parametrelerden biri kaynak ile hedef arasındaki mesafedir. Radyasyon dozu ile kaynağa olan uzaklık arasında ters kare yasası adı verilen bir ilişki vardır. Bir kaynaktan yayılan elektromanyetik radyasyonun şiddeti, kaynaktan uzak olduğunuz mesafeyle ters orantılıdır. X ışınları da elektromanyetik radyasyon oldukları için ters kare yasasına uyar. Personelin sabit bir pozisyonda kalmaması, radyasyon saçma malzemesi veya uygulama sırasında hastaya olan mesafe radyasyon dozunda değişikliklere neden olabilmektedir.

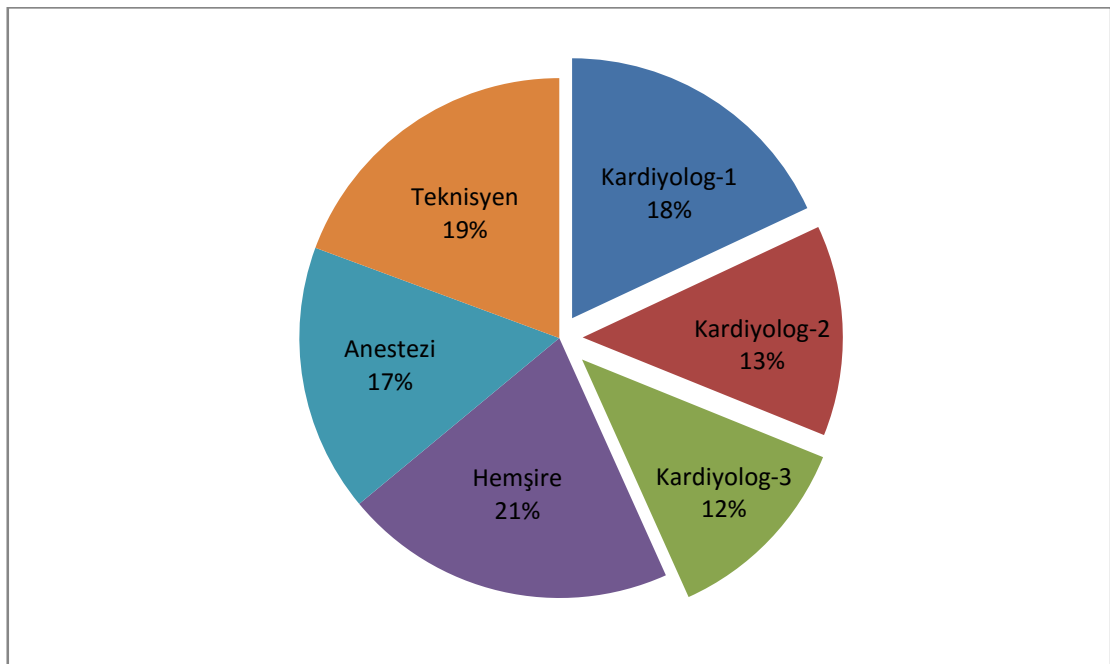
Standart sapmadaki farklılığın her uygulama için kullanılan TLD yongalarının konumu üzerinde etkili olduğunu söylemek mümkündür. Kardiyolog ve diğer personelin hareketsiz kalmaması nedeniyle, her bir TLD'nin geometrik konumu değişir. TLD'nin pozisyonunun değişmesi durumunda, radyasyona maruz kalma derecesi radyasyonun yayılma açısına ve saçılma kaynağı ile TLD arasındaki mesafeye bağlı olarak değişecektir.

6.2 Personelin Uygulama Başına Aldığı Doz Değerleri

Personelin aldığı toplam doz değerleri ve katıldıkları uygulama sayıları üzerinden uygulama başına doz hesabı yapıldığında Çizelge 6.1'deki sonuçlar elde edilmiştir. Buna göre uygulama başına doz değerlerinin 6.5 - 11.07 μSv arasında olduğu bulunmuştur.

Çizelge 6.1 Personelin toplam doz ve uygulama başına doz değerleri

Personel	Toplam uygulama sayısı	Toplam Doz (μSv)	Uygulama başına radyasyon ($\mu\text{Sv/app}$)
Kardiyolog 1	15	144,44	9,63
Kardiyolog 2	8	56,03	7,0
Kardiyolog 3	16	103,99	6,50
Hemşire	31	343,37	11,07
Anest. Hemşiresi	35	311,07	8,89
Teknisyen	32	331,24	10,35



Şekil 6.1 Uygulama başına doz değerlerinin yüzdelik dağılımı

Kardiyologların rotasyonel çalışmaları sebebiyle her birinin katıldığı uygulama sayısı diğer tıbbi personele kıyasla daha az sayıdadır ve dolayısıyla aldıkları toplam doz değerleri daha düşüktür. Ayrıca kardiyologlar uygulamaları gerçekleştirdikten sonra salondan ayrılırken diğer personel hazırlık ve toparlama işlemlerinden sorumlu oldukları için ortamda daha uzun süre geçirmektedirler.

Uygulama başına en yüksek doza hemşire maruz kalmıştır. Diğer tıbbi personel uygulama sırasında zaman zaman kurşun kalkan arkasına geçip çalıştığı gözlenirken hemşirenin bu kalkanları hiç kullanmamış olması yüksek doz maruziyetinin sebeplerinden biri olarak açıklanabilir.

Ayrıca yıllık iş yükü dikkate alındığında çalışmanın yapıldığı yıl itibarıyla 725 vaka üzerinden personelin yıllık mesleki doz miktarları hesaplandığında en yüksek doz maruziyetine sahip personelin bir yılda 8025,75 μSv (8,03 mSv/y) doz alacağı öngörülebilmektedir.

6.3 Literatür Karşılaştırması

Her bir işlem başına mesleki dozların belirlendiği ve olası yıllık dozların tahmin edildiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır.

Çizelge 6.2 Araştırma sonuçlarının literatür değerleriyle karşılaştırılması

Referanslar	Efektif Doz (μSv) / İşlem	
Folkerts, 1997	2.0	
Watson, 1997	1,8	
Vano, 1998	18.8	
Watson, 1997	Kardiyolog	Hemşire-Teknisyen
	1.8	1.4
Padovani, 1998	2.2 (CA) – 8.8 (PTCA)	1.5 (CA) – 3.0 (PTCA)
DIMOND – 1999 Spain	2.2 (CA) – 4.4 (PTCA)	0.6 (CA) – 1.1 (PTCA)

DIMOND – 1999 Italy	0.5 (CA) – 1.0 (PTCA)	0.3 (CA) – 0.6 (PTCA)
DIMOND – 1999 Greece	1.0 (CA) – 2.0 (PTCA)	0.6 (CA) – 1.1 (PTCA)
Delichas, 2003	1.2 - 2.7	
Tsapaki, 2004	0.2 (CA) – 0.3 (PTCA)	
Bu çalışma	6.5 - 9.6	8.8 - 11

Ayrıca 2019 yılında Entesar Z. ve arkadaşları tarafından yayınlanan çalışmada kardiyologun 0.35 mm kurşun önlüğünün altına göğüs seviyesine yerleştirilen TLD'lerin 5 aylık periyodu boyunca ortalama, 0.74 ± 0.04 mSv / ay, 0.83 ± 0.06 mSv / ay, 1.78 ± 0.14 mSv / 3 ay, 3.35 mSv / 5 aylık doz olarak bulunmuştur [14].

UNSCEAR, 2010 raporunda, sadece birkaç ülkenin tanısal radyolojideki geleneksel teknikler ve girişimsel prosedürler arasında ayrım yapan veriler sağlayabildiğini belirtmiştir. Bu sınırlı verilerden, geleneksel tanısal radyoloji için rapor edilen ortalama yıllık etkin doz, izlenen personel için yaklaşık 0.5 mSv iken, girişimsel prosedürler için yaklaşık 1.6 mSv'dir. 23 ülkeden gelen verilerle yapılan son bir çalışma, ülke başına girişimsel kardiyologlar için ortalama efektif dozu 0.7 mSv olarak vermiştir [17].

6.4 Sonuç

Tıbbi alandaki personel için radyasyon dozu açısından en yüksek riskli alan girişimsel uygulamalardır. Bunun en önemli nedeni, hasta üzerinde gerçekleştirilen uygulama nedeniyle personelin radyasyon kaynağına yakın konumda çalışmasıdır. Her işlemde alınan radyasyon dozunun, başvuru sayısına oranla artacağı açıktır. Bu nedenle, uluslararası otoriteler tarafından radyasyonun zararlı etkilerine karşı korunmak için koruyucu kıyafetler ve tabakalar arkasında çalışıldığı vurgulanmaktadır. Radyasyona maruz kalmayı azaltmak için koruyucu malzemeler kullanılması önemlidir. Ayrıca, birçok çalışma koruyucu malzemelerin radyasyondan korunmadaki önemini göstermiştir.

Bu çalışmada elde edilen verilere göre, tüm personel için hesaplanan etkin doz Uluslararası Radyasyon Koruma Komisyonu (ICRP) tarafından önerilen sınırların altında kaldığı tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] Vaño E., González L., Guibelalde E., Fernández JM., Ten JL., (1998). “Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology”, *Br J Radiol.*, 71(849):954-60
- [2] Tsapaki V., Kottou S., Patsilnakos S., Voudris V., Cokkinos DV., (2004). “Radiation Dose Measurements to the Interventional cardiologist using an Electronic Personal Dosimeter”, *Radiat Prot. Dosimetry*, 112(2):245-9
- [3] Delichas M., Psarrakos K., Molyvda-Athanassopoulou E., Giannoglou G., Sioundas A., Hatzioannou K., Papanastassiou E., (2003). “Radiation exposure to cardiologists performing interventional cardiology procedures”, *Eur J Radiol.*, 48(3):268-73.
- [4] Stisova V., (2004). “Effective Dose to Patient During Cardiac Interventional Procedures (Prague Workplaces)”, *Radiat Prot. Dosimetry*, 111(3):271-4.
- [5] Tsapaki V., Kottou S., Vano E., Komppa T., Padovani R., Dowling A., Molfetas M., Neofotistou V., (2004). “Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach”, *Phys Med Biol.* Mar 21;49(6):997-1005
- [6] Efsthathopoulos EP., Makrygiannis SS., Kottou S., Karvouni E., Giazitzoglou E., Korovesis S., Tzanalaridou E., Raptou PD., Katritsis DG.,(2003). “Medical personnel and patient dosimetry during coronary angiography and intervention”, *Phys Med Biol.*, 48(18):3059-68.
- [7] Oonsiri S., Jumpangern C., Sanghangthum T., Krisanachinda A., Suriyapee S., (2007). “Radiation dose to medical staff in interventional radiology”, *J Med Assoc Thai.*, 90(4):823-8.
- [8] Vaño E., Gonzalez L., Fernandez JM., Alfonso F., Macaya C., (2006). “Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up”, *Br J Radiol.*, 79(941):383-8
- [9] Padovani R., Rodella CA., (2001). “Staff Dosimetry in Interventional Cardiology” *Radiat Prot Dosimetry.*, 94(1-2):99-103.
- [10] Vano E., Ubeda C, Leyton F, Miranda P, Gonzalez L., (2009). “Staff Radiation Doses in Interventional Cardiology: Correlation With Patient Exposure” *Pediatr Cardiol.*, 30(4):409-13.

- [11] Ruiz Cruces R., García-Granados J, Diaz Romero FJ, Hernández Armas J., (1998). “Estimation of effective dose in some digital angiographic and interventional procedures” Br J Radiol.;71(841):42-7.
- [12] Whitby M, Martin CJ., (2005) “A study of the distribution of dose across the hands of interventional radiologists and cardiologists”, Br J Radiol.; 78(927):219-29.
- [13] Sanchez R., Vano E, Fernandez JM, Gallego JJ., (2010). “Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room” Cardiovasc Intervent Radiol., 33(6):1210-4
- [14] Vano E, Gonzalez L, Ten JJ, Fernandez JM, Guibelalde E, Macaya C., (2001). Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures” Br J Radiol.;74(877):48-55.
- [15] Bacher K, Bogaert E, Lapere R, De Wolf D, Thierens H., (2005). “Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization” Circulation.;111(1):83-9.
- [16] Ubeda C., Morales C, Gutiérrez D, Oliveira M, Manterola C., (2018). “Occupational Dose During Adult Interventional Cardiology: First Values With Personal Active Dosimeters in Chile” Radiat Prot Dosimetry., 1;182(2):294-297.
- [17] Tsapaki V, Kottou S, Vano E, Parviainen T, Padovani R, Dowling A, Molfetas M, Neofotistou V., (2005). “Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology” Radiat Prot Dosimetry., 117(1-3):26-9.
- [18] Areej Mutwakkil Attom Ahmad., (2008) “Occupational Dose Measurement in Interventional Cardiology Dosimetry Comparison Study”, Master tezi, Physics Department Faculty of Science University of Khartoum
- [19] Entesar Z.D.,(2018). “Occupational doses to cardiologists performing fluoroscopically-guided procedures” Radiation Physics and Chemistry Volume 153, Pages 21-26
- [20] Bor D., Olgar T., Onal E., Caglan A., Toklu T., (2009). “Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations” Med Phys., 36(8):3730-6.
- [21] Grupen, C., (2010). Introduction to Radiation Protection: Practical Knowledge for Handling Radioactive Sources. Springer Science & Business Media.
- [22] The Electromagnetic Spectrum,
<https://imagine.gsfc.nasa.gov/science/toolbox/emspectrum1.html>, 15 Mayıs 2019.
- [23] Podgorsak, Ervin B.,(2016). Radiation Physics for Medical Physicists. Springer Science & Business Media.
- [24] Işık tayfi, <http://www.bilimgenc.tubitak.gov.tr/makale/isik-tayfi-nedir>, 15 Mayıs 2019
- [25] Nolan, P. (2014). Fundamentals of Modern Physics, State University of New York.
- [26] Canadian Nuclear Safety Comission. (2012). Introduction to Radiation.

- [27] Chandra, R., (2004). Nuclear Medicine Physics, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- [28] Krane, K., (2001). Nükleer Fizik, 1. Baskı, (B. Şarer, Çev.), US: John Wiley&Sons (Palme), Ankara.
- [29] UNEP, (2016). Radiation: Effects and Sources, Avusturya.
- [30] National Council on Radiation Protection and Measurements Report No. 160, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States.
- [31] Kam, E., (2004). Tekirdağ'ın Çevresel Doğal Radyoaktivitesinin Tayini, Yüksek Lisans Tezi, YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [32] International Atomic Energy Agency. (2013) Sealed Radioactive Sources. Austria
- [33] UNSCEAR, (2017). Soursec, effects and risks of ionising radiation.
- [34] Bilge, A. N., (1985). Nükleer Tekniklerin Endüstriye Uygulanması, ÇNAEM matbaası, İstanbul
- [35] Eyre, B.L., (1996). Industrial Applications of Radiation Radiation Protection Dosimetry, Volume 68, Issue 1-2, Pages 63–72
- [36] Demir, M., (2000). Nükleer Tıp Fiziği Ders Kitabı İÜ Cerrahpaş Tıp Fakültesi Rektörlük Yayın No:4252, İstanbul.
- [37] Miller ME, Davis ML, MacClean CR, Davis JG, Smith BL, Humphries JR.,(1983) “Radiation exposure and associated risks to operating-room personnel during use of fluoroscopic guidance for selected orthopaedic surgical procedures.” J Bone Joint Surg Am.; 65(1):1-4
- [38] ICRP, (1990) Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
- [39] Bor, D., (2015) “Tıbbi Görüntüleme Uygulamalarında Radyasyondan Korunma”, 1. Ulusal Radyasyondan Korunma Kongresi, Ankara.
- [40] Bayrak, K., (2018). Marmara Denizi İzmit Körfezi Altınova Tersane Bölgesinde Ağır Metal ve Çevresel Rdyaktivite incelemesi, Yüksek Lisans Tezi, YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [41] Alan Martin, Sam Harbison, Karen Beach, Peter Cole (2019). An Introduction to Radiation Protection CRC Press.
- [42] Dursun E., (2016). Rize İlinde Akciğer Kanseri Bireylerin Evlerinde Radon Gazı Ölçümleri ve Akciğer Kanseri Radon Gazı İlişkisi, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Rize.
- [43] Kırac, S., Yuksel, D., (2001). Radyasyon Biyolojisi, Gültürk Ofset Basım
- [44] James E. Turner (2007), Atoms, Radiation, and Radiation Protection.
- [45] Faiz M. Khan (2010), The Physics of Radiation Therapy, Wolters Kluwer.
- [46] William R. Hendee and E. Russell Ritenour. Medical Imaging Physics. 4th Edition. Wiley & Sons, INC., publication. U.S.A. Copyright by Wiley-Liss, INC., New York. 2002.

- [47] Fotoelektrik effect, <http://drgstoothpix.com/2012/10/31/attenuation-photoelectric-effect/>, 20 Mayıs 2019.
- [48] Olğar T., (2004). Girişimsel Anjiyografide Optimum Doz Ölçüm Yöntemlerinin Görüntü Kalitesine Bağlı Olarak Geliştirilmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [49] Önal E., (2006). Bazı Girişimsel İncelemelerde Personel Dozunun İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [50] E. Wiedemann and G.C Schmidt, Uber Lumineszenz, Ann. Phys. Chem. Neue Folge 54 (1895) 604.
- [51] Murthy, K.V.R (2014). Thermoluminescence and its Applications: A Review, Defect and Diffusion Forum Vol. 347, 35-73.
- [52] Ramesh Chandra Tiwari, (2013). “Thermoluminescence Studies of Naturally occurring Salts Relevant to Dosimetry Obtained From Mizoram”, India.
- [53] Nur N.,(2010). Ametistlerin Termoluminesans Yöntemiyle Dozimetrik Karakteristiğinin Analiz Edilmesi, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana.
- [54] A.J.J. Bos, (2007). Theory of Thermoluminescence, Radiation Measurements 41 (2007) S45 – S5625
- [55] McKeever S.W.S., (1985). Thermoluminescence of Solids, Cambridge University Press.
- [56] Akkaya R., (2011). Doğal Kuvars Mineralinin Termoluminesans Özellikleri ve Kinetik Parametrelerinin Belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana.
- [57] Burgh, W. M., (1967), “Thermoluminescence, Low Radiation Dosage and Black - Body Radiation”, Physics in Medicine and Biology, Vol. 12, No. 4: 523-530]
- [58] Mehmet Akif Ersoy Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, <https://mehmetakifersoyeah.saglik.gov.tr/TR,59916/anjiyo-kateter-laboratuvari.html>
- [59] Philips Allura Xper FD10/10 çift kanatlı X-ışını sistemleri <https://www.philips.com.tr/healthcare/product/HC722024CA/allura-xper-fd10-10-biplane-cardiovascular-x-ray-system>
- [60] Mavig Koruyucu Önlük, https://www.mavig.com/relaunch/en/wp-content/uploads/RA650_0917_02.jpg

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Kevser HIŞIROĞLU AYAR
Doğum Tarihi ve Yeri : 26.01.1990 – Fatih/İstanbul
Yabancı Dili :İngilizce
E-posta :k.hisiroglu@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Fizik	Yıldız Teknik Üniversitesi	2013
Lise	Fen	Cibali YDA Lisesi	2007

YAYINLARI

Bildiri

1. Hışiroğlu Ayar K. ve Kam E., (2019). “Radiation Doses of Personnel in Pediatric Interventional Cardiology Applications”, UBAK, 15-16-17 Şubat 2019, Yalova.