

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**HİBRİD TEKNOLOJİSİNE DAYANAN POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ-
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI İLE GÖRÜNTÜLEMEDE
STANDART TUTULUM DEĞERİNİN İNCELENMESİ VE ETKİNLİĞİNİN
TESPİTİ**

Aslı KÖSEM

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAYIS 2018

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**HİBRİD TEKNOLOJİSİNE DAYANAN POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ-
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI İLE GÖRÜNTÜLEMEDE
STANDART TUTULUM DEĞERİNİN İNCELENMESİ VE ETKİNLİĞİNİN
TESPİTİ**

Aslı KÖSEM

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAYIS 2018

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HİBRİD TEKNOLOJİSİNE DAYANAN POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ-
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI İLE GÖRÜNTÜLEMEDE
STANDART TUTULUM DEĞERİNİN İNCELENMESİ VE ETKİNLİĞİNİN
TESPİTİ**

Aslı KÖSEM

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**(Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FYL-
2016-1781 nolu proje ile desteklenmiştir.)**

MAYIS 2018

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HİBRİD TEKNOLOJİSİNE DAYANAN POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ-
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI İLE GÖRÜNTÜLEMEDE
STANDART TUTULUM DEĞERİNİN İNCELENMESİ VE ETKİNLİĞİNİN
TESPİTİ

Aslı KÖSEM

FİZİK

ANABİLİM DALI

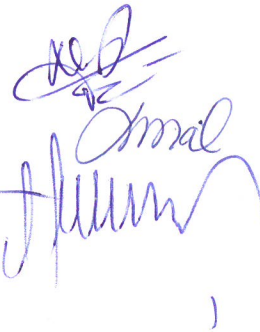
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 23.05/2018 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Nina TUNCEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR



ÖZET

HİBRİD TEKNOLOJİSİNE DAYANAN POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ-BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARI İLE GÖRÜNTÜLEMEDE STANDART TUTULUM DEĞERİNİN İNCELENMESİ VE ETKİNLİĞİNİN TESPİTİ

Aslı KÖSEM

Yüksek Lisans, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Nina TUNÇEL

MAYIS 2018; 49 sayfa

Bu çalışmada iki farklı görüntüleme yöntemi olan Pozitron Emisyon Tomografi ve Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının (PET-BT) birlikte kullanılmasıyla oluşturulan hibrid görüntüleme sisteminde yapılan uygulamalarda radyoaktif işaretleyicinin dokulardaki standart tutulum değerinin (Standardized uptake value: SUV) incelenmesi ve klinik etkinliğinin tespiti amaçlanmıştır.

BİOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazından elde edilen hasta görüntüleri üzerinde SUV değerlendirmesi yapılabilmesi için ilgilenilen bölge çizilerek SUV verileri değerlendirildi. SUV değerini etkileyen parametrelerin etkinliğinin tespiti için kaydedilen her bir hastanın kilo verileri kaydedilerek hastaya enjekte edilen aktivitenin önemi irdelendi. Kullanılan radyoaktif maddelerin aktivitesinin SIEMENS marka INTEGO doz kalibratör cihazında ölçülmesi sağlandı. Hastaya damar yoluyla enjekte edilen radyoaktif maddenin ciltte oluşturduğu kontaminasyon miktarı termoluminesans dozimetreler kullanılarak ölçülüp kaydı tutuldu. Kaydı tutulan vakaların tümünde enjeksiyon saati, çekime kadar olan bekleme süresi, görüntüleme süresi ölçülerek SUV değerine olan etkileri değerlendirildi. Çalışmanın sonucunda yarı nicel bir değerlendirme olan SUV'u etkileyen parametrelerin doğruluğunun ve hassasiyetinin önemi tartışıldı.

Tez kapsamındaki dozimetrik çalışmalar Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda (AD) yürütülmüştür.

ANAHTAR KELİMELER: Bilgisayarlı Tomografi (BT), FDG, Pozitron Emisyon Tomografi, Radyofarmasötik, Standardize tutulum değeri (SUV)

JÜRİ: Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR

ABSTRACT

HYBRID TECHNOLOGY POSITION EMISSION TOMOGRAPHY - COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC BY INVESTIGATION AND EVALUATION OF STANDARD UPTAKE VALUE UNLIMITED DEVICES

Aslı KÖSEM

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

May 2018; 49 pages

In this study, it was aimed to investigate the standardized uptake values (SUV) of radioactive markers in the applications of hybrid imaging system which is formed by using two different imaging methods, PET and CT, and to determine the clinical effectiveness.

SUV evaluation was performed by drawing the area of interest in order to be able to perform SUV evaluation on patient images obtained from the BIOGRAPH TRUE POINT 16 PET-CT. To determine the effectiveness of the parameters affecting the SUV value, the weight of each recorded patient was recorded and the importance of the activity injected into the patient was examined. The activity of the radioactive substances used was measured on the SIEMENS INTEGO dose calibrator. The amount of contamination of the radioactive material injected into the patient through the skin was measured and recorded using thermoluminescence dosimeters. On the whole of the cases, the injection time, the waiting time until the shooting, the imaging time were measured and the effects on the SUV value were evaluated. As a result of the study, the significance of the accuracy and accuracy of the parameters affecting the SUV, which is a semi-quantitative assessment, was discussed.

The dosimetric studies within the scope of the thesis have been carried out in the Department of Nuclear Medicine (AD) of Akdeniz University Faculty of Medicine.

KEYWORDS: Computerized Tomography, FDG, Positron Emission Tomography, Radiopharmaceutical, Standardized Uptake Value (SUV)

COMMITTEE: Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Dr. Öğr. Ü. Tahir ÇAKIR

ÖNSÖZ

İki farklı görüntüleme yöntemi olan Pozitron Emisyon Tomografi ve Bilgisayarlı Tomografi cihazlarının (PET-BT) birlikte kullanılmasıyla oluşturulan hibrid görüntüleme sisteminde yapılan uygulamalarda radyoaktif işaretleyicinin dokulardaki standart tutulum değerinin (Standardized uptake value: SUV) incelenmesi ve klinik etkinliğinin tespitini amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Çalışmalarım sırasında bilgi ve tecrübeleriyle beni yönlendiren, sabırla her türlü desteği veren danışmanım Sayın Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışmayı destekleyerek araştırma olanağı sağlayan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

Prof. Dr. Binnur KARAYALÇIN'a, çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşım Gül DEMİR'e, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı çalışanlarına ve yüksek lisans arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

TLD okuma işlemlerini gerçekleştirmeme izin veren RADAT Dozimetri Laboratuvar Hizmetleri A.Ş.'ye destekleri için sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında olduğu gibi bu tez çalışmam sırasında da yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen babam Hüseyin KÖSEM ve annem Hasibe KÖSEM'e sonsuz sevgi, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Bana her zaman güç veren, tezimin her aşamasında yanımda olan ve desteğini hep hissettiren nişanlım, Berkay ÇELİK'e en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun tanımı ve türleri	3
2.1.2. Radyasyon kaynakları	3
2.1.3. Radyoaktif bozunum türleri	4
2.1.3.1. Alfa bozunumu	4
2.1.3.2. Beta bozunumu	4
2.1.3.3. Gama bozunumu.....	5
2.1.4. Radyoaktivite ve radyoaktif bozunum yasaları	6
2.1.4.1. Fiziksel yarı ömür.....	6
2.1.4.2. Biyolojik yarı ömür	6
2.1.4.3. Etketif yarı ömür	6
2.1.4.4. Ortalama ömür.....	7
2.1.5. Radyasyonun madde ile etkileşimi.....	7
2.1.5.1. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi.....	8
2.1.5.2. Fotonların madde ile etkileşimi	9
2.2. Radyasyon Ölçümü ve Dedektörler	9
2.2.1. İyon odaları	10
2.2.2. Kuyu tipi dedektörler.....	10
2.2.3. Geiger Muller dedektörler	11
2.2.4. Orantılı sayaçlar	12
2.2.5. Termoluminesans dedektörler	12
2.2.6. Yarı iletken dedektörler.....	13

2.3. Radyasyon Dozu Birimleri	14
2.3.1. Aktivite birimi	14
2.3.2. Işınlama birimi	15
2.3.3. Absorbe doz birimi	15
2.3.4. Eşdeğer doz birimi	16
2.4. Radyasyondan Korunmanın Kuralları	16
2.4.1. Radyasyondan korunma yolları	17
2.4.1.1. Zaman	17
2.4.1.2. Mesafe	18
2.4.1.3. Zırhlama	18
2.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntüleme Tekniği	19
2.6. Pozitron Emisyon Tomografi Görüntüleme Tekniği	19
2.6.1. Pozitron emisyon tomografinin kısa tarihçesi	20
2.6.2. Pozitron emisyon tomografinin fiziksel temelleri	21
2.6.3. Dedektör ve kristal yapıları	21
2.6.4. Atenuasyon, absorpsiyon ve saçılma etkisi	22
2.6.5. Pozitron emisyon tomografide kullanılan radyofarmasötikler	23
2.6.6. FDG'nin tümörde tutulum mekanizması	24
2.7. Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Füzyon Sistemleri	24
2.7.1. PET-BT görüntülemenin temelleri	24
2.7.2. Standardize tutulum değeri	25
3. MATERYAL VE METOD	27
3.1. Materyal	27
3.1.1. PET-BT cihazı	27
3.1.2. RADOS 2000RT sistemi ve LiF-100 TLD	28
3.1.3. MOSFET Temelli doz ölçüm sistemi	30
3.1.4. Doz kalibratör cihazı	30
3.1.5. Gieger Muller dedektör	31
3.1.6. Enfeksiyon cihazı	32
3.1.7. Hasta seçimi	32
3.2. Metot	33
3.2.1. Hastalara tanı amacıyla F-18 FDG uygulanması	34

3.2.2. Kalibrasyon ölçümleri için kullanılan Geiger Muller dozimetre ve TLD dozimetre ile yapılan işlemler	36
3.2.3. Hasta Dozu Ölçümlerinde Kullanılan Geiger Muller ve TLD Dozimetre ile Yapılan Ölçümler	37
3.2.4. Mosfet Temelli Doz Ölçüm Sistemi ile Yapılan Ölçümler	37
4. BULGULAR	38
4.1. TLD İle Ölçülen Doz Değerlerinin Kalibrasyonu ve Dönüşümleri	38
4.2. GM dozimetre ile yapılan ölçümlerin kalibrasyonu ve dönüşümleri	39
4.3. Hastalara ait verilerin ve koldaki kontaminasyon verileri.....	39
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇLAR	43
7. KAYNAKLAR	44
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Hibrid Teknolojisine Dayanan Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Cihazları İle Görüntülemeye Standart Tutulum Değerinin İncelenmesi ve Etkinliğinin Tespiti” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

23/05/2018

ASLI KÖSEM

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

Bq	: Becquerel
Ci	: Curie
F-18	: Flor 18
Ge	: Germanyum
I	: Çıkan ışın demetinin şiddeti
I_0	: Gelen ışın demetinin şiddeti
Li	: Lityum
Si	: Silisyum
t	: Doku kalınlığı
t(1/2)	: Fiziksel yarı ömür
T	: Yaşam süresi
Tb	: Biyolojik yarılanma süresi
α	: Alfa bozunumu
β	: Beta bozunumu
λ	: Bozunum sabiti
μ	: Absorbsiyon katsayısı

Kısaltmalar

- BT : Bilgisayarlı Tomografi
- FDG : F-18 ile işaretli fluorodeoksiglikoz radyofarmasötüğü
- ICRP : Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu
- LOR : Sanal hat eş cevap eğrisi (Line of Response)
- PET : Pozitron Emisyon Tomografi
- PMT : Foton çoğaltıcı tüp
- SUV : Standard tutulum değeri
- TLD : Termoluminesans Dozimetre
- UV : Ultraviyole

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik Radyasyonun Enerji Spektrumu	3
Şekil 2.2. Alfa bozunumu	4
Şekil 2.3. B^- bozunumu	5
Şekil 2.4. Gama bozunumu	6
Şekil 2.5. Bremsstrahlung radyasyonunun oluşumu.....	9
Şekil 2.6. İyon odası ve elektrometre.....	10
Şekil 2.7. a)Kuyu tipi iyon odasının şematik gösterimi, b) İyon odasının tabanından uzaklıkla yanıtın değişimi	11
Şekil 2.8. TLD okuyucu sistem şeması.....	12
Şekil 2.9. Zaman parametresi.....	17
Şekil 2.10. Mesafe parametresi	18
Şekil 2.11. Zırlama.....	18
Şekil 2.12. PET-BT cihazının genel görünümü	25
Şekil 2.13. PET-BT sistemlerde görüntü füzyon işlemi	25
Şekil 3.1. BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazı	28
Şekil 3.2. a) TLD fırın tepsi, TLD ve kaset, b) TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi, c) RADOS 2000 TLD okuyucu, d) PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını.....	29
Şekil 3.3. Best Medical marka TN-502RD model ikili MOSFET dozimetre.....	30
Şekil 3.4. BIODEX marka ATOMLAB 500 doz kalibratör cihazı.....	31
Şekil 4.1. Aktivite-doğ bağlantısı	37
Şekil 4.2. TLD doz değerleri ve radyoaktif maddenin beklenen aktivite değerleri ile çizilen doğrusal grafik.....	38

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Görüntüleme kronolojik ilerleme.....	20
Çizelge 3.1. BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazı özellikleri	27
Çizelge 3.2. Çalışmaya dahil edilen hasta bilgileri.....	32
Çizelge 3.3. Kalibrasyon için kullanılan TLD kristallerinin doz değeri ve beklenen aktivite doz değeri.....	33
Çizelge 3.4. Akciğer Ca. vakasına ait alınan veriler ve SUV değerleri.....	34
Çizelge 3.5. Kolon Ca. vakasına ait veriler ve SUV değerleri	36
Çizelge 4.1. Geiger Muller Dozimetrenin Okuma Değerleri.....	39
Çizelge 4.2. Akciğer Ca. hastaya ait verilerin ortalama ve standart sapma değerleri.....	40
Çizelge 4.3. Kolon Ca. hastaya ait verilerin ortalama ve standart sapma değerleri	40
Çizelge 4.4. SUV hesaplamaları	41
Çizelge 5.1. TLD ve Geiger Muller ile elde edilen mCi cinsinden değerleri	42

1. GİRİŞ

Tıbbi görüntüleme, insan vücudunun içyapısının çeşitli yöntemlerle görüntülenmesidir. Medikal alanda bu görüntüler teşhis için gereklidir. 1940 yılından itibaren, radyoaktif izotoplar kullanılarak organ ve yapıların morfolojik görüntülenmesiyle hastalıklar tanılanmakta ve incelenmektedir. Nükleer Tıpta en çok kullanılan fizyolojik görüntüleme tekniklerinden biri olan Pozitron Emisyon Tomografi cihazı ile metabolik radyoaktif maddelerin birikimine bakılarak normal veya patolojik dokular görüntülenmektedir.

PET, dokulardaki yerel radyoaktif bileşiğin dağılımının bilgisayar tarafından üretilen bir görüntüsünün, vücudun içine giren radyonüklidlerin bozunması ve pozitronları serbest bırakmasıyla ortaya çıkan yok olma fotonlarının saptanması yoluyla üretildiği bir tomografik sintigrafik tekniktir.

PET-BT, iki ayrı teknik olan PET ile BT teknolojilerinin birleştirilmesi sonucu ortaya çıkan yeni bir görüntüleme tekniğidir. Bu görüntüleme tekniğinde, PET hücrelerin fonksiyonu ve metabolizması hakkında bilgi verirken, BT ise tutulum bölgeleri hakkında anatomik olarak ayrıntılı ve kesin bilgiler sağlar.

PET-BT uygulamalarının çoğunluğunda glikoz metabolizmasının izlenmesinde F-18 ile işaretli fluorodeoksiglukoz (FDG) bileşiği kullanılmaktadır (Boellaard vd 2010).

18F-FDG PET, çeşitli dokulardaki bağıl glikoz kullanım oranlarını görüntülemek için radyoaktif olarak işaretlenmiş glikoz, 18F-FDG analogunu kullanan bir tomografik görüntüleme tekniğidir. Birçok malignitede (tümör) glikoz kullanımı arttığı için, 18F FDG PET, birçok malignitenin tedavisinin etkilerini tespit etmek, evrelemek ve izlemek için hassas bir yöntemdir.

Kombine PET-BT cihazları, 18F-FDG PET'den hem metabolik bilgi hem de BT'den gelen anatomik bilgiyi tek bir muayene sırasında sağlar. Hibrid bir sistem olan PET-BT ile elde edilen görüntülerdeki bilgiler, PET veya BT'den ayrı ayrı elde edilen bilgilere göre daha doğru ve analizi daha kolaydır (Delbeke 2006).

PET-BT hibrid sisteminin özelliklerinden en önemlisi sonuçların sayısal olarak değerlendirilebilmesidir. Böylece görüntüden yarı nicel bir değer bulunabilmektedir. Bu tanım standard tutulum değeri (standardize uptake value; SUV) olarak bilinmektedir. Bir lezyonun artmış F-18 FDG aktivitesine sahip olup olmadığını gösteren ve malign/benign dokuların ayırımını değerlendirmede kullanılan yarı nicel (semi kantitatif) bir değerlendirme kriteridir.

SUV değerinin belirlenmesinde ilgi alanı (ROI) içerisindeki FDG dağılımı, hastaya enjekte edilen FDG dozu, hasta ağırlığı veya vücut yüzey alanına göre normalize edilir. Bu düzeltme sayesinde farklı hastalardaki FDG tutulumunu karşılaştırmak mümkün olmaktadır (Lowe 1998).

SUV değeri, seçilmiş bir ROI içerisindeki ortalama aktivitenin (mCi/ml) enjekte edilen doza (mCi/kg) bölünmesi ile elde edilir. Eğer FDG tüm vücutta aynı dağılım oranını gösterir ise SUV değeri 1 olarak bulunacaktır. SUV'un 1'den büyük olması artmış aktivite tutulumunu, 1'den küçük olması ise azalmış tutulumu yansıtır (Bar-Shalom 2000).

SUV değerlerinin 2,5'un üzerinde olması malignite olasılığının arttığını göstermektedir (Erasmus 1998). SUV değeri, FDG tutulumunun bir ölçümüdür, oran belirttiği için birimi yoktur (Thie 2004).

SUV yarı nicel bir değer olduğundan birçok faktöre bağlı olarak yanlış sonuçlanabilir. SUV parametresinin doğruluğunu etkileyen faktörler klinikte hastaya yapılan enjeksiyondan başlayarak, görüntüleme süresinin sonuna kadar değişiklik gösterir. Bu faktörler hastanın kilosu, hastaya damar yoluyla enjekte edilen radyoaktif bileşimin kolda kalan kontaminasyon miktarı, verilen FDG miktarı, hastanın görüntülemeye kadar olan bekleme süresi, çekim süresi, tarayıcının çözünürlüğüdür. (Keyes 1995).

2. KAYNAK TARAMASI

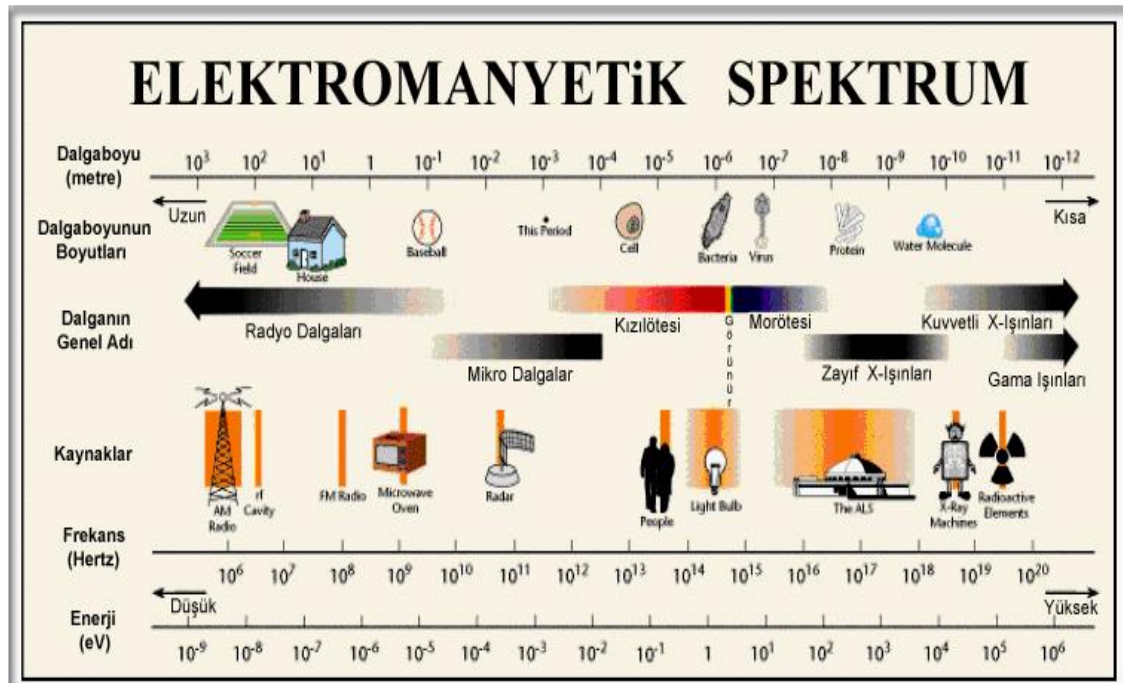
2.1. Radyasyon

2.1.1. Radyasyonun tanımı ve türleri

Radyasyon, madde içinde soğurulan ve transfer edilen enerji olarak tanımlanır. Bir radyasyon kaynağından diğer bir ortama enerji yayılması olarak da ifade edilebilir. Bu enerji iletimi parçacık veya elektromanyetik dalgalar biçiminde olabilir (Şahmaran 2011). Atomdan çeşitli şekillerde ortaya çıkan enerji türleri ve bunların yayılma şekilleri elektromanyetik radyasyon olarak adlandırılır. İçinde X ve gama ışınlarının ve görülebilir ışığın da bulunduğu radyasyonlar, dalga boyları ve frekanslarına göre bir elektromanyetik spektrum oluştururlar.

Elektromanyetik radyasyonlar iyonize edici ve iyonize edici olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır. İyonize edici olmayan radyasyonlar dalga boyu 10^{-7} metreye eşit ve yukarı olanlardır. İyonize edici olmayan radyasyonların foton enerjileri 12 elektron volt'tan daha düşüktür ve iyonize radyasyonun sınırı olarak kabul edilir.

Yüksek enerjili elektromanyetik radyasyon yani iyonize edici radyasyon atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Ayrıca iyonize edici radyasyon elektromanyetik ve partiküler radyasyon olarak da maddedeki etkiye göre sınıflandırılır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Elektromanyetik Radyasyonun Enerji Spektrumu (Şahmaran 2011).

2.1.2. Radyasyon kaynakları

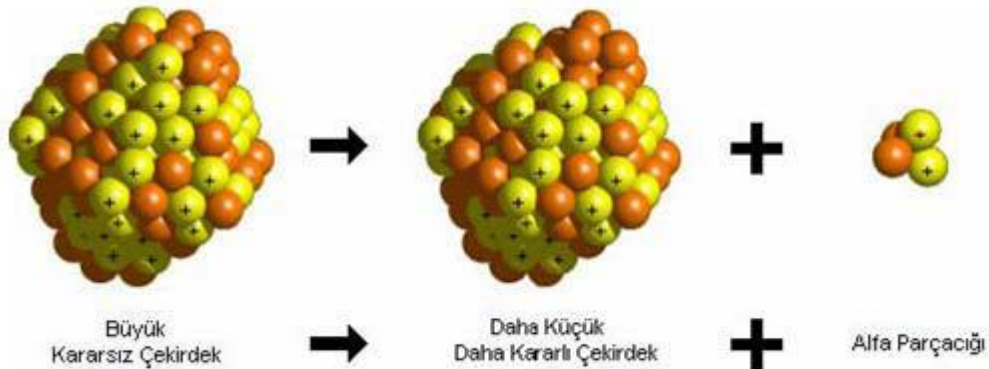
Radyasyon kaynakları, doğal ve yapay radyasyon olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Doğal Radyasyon, insanların katkısı olmaksızın doğada var olan radyasyonlardır. Dış kaynaklı olanlar kozmik radyasyon, yeryüzündeki kayalar ve toprakların yapısında bulunan radyoaktif elementlerin yaydığı radyasyonlardır. Bütün canlıların etkisi altında olduğu bu radyasyona art alan (background radyasyonu) adı verilmektedir. Yapay Radyasyon, insan aktiviteleri sonucu oluşan radyoaktif maddeler nedeniyle oluşur. Doğal kaynaklı art alan radyasyonu herkesi etkilediği halde, yapay radyasyonlar belli zamanlarda ve ilgili kişileri (meslekleri gereği veya teşhis ve tedavi amaçlı, vb) etkiler (Coşkun 2011).

2.1.3. Radyoaktif bozunum türleri

Radyoaktif çekirdekler kararlı bir yapıya sahip olmak için kendiliğinden bozunuma uğrarlar. Bu bozunum alfa, beta ve gama bozunumu olmak üzere üç farklı durumda gerçekleşebilir (Krane 2002).

2.1.3.1. Alfa bozunumu

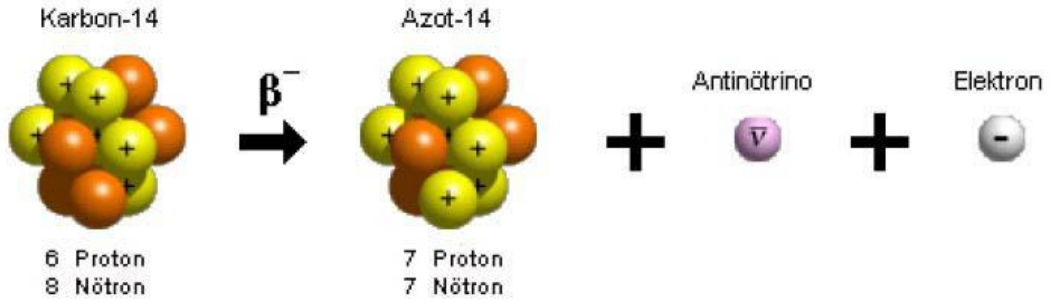
Alfa parçacık dönüşümü klasik fizik temelinde açıklanamaz, çünkü alfa parçacıkları, radyum benzeri ağır çekirdeklerdeki gibi büyük potansiyel enerji engelini aşmak için yeterli enerjiye sahip değildirler. Bu potansiyel enerji engeli 30-40 MeV civarında olabilirken yayınlanan tüm alfa parçacıklarının enerjileri 10 MeV'in altındadır. Ancak dalga mekaniği olarak dikkate alırsak çekirdek içindeki alfa parçacığının de Broglie dalgaboyu, bariyeri geçmek için olasılığa sahiptir ve bu gerçekleşir. Çekirdek içinde hapsedilmiş bir alfa parçacığı, iki nötron ve iki protonun bir parçacık oluşturmak üzere geçici olarak bir araya gelmiş gibi düşünülebilir (Barınmaz 2009) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Alfa bozunumu (Barınmaz 2009).

2.1.3.2. Beta bozunumu

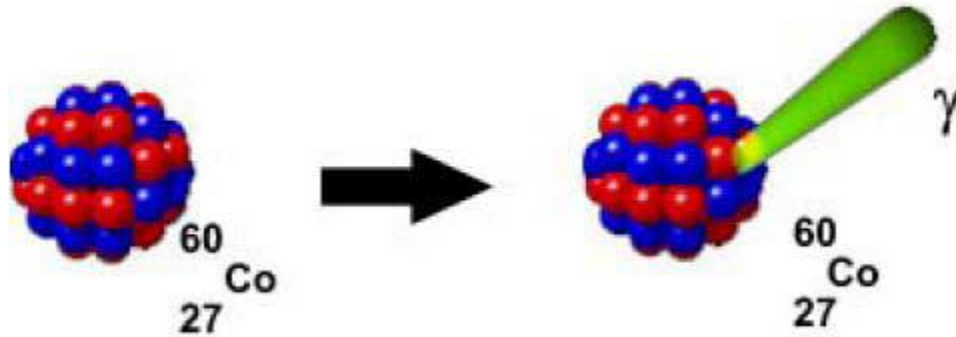
B^- bozunumu: Eğer bir radyonüklidin kararsızlığı çekirdekteki nötron fazlalığından ileri geliyorsa, çekirdeğindeki enerji fazlalığını gidermek için nötronlardan birini proton ve elektron haline dönüştürür. Proton çekirdekte kalırken, elektron hızla atomdan dışarı atılır (Şekil 2.3). Bu yüksek hızlı elektron beta parçacığı olarak isimlendirilmiştir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).



Şekil 2.3. B^- bozunumu (Barınmaz 2009).

2.1.3.3. Gama bozunumu

Atom, çekirdeğindeki fazla enerjiden dolayı ya da nüklid bozunmasından kaynaklı radyasyon yayınladıktan sonra çok defa hemen kararlı (temel enerji seviyesi) durumuna geçemez, bozunmada oluşan nüklid yarı kararlı durumdadır. Bu fazla kalan uyarılma enerjisini hemen elektromanyetik özellikte olan bir gama radyasyonu şeklinde yayımlar (Şekil 2.4). Bu şekilde bozunan yarı kararlı nüklidin atom ve kütle sayılarında bir değişme olmaz, bu nedenle izomerik bozunma adı verilmiştir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).



Şekil 2.4. Gama Bozunumu (Barınmaz 2009).

Gama yayınlanmasının yarı ömrü diğer bozunumlarla kıyaslandığında çok kısadır, genellikle 10^{-9} saniyeden daha küçüktür. Ancak saat, hatta gün seviyesinde yarı ömürlü gama radyasyonlar da vardır. Enerji spektrumları ise kesiklidir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

2.1.4. Radyoaktivite ve radyoaktif bozunum yasaları

Radyoaktivite, 1896 yılında Becquerel'in fluoresans maddelerin güneş ışığında aktiflenerek yaydıkları ışığı inceleme deneyleri sırasında, rastlantı sonucu keşfedildi. Karanlık odada bir çekmeceye uranyum tuzları yanında bırakılan fotoğraf plağında izler gözlenmesi sonucu uranyumdan bazı ışınların salındığı fikri uyandı. Daha sonra bu iyonların havayı iyonlaştırdığı gözlemlendi. Önce bu ışınlar Becquerel ışınları adı verildi. Daha sonra benzer ışınların başka elementlerden de yayımlandığı gözlemlendi. Bu tür atomlara radyoaktif atom, olaya da radyoaktivite adı verildi. Radyoaktif çekirdeklerin ışın veya parçacık salarak fazla enerjilerini atmaları ve başka çekirdeğe dönüşme olayına radyoaktif bozunma, salınan ışın veya parçacıklara da genel olarak nükleer radyasyon adı verilir (Methe 2003).

Radyoaktif bir madde içindeki radyoaktif atomlardan her biri için birim zamanda bozunma yapma olasılığı λ ' ya bozunma sabiti denir. Bir dt süresi içinde henüz bozunmaya uğramamış radyoaktif atom sayısı N ise dt zaman aralığında bozunacak atom sayısı dN için,

$$dN = -\lambda N dt \quad (2.2)$$

yazmak mümkündür. Bu eşitlik kısa bir dt süresi içinde parçalanacak atom sayısının, radyoaktif atom sayısı N ve süre ile orantılı olduğunu gösterir. Negatif işaret N'nin zamanla azaldığına işaret etmektedir. Bu eşitlik aşağıdaki gibi yazılır;

$$dN/dt = -\lambda N \quad (2.3)$$

dN/dt birim zamandaki bozunma sayısıdır ve aktivite adını alır. Aktivite bozunma sabiti ile radyoaktif atom sayısının çarpımına eşittir. (2.2) bağıntısı başka şekilde yazılırsa;

$$dN/N = -\lambda dt \quad (2.4)$$

bağıntısını elde ederiz. Bu denklemden integral alarak $t = 0$ anındaki N değerine N_0 diyerek;

$$N = N_0 \exp(-\lambda t) \quad (2.5)$$

elde edilir. Bu bağıntı radyoaktif atom sayısının zamanla üstel olarak azaldığını gösterir (Parlak ve Demir 2013).

Radyoaktivite de önemli nicelikler fiziksel, biyolojik, efektif ve ortalama yarı ömür olmak üzere 4 kısımda incelenir.

2.1.4.1. Fiziksel yarı ömür

Fiziksel yarı ömür, radyoaktif yarı ömür olarak da adlandırılır. Başlangıç radyoaktif atomların yarısının parçalanması için geçen süre fiziksel yarı ömür veya olarak tanımlanır. Çekirdeklerinin parçalanması sonucu, atom sayısının azalması radyoaktif parçalanma olarak bilinir. Radyoaktif bozunum süresince radyoaktif maddenin parçalanma hızı sabit kalır. Bozunma hızı sıcaklık, basınç ve kimyasal değişikliklerden etkilenmez (Bozkurt 2009).

Radyoaktif bozunma süresince bazı atomlar bozunmadan kalırken, bazıları bozunur. Bozunan atom sayısının bozunmadan kalan atom sayısına oranı eşit zaman dilimlerinde sabit kalır ki bu değere bozunma sabiti denir. Bozunma sabiti λ ile gösterilir. Fiziksel yarı ömür $t_{1/2}$ ile gösterilebilir (Şahmaran 2011).

$$T_{1/2} = 0.693/\lambda \text{ veya } \lambda = 0.693/T_{1/2} \quad (2.6)$$

2.1.4.2. Biyolojik yarı ömür

Vücuda alınan radyoaktif maddenin biyolojik yollardan (idrara, terleme, tükürük, solunum vs.) vücut dışına atılarak başlangıçtaki miktarının yarıya inmesi için geçen süreye biyolojik yarılanma süresi denir. Biyolojik yarılanma süresi T_b ile gösterilir. Vücuda alınan radyoaktif maddeler aynen radyoaktif olmayan izotopları gibi metabolik işleme tabii tutulurlar (Parlak ve Demir 2013).

2.1.4.3. Efektif yarı ömür

Vücuda alınan radyoaktif maddeler hem fiziksel hem de biyolojik yollardan yarılanırlar. Bu nedenle her iki terimi de birlikte eden üçüncü bir yarılanmadan bahsedilir:

$$T_e = T_{1/2} \times T_b / T_{1/2} + T_b \quad (2.7)$$

Efektif yarılanma süresi T_e ile gösterilir. Efektif yarılanma süresi genellikle deneysel olarak tayin edilir. Aynı zamanda efektif yarı ömür $0.693/\lambda$ 'ye eşit olarak tanımlanır (Parlak vd. 2013).

2.1.4.4. Ortalama ömür

Herhangi bir radyoaktif atomun aktif ömrü sıfır ile sonsuz arasında bir değer olabilir. Bununla beraber çok sayıda atomun ortalama ömrü sonlu bir sayıdır. Ortalama ömür bozunma sabitinin tersine eşittir ve bir elementin tüm atomlarının aynı hızla bozunup başka bir elemente dönüşmesi için geçen sürenin ortalamasıdır. Ortalama yarı ömür, fiziksel yarılanma süresinin 1,443 katına eşittir. Bir nüklidin ortalama yaşam süresi kendine özgü olup, bozunma sabiti ile ilişkilidir. Yaşam süresi T ile gösterilir (Şahmaran 2011).

$$T = 1/\lambda \quad (2.8)$$

Ortalama ömür, radyasyon dozimetre ölçümlerinde önemli bir parametredir.

2.1.5. Radyasyonun madde ile etkileşimi

Elektromanyetik radyasyon temelde madde içerisinde atomik elektronlarla etkileşir. Etkileşme mekanizması, etkileşme olasılığı ve enerji kaybı gelen radyasyonun yüküne, enerjisine girdiği ortamın atom numarasına ve ortamın yoğunluğuna bağlı olarak değişir (Barınmaz 2009).

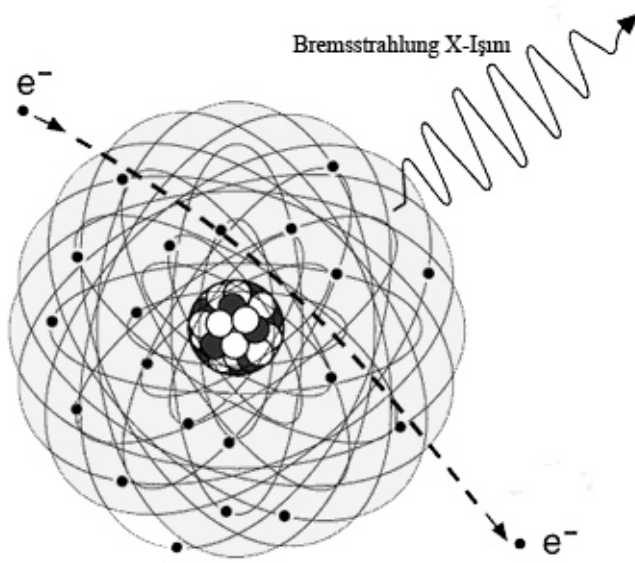
2.1.5.1. Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimi

Radyasyon, yayıldığı ortama enerji aktararak çeşitli etkileşimlere yol açar. Hedefteki enerji birikimi radyasyon dozu olarak tanımlanır ve eğer hedef canlı doku ise, sonuç çoğunlukla istenmeyen biyolojik değişimlerdir. Bu etkileşimleri anlamak, doğal olarak radyasyon ışınlama ve radyasyon dozu ile bunların tanımlanmasında kullanılan birimlerin belirlenmesine öncülük eder.

Farklı tip radyasyonların soğurucu ortamla etkileşme mekanizmaları; depolanan enerji miktarı, ortamın ayırt edici özelliklerinin radyasyon poz ve dozunu nasıl etkileyip değiştirdiği, radyasyon detektör tasarımı gibi işlemler için esas teşkil eder.

Radyasyon, ister parçacık ister elektromanyetik biçiminde olsun, madde ile etkileşimine enerji, kütle, momentum ve yük özelliklerinin hepsinin katkısı vardır. Çeşitli soğurma ve saçılma etkileşimleri ortamın uyarılmasına ve iyonizasyonuna neden olurlar.

Beta parçacıkları yüksek enerjili elektronlar olduklarından, özellikle yüksek Z'li bir soğurucu ortamdan geçerken Şekil 2.5'te görüldüğü gibi bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu üretirler. Elektronlar, çekirdek yakınından geçerken sapmalarından dolayı ivmelenirler ve bremsstrahlung fotonuna aktarılan enerji kadardır. Bir beta parçacığının enerjisinin bir kısmını radyasyon yayınlamasına dönüştürüp dönüştürmemesi, hedef çekirdeğe doğru aldığı yola ve meydana gelen sapma miktarına bağlıdır (Yüksel 2013).



Şekil 2.5 Bremsstrahlung radyasyonunun oluşumu (Demir 2008)

2.1.5.2. Fotonların madde ile etkileşimi

Fotonlar, X ve gama ışınları, girdikleri ortam atomlarının elektronları ve çekirdeği ile birçok farklı yollardan etkileşirler, fakat elektromanyetik dalgalar olduklarından kütle ve yük söz konusu değildir, bu nedenle ortamlarla etkileşim mekanizmaları yüklü parçacıklardan çok farklıdır.

Radyasyon maddeden geçerken saçılır ve/veya madde tarafından absorbe edilir. X ışınları veya Gama ışınları maddede eksponansiyel şekilde enerji kaybederek yavaşlarlar yani atenuasyon gösterirler. Bir diğer deyişle madde içinde ilerledikçe sabit bir şekilde azalma gösterirler. Bu azalma madde yapısına ve kalınlığına yanı sıra foton enerjisine bağlıdır. Işının şiddetindeki değişim ise mono enerjili fotonlar için aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$I = I_0 e^{(-\mu x)} \quad (2.9)$$

I = Çıkan ışın demetinin şiddeti

I_0 = Gelen ışın demetinin şiddeti

μ = Azalım (Atenuasyon) katsayısı

x = Yapının kalınlığı

Formülde de görüleceği üzere foton şiddeti, soğurucu madde kalınlığı ile eksponansiyel olarak azalır ve çıkan radyasyonun şiddeti, azalım katsayısı ve yapının kalınlığına bağlıdır (Şahmaran 2011).

2.2. Radyasyon Ölçümü ve Dedektörler

Radyasyonun hava, doku ve diğer ortamlardaki varlığını, cinsini ve miktarını algılama veya ölçme amacıyla farklı özellik ve biçimlere sahip birçok radyasyon algılama ve ölçme cihazı geliştirilmiştir. Radyasyonla çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon miktarının belirlenmesi için kullanılan cihazlara “dedektör” denir. Bu dedektörlerden bazıları iyon odaları, Geiger Muller sayaçlar, kuyu tipi dedektörler, orantılı sayaçlar, sintilasyon dedektörleri, yarı iletken dedektörleridir (Barınmaz 2009).

2.2.1. İyon odaları

İyon odaları, hassas hacimleri gaz ile dolu olup radyasyon dozunun ölçümünde kullanılan cihazlardır. İyon odaları ihtiyaç doğrultusunda kullanılmak üzere çeşitli şekil ve boyutlara sahiptirler. Farklı şekil ve boyutlarda olmalarına rağmen aşağıdaki özelliklere tüm iyon odaları sahiptir (Demir 2008).

İyon odaları, gama ışını ölçümleri için kararlı enerji cevabına sahiptir; Geiger sayaçlarına göre daha az hassas olmalarına rağmen pek çok yüksek radyasyon alanı için doğru ölçüm verirler. Tipik bir iyon odası, yaklaşık 200 cm³ hava ile doldurulmuştur. Odanın bir tarafı 7 mg/cm² yoğunluğunda alüminyumlu mylar ile kapatılır ve bu pencereyi korumak için plastik bir zırh kullanılır (Tanır vd. 2013).

İyon odaları ile yapılan ölçümlerde, oda hacmindeki havanın kütledeki değişimini hesaba katmak için sıcaklık ve basınç düzeltmesi yapmak gerekir (Izewska ve Rajan 2005).

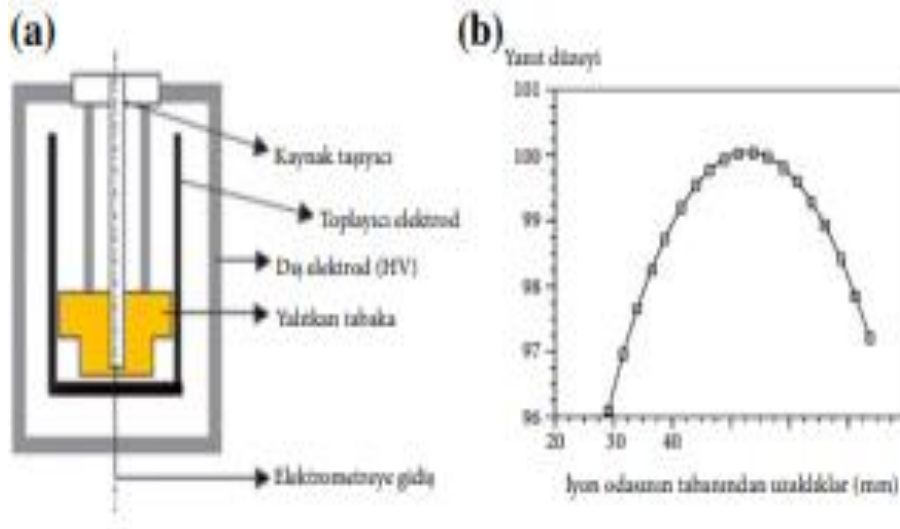


Şekil 2.6. İyon odası ve elektrometre

İyon odalarının kullanıma ve gereksinime göre silindirik, paralel levhalı ve extrapolasyon iyon odaları gibi çeşitleri bulunmaktadır (Tanır vd.2013) (Şekil 2.6).

2.2.2. Kuyu tipi dedektörler

Radyoaktif kaynağın aktivitesi üretici firma tarafından kaynak sertifikası ile verilmektedir. Ancak bu değerin kontrol edilmesi önemlidir. Kaynak şiddetini ölçmek için genellikle kuyu tipi (well type) iyon odası ile ölçüm tercih edilen bir yöntemdir.



Şekil 2.7. a) Kuyu tipi iyon odasının şematik gösterimi; **b)** İyon odasının tabanından uzaklıkla yanıtın değişimi (Kemikler 2017).

Burada en yüksek yanıtın alındığı konum, kaynak şiddetinin ölçümü için uygun olan noktaya getirilerek ölçüm yapılır (Kemikler 2017) (Şekil 2.7).

2.2.3. Geiger muller sayaçları

Geiger Muller dedektörü, % 98 Helyum ve %1.3 Bütan ile dolu bir tüpten oluşur. İyon odalarında olduğu gibi, oluşan birçok reaksiyon sonrası meydana gelen ortalama akımı ölçmek yerine, dedektör her bir etkileşimi kaydeder. Yani, tek bir iyonlaştırıcı olay Geiger Muller tüp tarafından puls yada sayım üretir. Prosesi başlatan orijinal iyon çiftlerinin sayısını göz önüne almaz, bütün pulsları aynı büyüklükte üretir. Dolayısı ile Geiger Muller sayacı radyasyon tiplerini veya enerjilerini ayırt edemez. Bu nedenle Geiger Muller sayaçlarının çoğu, dakika başına sayma olarak kabul edilir. Geiger Muller sayaçları esas olarak, radyoaktif materyalin varlığını dedekte etmekte kullanılır. Bu sayaçlar, düşük enerjili X ve Gama ışınları ölçümünde kullanılır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

2.2.4. Orantılı sayaçlar

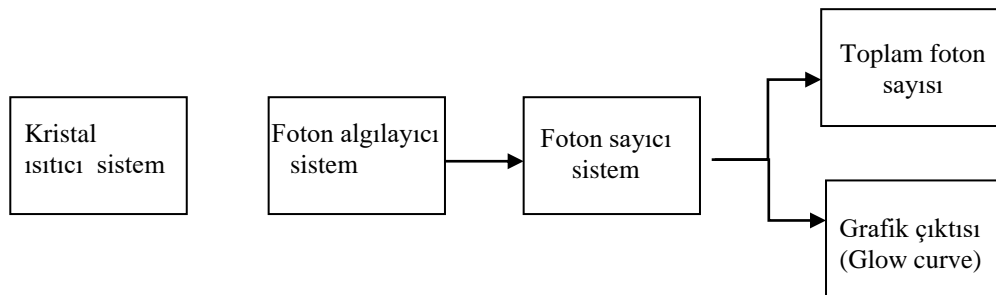
Bir gazlı dedektörü her pulsunu gözlemek için kullanmak istersek pulslar önemli derecede yükseltilmelidir. Daha büyük elektrik alan, iyonlaştırma işlemi sonucunda

çıkan elektronları daha çok hızlandırır ve gaz atomlarıyla daha çok elastik çarpımsalar yaparak sürüklenen elektronlar bu kez elastik olmayan çarpışmalar yapmak için yeterli enerjiyi kazanabilirler ve hatta yeni iyonlanmış atomlar üretebilirler. İkincil iyonlaştırma üretimi ile gerçekleşen hızlı yükselmeye Townsend Çıığı denir. Her birincil iyon için çok sayıda (103-105) ikincil olay olmasına rağmen, sayaç daima, ikincil olayların sayısı ilk olayların sayısı ile orantılı olacak şekilde çalışır. Bu yüzden bu sayaçlara orantılı sayaç denir (Barınmaz 2009).

2.2.5. Termolüminesans dozimetre

Kristal yapıda, elektronların bağlı durumda olduğu valans bandı ve serbestçe hareket edebildikleri iletkenlik bandı bulunur. Valans bandında atomda bağlı bulunan elektronlar X-ışınları ile uyarıldıkları zaman iletkenlik bandına hareket eder. Burada elektronlar serbestçe dolaşabilir ancak iki band arasına geçemezler. Kristalin az miktarda içerdiği yabancı atomlar iki band arasında ara enerji düzeyleri oluşturur. Ara enerji düzeylerinde bulunan tuzaklara uyarılan elektronlar yakalanabilir. Kristal X-ışınını soğurduğu zaman şekildeki A yolunu izleyerek iletkenlik bandına geçer. Bu elektron valans bandına geri dönerken B yolunda gösterildiği şekilde iki band arasındaki enerji farkına eşit enerjide fluoresans yayılım yapar (Johns 1983).

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristaldeki elektronlar enerjiyi soğurarak üst enerji seviyesine çıkarken ara enerji düzeylerinde tuzaklara yakalanır. Kristal ısıtılınca bu elektronlar tuzak seviyesiyle taban seviyesi arasındaki enerji farkına eşit foton yayımlayarak taban enerji seviyesine döner. Isıtma sonucu foton yayınlanan olaya “termolüminesans”, bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetri sistemine “Termolüminesans Dozimetri” denir. Yayılan foton miktarı TLD tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır. İyonize edici radyasyon ile ışınlanan kristal, TLD okuyucuda ısıtılarak yaydığı fotonlar foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile okunur (McKinlay 1981) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. TLD okuyucu sistem şeması (McKinlay 1981).

TLD farklı alanlarında radyasyon ölçümü aracı olarak kullanılır. Örneğin radyasyonun teşhis ve tedavi sırasında hastanın aldığı dozun güvenli doz limitlerini aşıp

aşmadığını belirlemek doz dağılımlarını doğrulamak amacıyla kullanılır. TLD dozimetreler toz, çubuk, kübik veya disk şeklinde olup gerçekleştirilecek uygulamaya göre dozimetre seçilir. Kalsiyum florid (CaF_2), lityum florid (LiF) alüminyum oksit (Al_2O_3) TLD olarak kullanılan kristallerden bazılarıdır. Bu kristallerin her birinin kendine özgü parlayış eğrileri vardır. Parlayış eğrilerinin altında kalan toplam alan kristalin ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla buda kristalin soğurduğu radyasyon dozuyla orantılıdır (McKinlay 1981).

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF 'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır. (Soares vd. 2006).

2.2.6. Yarı iletken dedektörler

Saf germanyum gibi yarı iletken bir materyalde enerji depolanması, dolu olan valans banttan iletim bandına elektronları uyarır ve bu esnada iletim elektronları ve elektron boşlukları üretilir. Yarı iletkene, yük taşıyıcıların hareketine sebep olarak bir akım pulsu üreten besleme voltajı uygulanır. Bir yarı iletken elektron-boşluk çiftini oluşturmak için gerekli olan enerji yaklaşık 1 eV'dir; bu bir sintilatörde iyonizasyon üretmek için gerekli olan enerjiden küçüktür. Bu yüzden soğurulan her bir foton için çok sayıda yük taşıyıcısı üretilir. Sonuç olarak, uyarılmış veya iyonize edilmiş çok sayıda atomda istatistiksel sapmalar bir yarı iletken dedektör için çok küçüktür ve çok kanallı analizör kullanılarak gözlenen çok keskin piklerle enerjiler doğru tespit edilebilir.

Yarı iletken dedektörler sintilatörlerle kıyaslandığında çeşitli avantajlara sahiptir. Bunlar, yoğunlukları ve hızlı pulslar üretmeleri sayesinde foton dedekte etmede çok verimlidirler.

Alan etkili yarı iletken metal oksit transistör (MOSFET, Metal-oxide semiconductor field effect transistor) dozimetrelerin çalışma prensibi, eşik gerilim voltajının ölçümüne dayanır. MOSFET dozimetrelerin kullanım süreleri sınırlıdır (Yüksel 2013).

Yarı iletken kristallerin dedektör olarak kullanılabilmesi ilk olarak 1945'de Van Heer tarafından gösterilmiş, 1960'lı yıllarda da etkin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yarı iletken dedektörlerin çalışma prensibi gazlı dedektörlerde olduğu gibi doğrudan yük toplama esasına dayanır. Bir gama ışını yarı iletken dedektör materyaline çarptığında, çarptığı atomdan enerji yüklü bir elektron kopararak yok olur. Böylece yarı iletken iyonizasyonla elektronlar ve boşluklar meydana gelir. Elektron ve boşluklara gerilim uygulanırsa elektronlar pozitif elektroda, boşluklar ise negatif yüklü elektroda yönelirler (Early ve Sodee 1985).

Genelde yarı iletken dedektör bir p-n eklem olarak düşünülebilir. Ters besleme altında dedektörde elektron ve boşluk çiftlerinden arınmış bir duyar bölge oluşur. Dedektör

veriminin yüksek olması için derin bir duyar bölge, derin duyar bölge elde etmek için de oldukça saf materyal gerekir. 1970'lerde önce bu saflığı elde etmek için Silikon (Si) veya Germanyum (Ge) içine Lityum (Li) sürüklenme işlemi kullanılıyordu. Bu işlem halen Si (Li) X-ışını dedektörlerinde kullanılıyor, ancak teknolojik olarak çok saf germanyum kristal büyütme imkanı olmadığından, Ge (Li) dedektör üretimi artık pek yapılmamaktadır (Kearfott vd 1992).

2.3. Radyasyon Dozu Birimleri

Radyoaktivite ile ilgili birimler Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu tarafından tanımlanmıştır. İyonlaştırıcı radyasyon miktarının ölçülebilmesi için, her şeyden önce radyasyonun absorblanmasını ölçebilecek birimlere ihtiyaç vardır. Radyoaktivite birimleri radyasyonun ölçülmesi ve radyasyondan korunma amacıyla kullanılmaktadır. Bu amaçla kullanılan eski ve yeni birimler bir arada açıklanmıştır (Yüksel 2013).

2.3.1 Aktivite birimi (Curie ve Becquerel)

Aktivite, birim zamandaki radyoaktif çekirdeğin dönüşüm sayısını ifade eder, başka bir anlamda radyoaktif yayınlanma şiddeti olarak da tanımlanmaktadır. Uzun yıllar boyunca standart aktivite birimi için 1 g Radium yayınlanma hızı olarak Curie (Ci) kullanılmıştır. 1 Curie saniyede $3,7 \times 10^{10}$ veya dakikada $2,22 \times 10^{12}$ parçalanma olarak belirlenmiştir (Tanır 2013).

Özellikle Nükleer Tıp uygulamalarında Curie birimi, çok fazla miktarda radyoaktif aktiviteyi ifade ettiği için rutin uygulamalarda bunun alt katları olan mili ve mikro curie kullanılmaktadır. Normal koşullarda 1 Ci ^{99m}Tc aktivitesi büyük kapasiteli bir nükleer tıp laboratuvarının günlük ihtiyacını karşılayabilir (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

$$1 \text{ millicurie (mCi)} = 1/1000 \text{ Ci} \quad 1 \text{ mCi} = 3,7 \times 10^7 \text{ parçalanma/saniye} \quad (2.10)$$

$$1 \text{ mikrocurie (\mu Ci)} = 1/1000 \text{ mCi} \quad 1 \mu \text{Ci} = 3,7 \times 10^4 \text{ parçalanma/saniye} \quad (2.11)$$

Aktivite, SI biriminde Becquerel (Bq) olarak tanımlanır. 1 Becquerel, 1 saniyede 1 parçalanma oluşturan radyoaktif maddenin aktifliğini ifade eder. Nükleer Tıp pratiğinde Becquerel birimi kullanılmakta ve yayınlarda da kullanılması zorunlu kılınmaktadır. Becquerel, Curie'ye göre çok daha küçük miktarda radyoaktiviteyi tanımladığı için, alt katları kullanılmamakta, üst katları kullanılmaktadır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

$$1 \text{ Giga Becquerel (GBq)} = 10^9 \text{ Bq} \quad (2.12)$$

$$1 \text{ Mega Becquerel (MBq)} = 10^6 \text{ Bq} \quad (2.13)$$

$$1 \text{ Kilo Becquerel (kBq)} = 10^3 \text{ Bq} \quad (2.14)$$

Curie ve Becquerel arasında ise şöyle bir ilişki vardır:

$$1 \text{ mikrocurie} = 37 \text{ Kilo Becquerel} \quad (2.15)$$

$$1 \text{ milicurie} = 37 \text{ Mega Becquerel} \quad (2.16)$$

$$1 \text{ Curie} = 37 \text{ Giga Becquerel} \quad (2.17)$$

2.3.2 Işınlama birimi

Normal şartlarda havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ coulomb'luk elektrik yükü kadar (+) ve (-) iyonlar oluşturan radyasyon miktarı ışınlama birimidir. Işınlama birimi Röntgen'dir. Radyasyonun havayı iyonlaştırmasının bir ölçüsüdür. SI birimlerinde ışınlama birimi olarak, röntgen eşdeğeri karşılığı Coulomb/kg kullanılır (Çağlan 2006).

1 Coulomb/kg, normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x ve gama ışını miktarıdır.

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R} \quad (2.18)$$

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.19)$$

2.3.3 Absorbe doz birimi

Radyasyon yayıldığı zaman birçok etkileşim oluşur ve yayıldığı ortamda enerji depolanır. Kütle başına soğurulan bu enerji radyasyon dozu olarak tanımlanır ve etkileşimler canlı dokusu içinde meydana gelirse biyolojik değişiklikler ile sonuçlanır. Radyasyon dozuna maruz kalmayı belirlemek bu etkileşimleri anlamada, birimler ise etkileşimleri tanımlamada yol göstermektedir (Martin 2006).

Soğurulan doz birimi, kütle başına depolanan enerji miktarı olarak tanımlanır. Geleneksel olarak rad birimi, ışınlanan maddenin 1 gramında 100 erg'lik enerjinin depolanması ile tanımlanır. SI biriminde ise soğurulan doz Gray (Gy)'dir ve ortamın kilogramı başına soğurulan 1 J'lük enerji olarak tanımlanır (Tanır 2013). Bu doz birimi sadece soğurulan enerji miktarını gösteren, hem parçacık hem de elektromanyetik radyasyonlara uygulanabilen bir büyüklük olup, radyasyon demeti ile birlikte soğurucu maddenin özelliklerini de içerir (Taner 2007).

1 Röntgenlik ışınlamanın bir gram havada soğurulan enerjisi 87,6 erg/g olup, hava dozu 0,876 rad (cGy) olarak hesaplanır (Tanır 2013).

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (2.20)$$

2.3.4 Eşdeğer doz birimi

Farklı türdeki iyonize edici radyasyonların oluşturduğu biyolojik etkiler birbirinden farklı olabilmektedir. Biyolojik etkilerin derecesi genel olarak radyasyonun yolu boyunca birim mesafede kaybedilen enerji kaybına bağlıdır. Rölatif Biyolojik Etkinlik (RBE), 1 Röntgen’lik X veya gama ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır. H ile gösterilen geleneksel eşdeğer doz birimi Rem olup, soğurulmuş doz ile Q-kalite faktörün çarpımı ile tanımlanır. SI birimi ise Sievert (Sv)’ dir (Tanır 2013).

Nükleer tıpta kullanılan radyasyon tipleri genellikle gama ve beta ışınları yayan radyoizotoplar olup nispeten düşük enerjilidir. Bu ışınlar için kalite faktörü 1 olduğundan rad ile rem cinsinden hesaplanmış doz miktarları birbirine eşit kabul edilebilir(Şahmaran 2011).

2.4. Radyasyondan Korunmanın Temel Kuralları

Radyasyon temel bilimde, tarımda, sanayide ve tıpta kullanımı ile birlikte radyasyon korunması kurallarının geliştirilmesine de ihtiyaç duyulmuştur. Radyasyondan korunmanın gerekli olduğunun anlaşılması X-ışınlarının keşfi ile birlikte başlamaktadır. 1895 yılında Wilhelm Röntgen’in X-ışınını keşfinden hemen sonra 1896’da E. Thompson bir parmağını fazla dozda X-ışını dozundan dolayı kaybetmesiyle radyasyonun zararlı etkilerini araştırmıştır (Gilbert 2009).

1902 yılında Thomas Edison’un bir asistanı fazla X-ışınına bağlı olarak ölmüştür. İlk defa 1913 yılında Alman Röntgen Işını Derneği tarafından emniyet kuralları açıklanmış ve bunu 1915 yılında İngiliz kuralları izlemiştir. Radyasyonun kullanımıyla birlikte 1920’lerde Avrupa ve Amerika’da Ulusal Radyasyon Komiteleri kurulmaya başlanmıştır. 1928’de Uluslar arası X-ışınları ve radyumdan korunma komisyonu kurulmuştur. Bu kuruluş faaliyetlerine II. Dünya Savaşı’ndan hemen önce ara vermiştir, fakat savaş sonrasında tekrar faaliyetlerine kaldığı yerden devam etmiştir (TAEK 2016).

Günümüzde Uluslararası Radyasyon Korunması Komisyonu (ICRP) adı ile faaliyetlerine o günden beri devam etmektedir. ICRP hükümet organı olmayan bağımsız bir uzman kuruluş olup, “maksimum müsaade edilebilir” radyasyon dozlarını kuruluş yılı 1928’den beri önermektedir. ICRP, 1977 yılında 26 no’lu yayınında yeni kavramlar geliştirmiştir. ALARA şeklinde isimlendirilen kavram “As Low As Reasonably Achievable” sözcüklerinin baş harflerinden oluşmuştur (Sorenson vd 1987). Türkçe’ye “Mantıklı olarak alınabilecek, mümkün olan en az radyasyon dozu alınmalıdır” şeklinde dönüştürülebilir (Hacıosmanoğlu 2004). Bugün radyasyon söz konusu olan her alanda hem çalışanlar ve hem de genel halk için, her zaman uyulması gereken bir kural haline gelmiştir. X ışınlarının ve radyoaktivitenin keşfinden sonra radyasyonun insan sağlığına olan zararlı etkileri deri eritemi, göz hastalıkları, saç dökülmesi ve tümörler şeklinde ortaya çıkmıştı.

ICRP 1958’de “Maksimum Müsaade Edilebilir Doz” (MMD) kavramına yeni bir tanımlama getirdi. Buna göre MMD, bedensel veya genetik tehlikesi olma olasılığı

ihmal edilebilecek kadar küçük olan uzun bir zaman süresince birikmiş doz olarak tanımlanmıştır (Demir 2008). 1990'da yayınlanan ICRP-60 tavsiyeleri daha önce ilan edilen tavsiye kararlarında önemli oranda değişiklik yapmıştır. Radyasyon ile çalışanların 1 yılda alabilecekleri maksimum doz miktarını 50 mSv olarak sınırlamış olup, 5 yıllık süre içinde alınacak toplam dozun ise 100 mSv'dan fazla olamayacağı kuralını getirmiştir. Yine ICRP kuralları halk için alınabilecek doz miktarını 1 mSv/yıl olarak sınırlandırmıştır (ICRP 1990). 2007 yılında yayınlanan ICRP tavsiyelerine göre 1990 yılı tavsiyeleri güncelliğini korumaktadır. Fakat Avrupa'da (EUROATOM) yıllık doz limiti en fazla 20 mSv kabul edilmektedir. 16-18 yaş arası stajyer öğrencilerin alabilecekleri maksimum doz miktarı 6 mSv/yıl olarak belirlenmiştir (ICRP 1990).

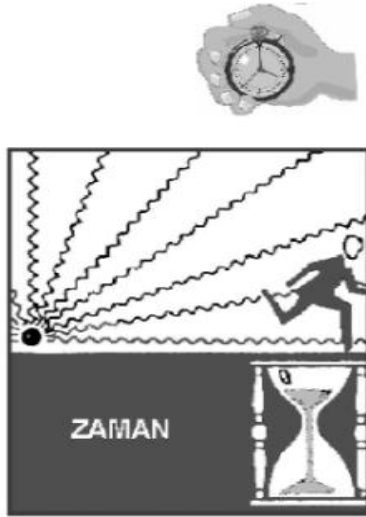
2.4.1. Radyasyondan korunma yolları

Dış radyasyondan korunmak için uluslararası kuruluşların belirlemiş olduğu bazı kurallar vardır. Bu kurallar, mesafe, zırlama (koruyucu engel) ve zaman'dır (Beyzadeoğlu ve Ebruli 2008).

2.4.1.1. Zaman

Radyasyondan alınan doz miktarı ile zaman doğru orantılı olduğundan, radyasyon ışınmasına ne kadar az süre maruz kalınırsa o kadar az doz alınır. Radyasyon çalışanlarının daha önceden plan yapması gereklidir (Şekil 2.9). Çünkü deneme-yanılma yoluyla sonuca gitmek gereksiz yere daha çok radyasyon alınmasına neden olmaktadır.

$$\text{Alınan Doz} = (\text{Doz şiddeti}) \times (\text{Zaman}) \quad (2.21)$$

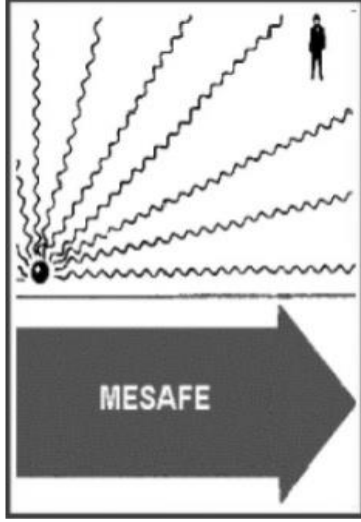


Şekil 2.9. Zaman parametresi (Barınmaz 2009).

2.4.1.2. Mesafe

Radyasyon kaynağından uzaklaştıkça radyasyonun şiddeti mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalmaktadır. Bu nedenle; özellikle radyasyon görevlilerinin

radyasyon kaynağından mümkün oldukça uzak mesafede çalışmayı ilke olarak benimsemesi gereklidir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Mesafe parametresi (Barınmaz 2009).

2.4.1.3. Zırhlama

Radyasyon kaynağının şiddetini azaltmak için önüne konulan engele zırhlama denir. Radyasyon ışımalarının türüne göre değişik koruyucu engeller kullanılmaktadır. Bu nedenle çekim esnasında; kurşun önlük, kurşun eldiven, kurşun gözlük, kurşun paravanlar, kurşun camlar ve gonadal koruyucular gibi koruyucu ekipmanlar kullanılmalıdır(Erdoğan vd 2017) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Zırhlama (Barınmaz 2009).

2.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntüleme Tekniği

Bilgisayarlı tomografi 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. BT'nin temeli Röntgen cihazlarında

kullandığımız X-Işını Tüpü teknolojisine benzer bir yapıya dayanır. Bilgisayarlı tomografi (computerized tomography) kelime anlamıyla; eski yunanca kelimeler olan Tomo (kesit) ve Graphy (görüntü)kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur (Bernier vd 1997).

BT, X-ışını demetini vücuda röntgende olduğundan farklı olarak inceltiirerek, çizgisel şekilde düşürerek iki boyutlu ve üç boyutlu kesitsel görüntüleme sağlayan bir x-ışını yöntemidir. BT' de X-ışınları vücuda gönderilirken ve vücudu geçip detektöre ulaştıktan sonraki miktar ölçülür. Aradaki fark, detektörlerin karşısına gelen dokunun X-ışını tuttuğu orandır. Bilgisayar ile bu çok sayıdaki ölçümlerden yola çıkarak, yüksek matematiksel çözümler ile üç boyutlu kesitsel görüntüler elde edilirler (Ulu ve Polatöz 2008)

Bilgisayarlı tomografi cihazı Gantri, Kabinetler, Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları olmak üzere üç ana kısımdan oluşur. Bilgisayarlı tomografi cihazının ilk ve en önemli bileşeni olan gantri halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir x-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışını tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir dedektör bulunur. Gantri belirli bir hızla dönerek ve belirli periyotlarla ışın göndererek; dedektörden sinyalleri alır ve görüntülerini oluşturmak üzere kabinetlere gönderir. BT cihazının ikinci bileşeni olan kabinetler, gantrinin devir daim sürekliliğini sağlayan komponentleri taşırlar, bunun yanında görüntü bilgisayarı ile gantrinin veri akışı için, ara yüzü oluşturur. Kabinetlerde gantrinin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları bulunur (Bor 2009).mCihazın üçüncü ve son bileşeni ise Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarlarıdır. Bu bilgisayarlar BT cihazının görüntülerini oluşturan ve cihazın ana bileşenlerinden birisidir. BT cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalardır. Cihazın dedektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla Görüntü İşlem Bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyaller yorumlanır. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir (Bor 2009).

2.6. Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Görüntüleme Tekniği

PET, vücuda verilen radyonüklidlerin dokulardaki dağılımı, bozunma sonucu pozitronları serbest bırakmasıyla ortaya çıkan yok olma fotonlarının saptanması yoluyla üretildiği bir tomografik sintigrafik tekniktir (Delbeke 2006) .Bu görüntüleme yöntemi metabolik ve fonksiyonel bilgi sağlayan bir yöntemdir. Bu nedenle PET birçok patofizyolojik durumda yapısal bozuklukların oluşmadığı erken dönemde oluşan biyokimyasal ve metabolik değişiklikleri tespit ederek erken tanıya olanak sağlar (Yüksel 2001).

2.6.1.Pozitron emisyon tomografinin kısa tarihçesi

Pozitron salıcı radyoaktif maddelere ilgi 1940 yılında Kamen ve Ruben'in Karbon-14 (14C)'ü keşfi ile başlamıştır. 1950'li yılların sonlarına doğru Ter-Pogossian Karbon, Oksijen, Azot gibi vücudun temel yapı taşlarını oluşturan kısa yarı ömürlü pozitron salıcısı radyoaktif maddelerle bölgesel metabolik çalışmaların yapılabileceği fikrini

ortaya atmış ancak bu fikir 1970’li yılların ortalarına kadar pek ilgi görmemiştir (Ünal 2008).

1970’li yılların başında bilgisayarlı tomografinin Hounsfield ve Ambrose tarafından keşfi ile tıbbi görüntüleme alanında büyük ilerleme kaydedilmiş (Hounsfield vd 1973) aynı yıllarda bazı önemli tıp merkezlerinin siklotron kullanarak pozitron salıcısı radyoaktif maddelerin biyomedikal araştırmalarda kullanılması pozitron emisyon tomografi ile görüntülemeye de bir ivme kazandırmıştır. İlk yıllarda sadece bilimsel araştırmalar amacıyla kullanılan PET daha sonraki yıllarda yüksek tanısallık potansiyeli ile rutin klinik uygulamalar arasına girmiştir (Hounsfield vd 1973).

Çizelge 2.1. Görüntüleme kronolojik ilerleme (Barınmaz 2009)

YIL	GELİŞMELER
1930	Pozitronun Carl Anderson tarafından keşfedilmesi
1932	Siklotronun Ernest Lawrence tarafından keşfedilmesi
1934	Yapay radyoaktivitenin Irene Curie ve Frederick Joliot tarafından keşfedilmesi
1958	Pozitron salıcısı fizyolojik radyonüklidlerin (¹¹ C, ¹³ N, ¹⁸ F) biyomedikal çalışmalarda etkin olarak kullanılmaya başlanması
1962	Sintilasyon kameranın Anger tarafından geliştirilmesi
1963	Kuhl ve Edwards’ın Back Projection yöntemi ile gama ışınlarından görüntü oluşturma çalışmaları
1964	Washington Üniversitesi, St.Louis’ de ilk medikal siklotron ünitesinin kurulması
1966	İki detektörlü pozitron kameranın Anger tarafından geliştirilmesi
1970	Çok detektörlü PET tarayıcısının Brownell ve Burnham tarafından geliştirilmesi ve Ter-Pogossian’un ilk rekonstrüksiyon, örnekleme ve atenuasyon düzeltme çalışmaları
1973	Bilgisayarlı Tomografinin Hounsfield ve Ambrose tarafından keşfedilmesi
1974	İlk fantom (PETT II), hayvan (PETT II½) ve insan (PETT III) çalışmalarının yapılması
1976	İlk ticari PET görüntüleme sisteminin (ECAT) piyasaya sürülmesi (Phelps ve Hoffman)

2.6.2. Pozitron emisyon tomografinin fiziksel temelleri

Hasta vücudu içine damar yoluyla verilen radyofarmasötüğün, vücut içindeki dağılımı PET tarayıcı veya PET kamera adı verilen sistemlerle belirlenir. PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar dedekte edilmektedir (Schoder vd 2003).

Üç boyutlu sintigrafik görüntülemeye dayanan PET cihazında pozitron bozunumu yapan radyofarmasötik maddeler ve özel kameralar kullanılmaktadır. Görüntüleme ilkesi olarak, pozitron-elektron yok olma olayı sonucunda ortaya çıkan iki adet 511 KeV enerjili gama ışınlarının eş zamanlı belirlenmesinden yararlanılmaktadır (Anderson vd 1999).

Pozitron bir elektrona çarpınca, kütle enerjisi dönüşür. Bu dönüşümün sonucunda elektron ve pozitronun kütleleri yok olurken, iki tane 511 keV enerjili anihilasyon fotonu birbirine 180 derece açı yaparak zıt doğrultuda ilerler. Anihilasyon fotonlarının birbiri ile 180 zıt doğrultuda yayıldığı sanal hata (Line of Response) – eş cevap eğrisi (LOR) olarak adlandırılır. Aynı anda zıt doğrultularda ilerleyen iki anihilasyon fotonunu eş zamanlı olarak detekte eden sistemlere anihilasyon koincidans deteksiyon sistemi de denilir.

PET dedektöre eş zamanlı ve aynı sanal hat üzerinde zıt doğrultuda gelmeyen foton çiftleri PET tarayıcı tarafından göz ardı edilir. Bu olaya diskriminasyon denir ve gerçek koincidans olayının lokalizasyonunu sağlar. Bu şekilde PET tarayıcıya belli bir zaman aralığında ulaşan fotonlar gerçek foton bu sürenin öncesi veya sonrasında dedektöre ulaşan fotonlar gerçek olmayan foton olarak algılanır (Demir 2015).

Nükleer tıp görüntüleme yöntemlerinde FDG radyofarmasötik bileşiği damar yoluyla hastanın vücuduna verilir. Bileşikte bulunan F-18 radyonüklidden pozitron yayılımı gerçekleşir ve bu pozitronların vücut içerisinde elektronlar ile etkileşimleri sonucu meydana gelen 511 keV enerjili anihilasyon gama fotonlarının deteksiyonlarından yapıların görüntüsü elde edilir. PET sistemindeki genelde sintilatör detektörler, devreler ve yazılımlar vasıtasıyla LOR hatları boyunca karşılıklı gelen fotonları belirler. LOR hatları doğrultusunda ilerleyen fotonlar gerçek veri olarak kaydedilir. Diğer fotonlar random veya saçılma olarak dedektöre varabilir (Bor 2009).

2.6.3. Dedektör ve kristal yapıları

PET sisteminde gerçek anihilasyon fotonlarının verileri, rastgele ve saçılan anihilasyon fotonlardan elektronik devreleri vasıtasıyla ayrılır. PET gantrisinde halka biçiminde dizilmiş olan birçok sintilatör detektörün her biri blok detektör olup, sintilatör kristal bloğu ile dört adet kare biçiminde foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile birlikte kullanılmaktadır. Detektörün içindeki sintilasyon kristallerinin 511 keV enerjideki anihilasyon fotonlarını yavaşlatma gücü yüksek olmalıdır, bu ise kristalin etkin atom

numarasının ve yoğunluğunun yüksek olmasına bağlıdır. Bu kristaller; talyum aktive edilmiş sodyum iyodür (NaI(Tl)), bizmut germanyum (BGO), seryum aktive edilmiş lütesyum okzosilikat (LSO) gibidir. Hastadan çıkarak detektörlere gelen fotonlar sintilasyon kristallerine çarparak sintilasyon fotonları oluşturulur. Kristal ve fotoçoğaltıcı tüpler arasında bulunan ışık yönlendirici tabaka (optik tabaka) tarafından odaklanıp fotoçoğaltıcı tüplerin girişinde bulunan foto katoda çarptırılarak burada durdurulmaları neticesinde elektron kopmasına neden olurlar. Açığa çıkan serbest elektronlar fotoçoğaltıcı tüplerin içerisindeki dinotlarda yüksek voltajın etkisiyle hızlandırılır. Dinotlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda serbest elektron açığa çıkararak yapıya sahiptir. Bu serbest elektronlar, fotoçoğaltıcı tüplerin çıkışındaki anotta toplanarak bir elektrik sinyali oluşturur. PET tarayıcıdan gelen elektrik sinyali bilgisayarda resim veya liste modunda toplanır. Resim modunda bilgisayar önce istenilen boyutta boş bir matris yaratır ve tarayıcıdan gelen her bir x ve y sinyali için bu pozisyona karşılık gelen piksel sayımlar bir arttırılır. Resim modunda her bir pikselin içerebileceği sayım miktarı o piksel için kullanılan bayt sayısına bağlıdır. Sayısal görüntülerin kalitesini piksel boyutu ile beraber etkileyen ikinci önemli faktör görüntü kontrastıdır. Bilgisayar hafızasındaki görüntü rakamlardan oluşmuştur ve her rakam bir pikselin içeriğini göstermektedir. Piksellerin rakam içerikleri ise kaynaktaki radyoaktivite dağılımını temsil etmekte ve bu rakamlar arasındaki farklılıklar da bu dağılımın detaylarını verir. Görüntüleme bu detayların elde edilmesi için her bir rakam farklılığının ayrı bir gri tonu ile gösterilmesi gerekir. Sayım farklılığının geniş bir skalada olması durumunda mümkün olan en geniş şiddet aralığı 0-256'dır.

PET sistemleri bazı farklı konfigürasyonlarda tasarlanmışlarsa da genelde bir dizi dedektörün bir ringe yerleştirildiği kombinasyonlar kullanılmaktadır. Kısmi ringe tasarımında sistem sürekli dönme hareketi yapmaktadır. Bir diğer sistem 6-8 arasında düzlemsel dedektör içermektedir ve sabittir. Bazı firmalar kalın kristallere sahip gama kameraları anihilasyon sayımında kullanmışlardır, bu sistemde her açıda bilgi toplaması için döndürülmesi gerekmektedir. Ringe tasarımında her dedektör karşılığında bulunan bir dizi dedektör ile eş zamanlı sayım yapabilir.

Dedektör sayısı ringin çapına ve görüş alanını kesen LOR sayısına bağlıdır. Dedeksiyon etkinliğinin arttırılabilmesi için bir dizi ringler yan yana getirilmiştir, böylelikle aynı ring üzerindeki karşılıklı dedektörler arasındaki LOR'lara ilave olarak ringler arasındaki karşılıklı dedektörler içinde LOR'lar oluşturulmuştur (Demir, 2008).

2.6.4. Atenüasyon, absorpsiyon ve saçılma etkisi

PET görüntülerinde, emisyon görüntülerinin işlenmesi sırasında eşdeğer kesitteki transmisyona özelliklerine göre atenüasyon (kayıp) düzeltilmesi yapılır ve böylece piksel başına düşen radyoaktivite konsantrasyonunun doğru ve mutlak ölçümü mümkün olur (Bor 2009).

Görüntüleme ajanının enjekte edilmesi sonrasında vücut içerisindeki organlardan kaynaklanan gama fotonları dedektörlere ulaşmak üzere yolları üzerindeki değişik yoğunluktaki dokulardan geçerler ve bu esnada belli oranlarda soğurlurlar. Soğrulma miktarı fotonun kat ettiği mesafe ve içerisinden geçtiği dokunun yoğunluğu ile orantılıdır (Bor, 2009).

PET görüntülemesinde kullanılan gama fotonlarının enerjilerinin yüksek olması soğrulmanın belli bir oranda sınırlı kalmasını sağlasa da yüksek çözünürlüklü görüntü elde etmek için bir düzeltmenin yapılması gerekir. Bu işleme soğurulmanın düzeltilmesi adı verilir. Bu düzeltmeyi yapmak için fotonların yolu üzerindeki farklı dokulara ait düzeltme katsayılarının belirlenmesine ihtiyaç vardır (Bor, 2009).

2.6.5. Pozitron emisyon tomografide kullanılan radyofarmasötikler

PET görüntülemenin duyarlılığı diğer görüntüleme tekniklerinden daha yüksektir. PET görüntülemesinde kullanılan radyofarmasötiklerin hedef organda maksimum, diğer tüm organlarda minimum düzeyde tutulması beklenir (Demir 2015).

Nükleer Tıp tetkiklerinde teşhis veya tedavi amaçlı uygulanan radyoaktif ilaçlara radyofarmasötik denilmektedir. Radyofarmasötiklerin iki önemli yapısı vardır. Birincisi radyoaktif ışın yayan bir radyoaktif element yani radyonükliddir. Diğeri ise radyonüklitin bağlı olduğu farmasötik kısımdır. İlke olarak radyofarmasötikler, bağlı oldukları farmasötik kısmın fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerine göre belli organlarda veya dokularda birikim gösterirler ve beraberinde taşıdıkları radyonüklidin yaydığı ışınlar sayesinde organ fonksiyonları görüntülenebilir veya hastalıklar tedavi edilebilir. Nükleer Tıp görüntüleme yöntemleri içerisinde en gelişmiş olan Pozitron Emisyon Tomografisinde (PET) pozitron yayan radyonüklitler ile hazırlanmış radyofarmasötikler kullanılmaktadır. PET radyofarmasötiklerinin hazırlanmasında kullanılan C-11, N-13, O-15 gibi organik radyonüklidler birçok biyokimyasal ve ilacın bir parçası olan elementlerin izotoplarıdır. (Early et al., 1985). Son 30 yılda onkolojik görüntülemelerde kullanılmak üzere sayısızca PET radyofarmasötiğinin geliştirildiğini görmekteyiz. İçlerinden hala birincil tercih olan 18F-FDG sade tanı amaçlı değil aynı zamanda kanser evrelemesinde, tedaviye yanıtların değerlendirilmesinde veya tekrar nüks tespitinde de yaygın olarak kullanılmaktadır.

PET uygulamalarının çoğunluğunda glikoz metabolizmasının izlenmesinde F-18 ile işaretli fluorodeoksiglikoz (FDG) radyofarmasötik bileşiği kullanılmaktadır. FDG-PET uygulamalarında FDG bileşiğinin aktivite miktarı MBq olarak kiloya bağlı hesaplanıp damar yoluyla enjekte edilir ve yaklaşık bir saat bekleme süresinden sonra PET cihazıyla görüntüleme yapılır (Boellaard vd 2010).

Kanserli hücreler artan metabolik ihtiyaçları nedeniyle daha fazla glukoza ihtiyaç duyarlar ve glukoz gibi FDG'yi de yüksek miktarda hücre içine alırlar. Bu özellikten yararlanılarak birçok kanser türünde hastalığın evrenmesi, tedaviye yanıtın

belirlenmesi, yeniden ve prognozun belirlenmesi gibi amaçlarla F-18 FDG görüntüleme yapılmaktadır (Blokland vd 2002).

2.6.6. FDG'nin tümörde tutulum mekanizması

Tümör hücrelerinde normal hücrelere göre artmış glukoz metabolizması 18FDG'nin tümör görüntülemesinde kullanılmasının temelini oluşturmaktadır. Tümör hücrelerindeki artmış glikoliz, glukoz tansport proteinlerinin sayısında ve intraselüler hekzokinaz enzim düzeylerinde artmaya neden olmaktadır. 18FDG ve glukoz intravenöz verildikten sonra glukoz metabolizmasının belli bir aşamasına kadar aynı yolu izlerler. Ancak 18FDG-6P'yi 18FDG'ye dönüştürecek glukoz-6-fosfotaz enziminin hepatositler dışında dokularda çok az miktarda bulunması nedeniyle geri dönüşüm çok az miktarda olur ve 18FDG-6P aktif glikoliz gösteren dokularda glikoliz hızına bağlı olarak birikmeye devam eder. Bu olaya metabolik kapan da denmektedir (Gallagher vd 1989).

2.7. Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Füzyon Sistemleri

2.7.1. PET-BT görüntülemenin temelleri

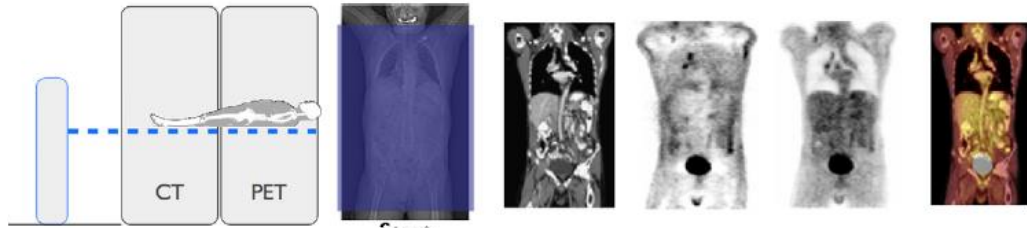
Pozitron emisyon tomografisi, bilindiği gibi metabolik bir görüntüleme yöntemi olup, radyofarmasötik olarak FDG kullanıldığında glukoz metabolizması hakkında bilgi vermektedir. Bu çok önemli biyolojik bilgi, anatomik görüntüler ile birleştirildiğinde ise klinik yararlılık bir kat daha artmakta, hem morfolojisi hem de metabolizması görüntülenen lezyonların tanısal değeri yükselmektedir. Bu gerçekten hareketle, 2000'li yılların ortalarında PET ile bilgisayarlı tomografinin (BT) birleştirildiği cihazlar kullanılmaya başlamıştır. Bu incelemede, moleküler görüntülemeye kullanılan ilk hibrid görüntüleme cihazı olan pozitron emisyon tomografisi/bilgisayarlı tomografi (PET/BT) entegrasyonunun etkisi değerlendirilmiş olup, klinik yararlılık ve katkısı aktarılmaya çalışılmıştır (Şekil 2.12).

Bu cihazlarda, BT X-ışınları ile transmisyon olarak görüntüleme yapılır. Burada, PET görüntülemeye eş zamanlı olarak konvansiyonel BT görüntüleri de elde edilir. Böylece, eşdeğer PET ve BT kesitlerinde zıt kontrast veren renk kodlarının üst üste çakıştırılması ile PET/BT görüntüleri elde edilerek, PET görüntülerinde izlenen lezyonların çok daha etkin lokalizasyonu sağlanır. Hastanın görüntülenme süresi %50 kısalmır. BT kullanılması sayesinde PET görüntüleri üzerinde anatomik lokalizasyon sağlanır.



Şekil 2.12. PET-BT cihazının genel görünümü

Şekil 2.13’de (Lonsdale vd 2010) görüldüğü gibi, bu sistemlerde BT ile PET gantrileri aynı yatak çevresinde arka arkaya yerleştirilmektedir. Böylece hasta aynı pozisyonda yatarken hem X-ışını ile transmisyon (BT), hem de radyofarmasötik bileşiği ile emisyon (PET) görüntüleme yapılabilmektedir. BT’de çekim ve görüntü elde etme süresi çok kısa olup, bu süre PET’de daha uzundur. Aynı pozisyonda elde edilen üç boyutlu morfolojik BT görüntüleri, PET görüntüleriyle füzyon yöntemiyle tam olarak birleşmektedir (Boellaard vd 2010).



Şekil 2.13. PET/BT sistemlerde görüntü füzyon işlemi (Lonsdale vd 2010)

2.7.2. Standardize tutulum değeri (SUV)

SUV değeri, ilgilenilen bölge (ROI) içindeki ortalama aktivitenin (mCi/ml) hastaya enjekte edilen doza (mCi/kg) bölünmesi ile elde edilir.

FDG-PET taramanın nitel değerlendirilmesi kısmen yeterli olsa da, şüphelenilen alanlardaki FDG tutulum derecesinin belirlenmesi için bazı yarı nicel ölçümler yapılmaktadır. SUV, Lezyondaki FDG yoğunluğunun tüm vücuda dağılmış radyofarmasötik konsantrasyonuna oranıdır. Matematiksel olarak şu şekilde ifade edilir:

$$SUV = \frac{\text{Tümördeki aktivite konsantrasyonu}}{\text{Enjekte edilen doz / Vücut ağırlığı}} \quad (2.22)$$

Bu matematiksel ifade kullanılarak bir PET tarayıcının verdiği SUV değerinin doğruluğu kontrol edilebilir.

SUV, FDG tutulumunun basitleştirilmiş bir ölçüsüdür. SUV ölçüsü metabolik aktivite ile doğrudan orantılıdır. SUV lezyondaki maksimum değer (SUV_{max}), bir lezyon etrafına çizilen ilgi alanındaki (ROI) değerlerin ortalaması (SUV_{mean}) şeklinde ifade edilebilir. SUV_{max} tekrarlanabilir bir terimdir. SUV değerini hasta kilosundan çekim süresine kadar birçok faktör değiştirebilir ve her zaman doğruyu yansıtmayabilir. SUV'ü etkileyen faktörler; enjekte edilen radyofarmasötüğün vücutta dağılımı, FDG enjeksiyonundan görüntülemeye kadar olan zaman aralığı, görüntü üzerinde çizilen ilgi alanının (ROI) boyutu ve serum glukoz seviyesidir. SUV değeri teşhis ve tedavinin yönlendirilmesinde büyük önem taşır ve bu değer 2,5'tan büyük olması malignite şüphesini artırır (Tümekaya 2011).

SUV hesaplanması enjekte edilen FDG miktarına, hastanın kütlesine ve vücut boyutuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. SUV ölçümleri, vücuttaki doku/organ tutulumları arasında karşılaştırmalar yapılarak teşhis ve tanı için olanak sağlar. SUV ölçümlerinin doğruluğu PET tarayıcının kalibrasyonunun doğruluğuna da bağlıdır (Delbeke vd 2006).

FDG radyofarmasötüğü tüm vücutta eşit dağılım gösterirse SUV değeri 1 olarak elde edilecektir. SUV değerinin 1'den büyük olması artan aktivite tutulumunu, 1'den küçük olması ise azalan aktivite tutulumunu yansıtır.

SUV bir oranı gösterdiği için birimi yoktur. SUV yarı nicel bir ölçüm olduğu için birçok parametreden dolayı yanlış değer alabilir ancak hassasiyeti oldukça önemlidir.

SUV değerini etkileyen parametreler:

Hastanın kilosu: Kilolu hastalarda SUV değeri çok yüksek çıkabilir, bu yüzden yağsız vücut ağırlığı ya da vücut yüzey alanı kullanımı daha uygundur.

Bekleme süresi: Enjeksiyondan sonraki ilk iki saatte SUV hızla artar, sonra plato yapar.

Plazma glikoz seviyeleri: Yüksek glikoz değerlerinde olduğundan düşük bulunabilir.

Doz kontaminasyonu SUV'un olduğundan daha az hesaplanmasına sebep olur. Bu durumda tümör/geri plan oranı kullanımı daha uygundur.

PET tarayıcının çözünürlüğü de önemli bir faktördür.

Bir merkezde eğer protokoller standart hale getirilmişse, SUV değerleri, primer tanıdan ziyade tedaviye cevabı göstermede daha yardımcı olabilir. Özellikle toraksın santral lezyonlarında ve baş-boyun tümörlerinde, en az 30 dakika arayla yapılan erken ve geç görüntülerde SUV değişikliğini göstermek doğruluğu iyileştirir.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. PET-BT cihazı

Deneyisel çalışmalar, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında gerçekleştirildi.

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında kullanılan cihaz BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazıdır (Şekil 3.1). Cihazın genel özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazı özellikleri

MODEL	BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazı
Eşzamanlı elde edilen dilimlerin sayısı	16
Dedektör genişliği	24 mm
Görüş alanı	52 cm, 70 cm genişletilmiş FOV
Dedektör halkaları	39 adet, isteğe bağlı 52
Halka çapı	84,2 cm
Kristal bileşimi	LSO
Kristal boyutu	4x4x20 mm
Depolama kapasitesi	147 GB görüntü depolama
Görüntü işlemcisi	1 MB önbellek (CPU), 800 MHz ön taraf veri yolu ile iki Xeon 3.2 GHz
X ışını jeneratörü kW çıkışı	50 kW



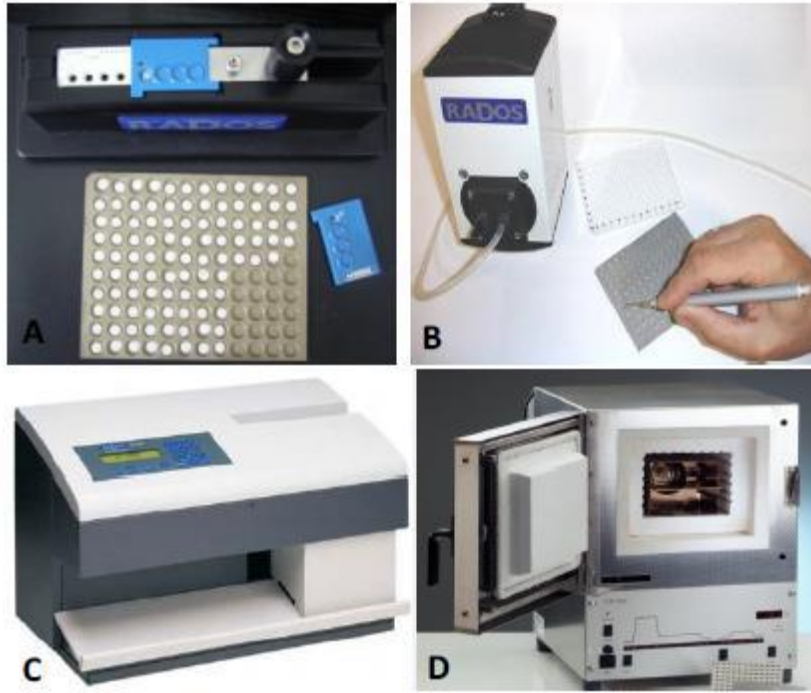
Şekil 3.1. BIOGRAPH TRUE POINT 16 model PET-BT cihazı

3.1.2. RADOS 2000RT sistemi ve LiF-100 TLD

Bu çalışmada, tasarlanan kalibrasyon fantom ve hasta cildinde FDG'nın yaydığı radyasyon miktarını incelemek için kullanılan TLD dozimetreler 4,5 mm çapında ve 0,9 mm kalınlığında disk şeklinde Lityum florür (LiF:Mg,Ti) termolüminesans fosforlar (MTS-NPoland)'dır (TLD 2005).

LiF-100 TLD kristallerini grup şeklinde ışınlayarak $\pm\%$ 3 sınırlar içinde hassaslığa sahip olanlar çalışmada kullanıldı. Işınlama veya saklamak için özel olarak tasarlanan ışınlama tepsi kullanılır (Şekil 3.2.a). Işınlanan TLD kristallerinin tüm yerleştirme işlemlerinde vakumlu cımbız kullanılır (Şekil 3.2.b).

TLD'lerin ışınma verilerini elde etmek için RADOS RE-2000RT (RadRro Int. GmbH Germany) otomatik okuyucu sistemi kullanıldı. Sistem bir defada 20 kaset içinde 80 adet TLD'nin okumasını yapabilir (Şekil 3.2.c). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar.



Şekil 3.2. a) TLD fırın tepsi, TLD ve kaset; b) TLD'lerin metal tepsiye yerleştirilmesi; c) RADOS 2000 TLD okuyucu; d) PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını

TLD okuyucuda, 5 bar N_2 akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 100 °C'ye kadar ısıtılarak okuma öncesi ısıtma "pre read heat" işlemi 35 saniye süreyle yapılır. RADOS 2000RT TLD okuma cihazı bilgisayar üzerine yüklü RADOS TLD Server yazılımı ile birlikte çalışmaktadır. Cihazdan elde edilen veriler foton sayımı olarak kayıt edilir. Okuma sırasında izlenen parlayış eğrileri sistemde kayıt edilir.

TLD için özel olarak üretilmiş, programlanabilir mikroişlemci ile kontrol edilen iki farklı ısıtma programına sahip PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH) fırın kullanılmıştır (Şekil 3.2.d). Birinci programda ısıtma öncesi kullanılan 400 °C'ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, ikinci programda ısıtma sonrasında TLD'ler okuyucu tarafından okunmadan önce 100 °C'ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur. Sıcaklık kontrollü sıcak hava akımı üreten programlanmış bir ısıtma elemanı içeren fırında dâhili fan sayesinde sıcak havanın eşit dağılması sağlanır. TL malzeme fırına paslanmaz çelik tepsi ile konulur (Şekil 3.2.a).

Birinci Program: Sıfırlama (annealing)

1. Başlangıç
2. 400 °C'ye kadar ısıtma
3. 400 °C'de 1 saat tutma
4. 100 °C'ye soğutma
5. 100 °C'de 2 saat tutma
6. Oda sıcaklığına soğutma
7. Program sonu

İkinci Program: Okuma öncesi ısıtma

1. Başlangıç
2. 100 °C'ye ısıtma
3. 100 °C'de 10 dakika tutma
4. Oda sıcaklığına soğutma
5. Program sonu (TLD 2005)

3.1.2. Mosfet temelli doz ölçüm sistemi

MOSFET temelli doz ölçüm sistemi doğrudan ölçüm yapabilen dozimetrelere dir. Bu çalışmada, tasarlanan kalibrasyon fantom ve hasta cildinde FDG'nın yaydığı radyasyon miktarını incelemek için Şekil 3.3'de görüldüğü gibi MOSFET (Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors) temelli dozimetre dozimetre kullanıldı.



Şekil 3.3. Best Medical marka TN-502RD model ikili MOSFET dozimetre

Best Medical marka TN-502RD model ikili MOSFET dozimetre hem radyoterapi hem de radyodiagnostik uygulamalarda kullanılabilir. Dozimetre aşağıdaki özelliklere sahiptir:

- Radyoterapi enerji aralığında foton ve elektronlar için kalibrasyon faktörü kullanılır.
- İzotropiktir (360° için $\pm\% 3$ veya daha düşük).
- 0,2 x 0,2 mm aktif bölgeye sahiptir.
- Hastada direkt olarak nokta ölçümü yapılabilir.
- Doz hızı ve sıcaklıktan bağımsızdır.
- Prosedürlerde dokuya zarar vermez.
- Hafif ve esnektir.
- Bir okuyucu ile iki dozimetre kapasitesi ile kullanılır (Best medical 2005).

3.1.4. Doz kalibratör cihazı

Doz kalibratör cihazı, bilinen bir radyoizotopun radyoaktivitesini ölçmek için kullanılır. Onların birincil uygulaması nükleer görüntüleme bir hastaya uygulanan dozun ölçümüdür. Bu kalibratör cihazı, sıkı düzenleyici performans standartlarını aşan, hızlı ve doğru sonuçlar veren benzersiz elektronik ve yazılım içerir. Detektör ünitesinde

radasyon tespiti için iyonizasyon odası ve iyon akımı ölçümü için bir elektrometre kullanılır. Çalışmada BIODEX marka ATOMLAB 500 doz kalibratör cihazı kullanıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. BIODEX marka ATOMLAB 500 doz kalibratör cihazı

Atomlab Dedektör Ünitesi, 0.01 μCi kadar düşük ve 9999 mCi'e kadar yüksek bir seviyeyi ölçebilen iyi tip bir iyonizasyon odasıdır (Biodex Medical Systems 2000). Çalışmada kullanılan ATOMLAB 500 doz kalibratör cihazı 14.11.2017 tarihinde 1 yıl geçerli olmak üzere % 0.54 doğrulukla Pozitron Teknik Hizmetler İç ve Dış Tic. San. Ltd. Şti. tarafından kalibre edilmiştir.

3.1.5. Geiger Muller dedektör

Geiger Muller dedektör, harici proba özellikle çok düşük radyasyon seviyesini ölçmek için tasarlanmış bir radyasyon ölçerdir. Sağlık Fiziyi Uygulamaları, Endüstriyel Radyografi, Gama Radyasyon ve Sterilizasyon Kurumları ve İzotop Uygulama Laboratuvarlarında kullanılmak üzere uygundur. Özellikle düşük seviyeli doz oranı alanlarında, güvenilir ve istikrarlı radyasyon ölçümü sağlar. Doz veya doz oranı alarm seviyesi, tam ölçüm aralığında adımlar halinde ayarlanabilir. Ayarlanan alarm seviyesi aşıldığında sesli uyarılır. NEB211, düşük seviyeli radyoaktivitenin izlenmesi için uygun olan tek darbelerin sesli gösterimi için bir akustik jeneratör içerir. Çalışmada NEB marka 211 model Geiger Muller dedektör kullanıldı. Dedektör aşağıdaki özelliklere sahiptir:

- Enerji Aralığı, $\pm\%$ 30 65 keV - 1.25 MeV değerleri arasındadır.
- Doğrusallık, $\pm\%$ 15 (tüm ölçüm aralığı için) değerindedir.
- Çalışma sıcaklığı Aralığı, $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ / $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında değişebilmektedir.
- Pil, 9 Volt PP3.

- Boyutları ve Ağırlığı: 150 x 80 x 30 mm, probsuz 295 gr olarak belirtilmiştir (TAEK 2018). Çalışmada kullanılan NEB211 dedektörü 02.01.2017 tarihinde 2 yıl geçerli olmak üzere TAEK tarafından kalibre edilmiştir.

3.1.6. Enjeksiyon cihazı

Hastalara FDG radyofarmasötiği enjekte etmek için kullanılan cihazdır. Çalışmada INTEG0 enjeksiyon cihazı kullanılmıştır. Hastanın isim, soy isim ve kilo bilgileri cihaza girildikten sonra kilonun % 10'u kadar (klinik tarafından belirlenen) aktivite, cihaz tarafından enjekte edilir.

3.1.7. Hasta seçimi

Bu çalışmada, 19 Akciğer Ca. ve 6 Kolon Ca. vakası çalışmaya dahil edilmiştir. Toplam 25 hastaya ait kilo, bekleme süresi ve görüntüleme süresi aşağıdaki Çizelge 3.2.'de belirtilmektedir.

Çizelge 3.2. Çalışmaya dahil edilen hasta bilgileri

Hasta no	Vaka	Kilo (kg)	Bekleme Süresi (dk)	Çekim Süresi (dk)
1	Akciğer Ca	78	62	18
2	Akciğer Ca	48	61	14
3	Akciğer Ca	90	72	19
4	Akciğer Ca	60	53	20
5	Akciğer Ca	64	49	21
6	Akciğer Ca	78	73	31
7	Akciğer Ca	92	98	19
8	Akciğer Ca	73	46	21
9	Akciğer Ca	56	60	16
10	Akciğer Ca	52	41	18
11	Akciğer Ca	63	43	18
12	Akciğer Ca	58	49	22
13	Akciğer Ca	87	46	19
14	Akciğer Ca	87	40	17
15	Akciğer Ca	74	64	21
16	Akciğer Ca	80	50	26
17	Akciğer Ca	73	43	27
18	Akciğer Ca	66	67	16
19	Akciğer Ca	81	63	25
20	Kolon Ca	105	63	17
21	Kolon Ca	104	58	24
22	Kolon Ca	60	55	19
23	Kolon Ca	62	57	17
24	Kolon Ca	98	66	15
25	Kolon Ca	94	63	21

3.2. Metot

Kullanılan radyoaktif maddenin miktarı ve dağılımı konusunda PET-BT cihazında elde edilen test görüntüleri alınıp, incelenerek BT görüntüsü ve PET görüntüsü arasındaki ilişkiler değerlendirilmiştir. Bu çalışmada kullanılan radyoaktif maddelerin aktivitesinin SIEMENS marka INTEGEO doz kalibratör cihazında ölçülmesi sağlanmıştır. PET-BT cihazında elde edilen hasta görüntülerinde tutulum alanları için ilgilenilen bölge çizilerek minimum, maksimum ve ortalama SUV verileri değerlendirilerek görüntüde oluşan istenmeyen artık etkilerin, enjeksiyona veya cilt kontaminasyonuna bağlı olduğu durumlarda görüntüler yeniden değerlendirilip SUV değerine olan etkisi irdelenmiştir. Bu işlemde artık etkilerin bulunduğu konumlar için, ilgilenilen bölge SUV değerleriyle yapılmıştır. Hastaya damar yoluyla enjekte edilen radyoaktif maddenin ciltte oluşturduğu kontaminasyon miktarı Geiger Muller ve Termoluminesans dozimetreler kullanılarak ölçülüp kaydı tutulmuştur. Hastalara FDG radyofarmasötüğü verildikten sonra bekleme süresi boyunca TLD dozimetrenin kolda enjeksiyon yapılan noktadaki kontaminasyon miktarını ölçmesi sağlanmıştır. Kontaminasyon miktarı yarı nicel SUV değerini etkilediği için ölçümünün sağlanması oldukça önemlidir.

Kalibrasyon işlemlerinde 8 çift TLD ve hasta ölçümlerinde 10 çift TLD kullanıldı. TLD diskler her hangi dış temasları olmaması için poşet torbalara konuldu. 20 mCi aktiviteye sahip F-18 radyoaktif maddesi esef ile 10 cc'ye tamamlanıp 2 cm çapında filakona konuldu. Filakondan 2 cm uzaklığa numaralandırılmış TLD dozimetreler dairesel olarak eşit aralıklarla yerleştirildi. 15 dakika aralıklarla aynı konumdaki bir çift TLD kaldırılarak diğer TLD dozimetrelerin ölçüm alması sağlandı (Çizelge 3.3). Başlangıç aktivitesi bilinen Flor-18 radyoaktif maddesinin 15 dk aralıklarla bozunum miktarı, $N = N_0 \exp(-\lambda t)$ formülüne göre, beklenen aktivite değeri (mCi) hesaplandı. TLD dozimetrelerin ölçüm sonuçları RADAT Dozimetri ve Laboratuvar Hizmetleri A.Ş. tarafından hizmet alınarak elde edilmiştir.

Çizelge 3.3. Kalibrasyon için kullanılan TLD kristallerinin ölçülen doz değeri ve beklenen aktivite doz değeri

	TLD No	SÜRE (dk)	BEKLENEN AKTİVİTE DOZ DEĞERİ (mCi)	TLD ÖLÇÜMÜ DOZ DEĞERİ(mSv)
KALİBRASYONDA KULLANILAN TLD KRİSTALLERİNİN ÖLÇÜLEN DOZ DEĞERİ VE BEKLENEN DOZ DEĞERİ	1	15	19,5	32,8
	2	30	18,2	29,1
	3	45	16,6	27,2
	4	60	15,1	31,1
	5	75	13,7	29,0
	6	90	12,5	22,5
	7	105	11,4	9,2
	8	120	10,3	2,6

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı PET ünitesine başvuran Akciğer Ca ve Kolon Ca vakalarına ait rastgele seçilen 25 hasta bu çalışmaya alındı. Rutin hasta hazırlığı ve görüntüleme protokolüne uygun olarak hastalara 4,79-12,91 mCi arasında FDG damar yoluyla enjekte edildi. Geiger Muller dedektör ile eksternal ışınlama şiddetlerinin ölçümü yapıldı.

3.2.1. Hastalara tanı amacıyla F-18 FDG uygulanması

Nükleer Tıp uygulamalarında en çok tercih edilen radyonüklid yarı ömrünün 109,8 dk olmasından dolayı F-18'dir. Kliniğe hazır olarak gelen FDG radyofarmasötiği, enjektörlere otomatik INTEGO enjeksiyon cihazı ile aktarıldı. Bazı durumlarda manuel olarak enjeksiyon yapılırken, enjektöre aktarılan aktivite miktarı enjeksiyon öncesinde ve sonrasında, doz kalibratörü ile ölçülerek kaydedildi.

Hastanın enjeksiyon öncesi en az 4 saat aç olması, kan ve glukoz seviyesinin 70-150 mg/dl arasında olması gerekir. Glukoz seviyesi ölçüldükten sonra damar yolu Nükleer Tıp hemşiresi tarafından açıldı. Hastanın hazır olması durumunda hasta FDG'nin uygulanacağı odaya getirildi. PET teknisyeni radyofarmasötiği intravenöz kanülden uyguladı. FDG enjeksiyonundan sonra hasta bekleme odasında görüntülemeye kadar 40-60 dk bekletildi. Hastanın bekleme süresinde hidrasyonun iyi olması açısından 1 lt su içmesi istenir. Hasta bekleme odasında, hastanın yanında bulunulması radyasyon güvenliği açısından sakıncalıdır, çok gerekmedikçe hasta bekleme odasında yalnız olmalıdır.

FDG ile PET-BT görüntülemede hastaların kilo, aktarılan FDG, enjeksiyon sonrası çekime kadar olan bekleme süresi, görüntüleme süresi gibi parametreleri alınarak hastanın görüntülenmesi sonrası SUV değerleri belirlenmektedir. Ancak görüntüleme öncesi enjeksiyon yapılan koldaki FDG birikmesi SUV hesaplanması yapılırken dikkate alınmamaktadır. Yaptığımız çalışmada, çekimlerde görüntüleme alanına dahil edilmeyen bu kontaminasyon miktarı, bekleme süresince TLD dozimetreyle ölçüldü.

Hasta bekleme odasına alındıktan sonra 10 dk aralıklarla görüntülemeye kadar Geiger Muller dedektör ile eksternal ışınlama şiddetlerinin (mR/h) ölçümleri yapıldı. Aynı zamanda hastaların bekleme süresinde enjeksiyon yapılan kollarına 1 çift TLD konularak ölçüm yapması sağlandı. Akciğer Ca. vakasına ait veriler Çizelge 3.4'te, Kolon Ca. vakasına ait veriler Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. Akciğer Ca. vakasına ait alınan veriler ve SUV değerleri

Hasta no	Kilo (kg)	Planlanan FDG (mCi)	Aktarılan FDG (mCi)	Bekleme Süresi (dk)	Çekim Süresi (dk)	SUV	TLD Ölçümü (mSv)	Geiger Muller Ölçümü (mR/h)
1	78	7,8	7,8	62	18	9,6		10 dk: 13.7 20 dk: 12.6 30 dk: 10.4 40 dk: 10.2
2	48	4,8	4,79	61	14	7,77		10 dk: 10.6 20 dk: 9.2 30 dk: 9.1 40 dk: 8.7
3	90	10,00	10,01	72	19	5,4		10 dk: 20 20 dk: 18.1 30 dk: 17.1 40 dk: 15.6
4	60	7,00	7,00	53	20	15,24		10 dk: 12.4 20 dk: 11.1 30 dk: 10.2 40 dk: 9.6
5	64	7	6,98	49	21	9		10 dk: 16.4 20 dk: 12.1 30 dk: 11.6 40 dk: 10.8
6	78	8,9	8,8	73	31	5,4		10 dk: 60 20 dk: 44 30 dk: 26 40 dk: 19,7
7	92	7,34	7,32	98	19	7		10 dk: 18.6 20 dk: 17.8 30 dk: 15.9 40 dk: 14.7
8	73	8,00	8,04	46	21	8,15		10 dk: 17.9 20 dk: 15.1 30 dk: 11.5 40 dk: 10.2
9	56	8,00	7,92	60	16	10		10 dk: 20 20 dk: 19 30 dk: 16.9 40 dk: 15
10	52	5,2	5,37	41	18	9,4	0,197	10 dk: 8,4 20 dk: 8,3 30 dk: 6,5 40 dk: 6,0
11	63	11	10,04	43	18	7,8	0,516	10 dk: 15 20 dk: 14,6 30 dk: 13 40 dk: 11
12	58	5,80	5,81	49	22	12,61	0,158	10 dk: 8,9 20 dk: 8,3 30 dk: 5,5 40 dk: 5,3

1

¹ (Devamı Arkada)

Çizelge 3.4'ün devamı

13	87	10	9,88	46	19	16,56	0,358	10 dk: 10,2 20 dk: 9,7 30 dk: 9,2 40 dk: 8,3
14	87	11	10,91	40	17	3,4	0,356	10 dk: 11 20 dk: 9,8 30 dk: 9 40 dk: 8,51
15	74	7,40	7,41	64	21	10	0,476	10 dk: 9,7 20 dk: 9,3 30 dk: 9,0 40 dk: 8,6
16	80	8	7,98	50	26	10	0,516	10 dk: 8,3 20 dk: 7,5 30 dk: 6,9 40 dk: 6,5
17	73	12,91	11,90	43	27	4,5	0,399	10 dk: 14 20 dk: 11,7 30 dk: 9,9 40 dk: 9,3
18	66	6,60	6,59	67	16	9	0,309	10 dk: 6,2 20 dk: 5,8 30 dk: 5,2 40 dk: 5,0
19	81	8,10	8,09	63	25	15	0,326	10 dk: 9 20 dk: 7,8 30 dk: 7,2 40 dk: 7

Çizelge 3.5. Kolon Ca. vakasına ait veriler ve SUV değerleri

Hasta no	Kilo (kg)	Planlanan FDG (mCi)	Aktarılan FDG (mCi)	Bekleme Süresi (dk)	Çekim Süresi (dk)	SUV	TLD Ölçümü (mSv)
1	105	10,5	10,5	63	17	5,70	10 dk: 20 20 dk: 12,7 30 dk: 11,4 40 dk: 11,2
2	104	10,4	10,39	58	24	4,3	10 dk: 17,1 20 dk: 15,8 30 dk: 12,3 40 dk: 11,7
3	60	7,00	6,95	55	19	4,94	10 dk: 17,4 20 dk: 17 30 dk: 16,7 40 dk: 15,9
4	62	6,2	6,14	57	17	7,94	10 dk: 15,4 20 dk: 14,3 30 dk: 10,3 40 dk: 9,7
5	98	8,00	7,97	66	15	9,4	10 dk: 15,2 20 dk: 15,07 30 dk: 14,3 40 dk: 13,7
6	94	8,0	7,95	63	21	14,6	10 dk: 20 20 dk: 17,6 30 dk: 13,7 40 dk: 12,8

3.2.2. Kalibrasyon ölçümleri için kullanılan Geiger Muller dozimetre ve TLD dozimetre ile yapılan işlemler

Aktivitesi bilinen radyoaktif bir maddenin Geiger Muller dedektör ile ışınlama şiddeti mR/h olarak ölçülebilmektedir. Çalışmada kullanılan Geiger Muller dedektörün kalibrasyonu için 6,30 mCi aktiviteye sahip F-18 radyoaktif maddesinin ışınlama şiddeti 10 cm uzaklıktan 96 mR/h olarak ölçüldü.

Kalibrasyon işlemlerinde 8 çift TLD ve hasta ölçümlerinde 10 çift TLD kullanıldı. TLD diskler her hangi dış temasları olmaması için poşet torbalara konuldu. 20 mCi aktiviteye sahip FDG radyofarmasötiği esef ile 10 cc'ye tamamlanıp 2 cm çapında filakona konuldu. Filakondan 2 cm uzaklığa numaralandırılmış TLD dozimetreler dairesel olarak eşit aralıklarla yerleştirildi. 15 dakika aralıklarla aynı konumdaki bir çift TLD kaldırılarak diğer TLD dozimetrelerin ölçüm alması sağlandı.

3.2.3. Hasta dozu ölçümlerinde kullanılan Geiger Muller ve TLD dozimetre ile yapılan ölçümler

Hastaların enjeksiyon sonrasında kol aktiviteleri Geiger Muller dozimetre yardımıyla 10 cm mesafeden ölçülerek (mR/h) kaydedildi. Hastaların kol ölçümleri kalibrasyon verileri yardımıyla mCi'ye dönüştürülerek aktivitesi bulundu. Bulunan bu aktivite değerleri hastalara aktarılan FDG aktivitesinden çıkarılarak, bir SUV hesaplaması yapıldı.

Hastaların enjeksiyon sonrası bekleme sürelerinde, koldaki aktivitelerinin TLD dozimetre ile enjeksiyon saatinden itibaren 10 dk boyunca hastanın cilt mesafesinde ölçüm alınması sağlandı. TLD okuma işlemlerinin ölçüm sonuçları RADAT Dozimetri Laboratuvar Hizmetleri A.Ş. tarafından yapıldı.

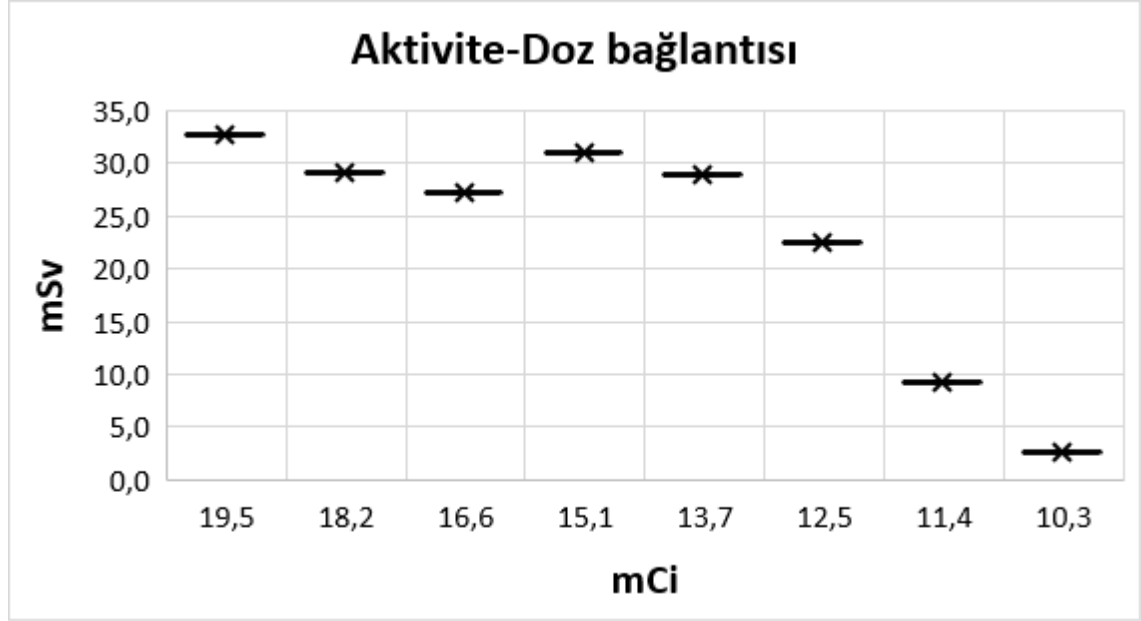
3.2.4. Mosfet temelli doz ölçüm sistemi ile yapılan ölçümler

Mosfet temelli doz ölçüm sistemi ile yapılan ölçümlerde, Mosfet dozimetrenin enerji aralığının yüksek olması nedeniyle, Nükleer Tıp alanındaki düşük enerjili radyoaktif madde ölçümlerinde doğru sonuç vermemesinden dolayı ölçüm alınamamıştır.

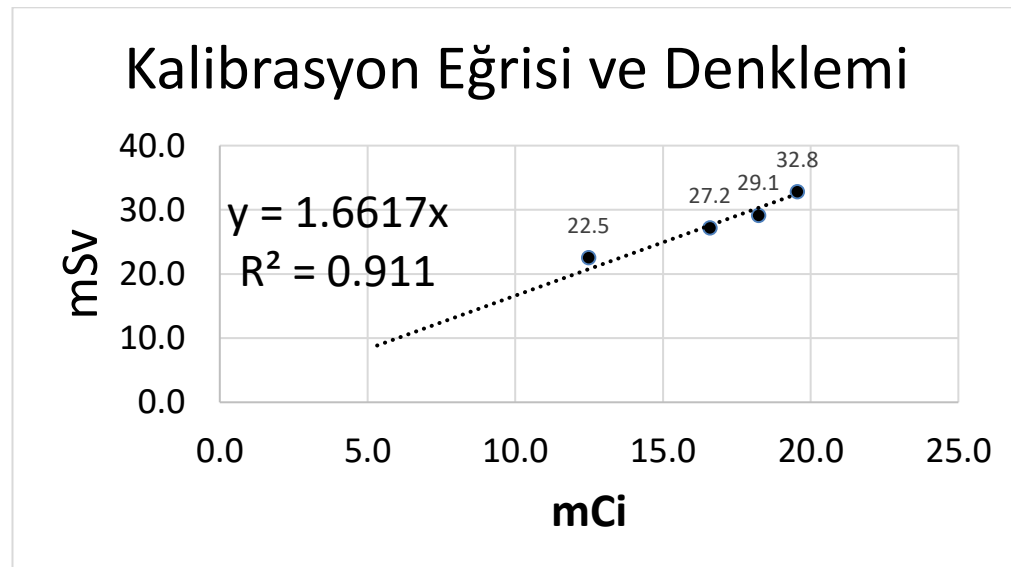
4. BULGULAR

4.1. TLD İle Ölçülen Doz Değerlerinin Kalibrasyonu ve Dönüşümleri

TLD dozimetrenin kalibrasyon verileri elde edilirken, beklenen aktivite doz değeri ve TLD ölçümü doz değeri kullanılarak aktivite-doz bağlantısı bulundu ve doğrusal bir grafik çizildi ve grafiğin eğiminden doz dönüşüm katsayısı elde edildi (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Aktivite-doz bağlantısı



Şekil 4.2. TLD doz değerleri ve radyoaktif maddenin beklenen aktivite değerleri ile çizilen doğrusal grafik

Şekil 4.2’de gösterilen grafiğin eğiminden $y=1,6617x$ denklemi elde edilerek hastaların TLD ölçüm(mSv) değerleri mCi değerine dönüştürüldü.

4.2. Geiger Muller Dozimetre ile Yapılan Ölçümlerin Kalibrasyonu ve Dönüşümler

Geiger Muller dozimetrenin kalibrasyonu için, aktivitesi bilinen bir F-18 radyoaktif maddenin 10 cm mesafeden Geiger Muller ile ölçümü alındı. 6.3 mCi aktiviteye sahip radyoaktif maddenin doz hızı ölçümleri Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Geiger Muller Dozimetrenin Okuma Değerleri

Geiger Muller Dozimetre Okuma Değerleri	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ortalama
	97 mR/h	95 mR/h	96 mR/h

Geiger Muller dozimetrenin kalibrasyonu kullanılarak, hastanın kolundaki kontaminasyona ait doz hızı (mR/h) ölçüm değeri aktivite (mCi) değerine oranlayarak dönüştürüldü.

4.3. Hastalara ait veriler ve koldaki kontaminasyon verileri

Akciğer Ca. hastalarının ortalama kilo, planlanan ve aktarılan FDG, bekleme süresi, çekim süresi, PET’den SUV, TLD ve GM ile bulunan kontaminasyonları (mCi) Çizelge 4.2’de 10 hasta için gösterilmiştir. Hastaların ortalama kilosu 72,10 kg, planlanan ortalama FDG 8,60 mCi, aktarılan ortalama FDG 8,40 mCi, enjeksiyondan sonra bekleme süresi ortalama 50,60 dk, çekim süresi ortalama 20,90 dk olarak bulunmuştur. Koldaki kontaminasyon TLD dozimetre kullanılarak elde edilen ortalama 0,22 mCi, GM kullanılarak elde edilen ortalama 0,66 mCi olarak bulunmuştur.

Kolon Ca. hastalarının ortalama kilo, planlanan ve aktarılan FDG, bekleme süresi, çekim süresi, PET’den SUV, Çizelge 4.3’de 6 hasta için gösterilmiştir. Hastaların ortalama kilosu 87,17 kg, planlanan ortalama FDG 8,35 mCi, aktarılan ortalama FDG 8,32 mCi, enjeksiyondan sonra bekleme süresi 60,33 dk, çekim süresi ortalama 18,83 dk olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.2. Akciğer Ca. hastaya ait verilerin ortalama ve standart sapma değerleri

Akciğer Ca. Hasta no	Kilo (kg)	Planlanan FDG (mCi)	Aktarılan FDG (mCi)	Bekleme Süresi (dk)	Çekim Süresi (dk)	PET'den SUV	TLD-Koldaki kontaminasyon (mCi)	GM-Koldaki kontaminasyon (mCi)
10	52,00	5,20	5,37	41,00	18,00	9,40	0,12	0,55
11	63,00	11,00	10,04	43,00	18,00	7,80	0,31	0,98
12	58,00	5,80	5,81	49,00	22,00	12,61	0,10	0,58
13	87,00	10,00	9,88	46,00	19,00	16,56	0,22	0,67
14	87,00	11,00	10,91	40,00	17,00	3,40	0,21	0,72
15	74,00	7,40	7,41	64,00	21,00	10,00	0,29	0,64
16	80,00	8,00	7,98	50,00	26,00	10,00	0,31	0,54
17	73,00	12,91	11,90	43,00	27,00	4,50	0,24	0,92
18	66,00	6,60	6,59	67,00	16,00	9,00	0,19	0,41
19	81,00	8,10	8,09	63,00	25,00	15,00	0,20	0,59
Ort.	72,10	8,60	8,40	50,60	20,90	9,83	0,22	0,66
STD.	12,08	2,53	2,21	10,25	3,96	4,14	0,07	0,18

Çizelge 4.3. Kolon Ca. hastaya ait verilerin ortalama ve standart sapma değerleri

Kolon Ca. Hasta no	Kilo (kg)	Planlanan FDG (mCi)	Aktarılan FDG (mCi)	Bekleme Süresi (dk)	Çekim Süresi (dk)	PET'den SUV
1	105	10,5	10,5	63	17	5,7
2	104	10,4	10,39	58	24	4,3
3	60	7	6,95	55	19	4,94
4	62	6,2	6,14	57	17	7,94
5	98	8	7,97	66	15	9,4
6	94	8	7,95	63	21	14,6
Ort.	87,17	8,35	8,32	60,33	18,83	7,81
STD.	20,67	1,76	1,78	4,27	3,25	3,84

TLD ve GM dozimetreler ile koldaki kontaminasyon mCi cinsinden değerleri, yeni SUV hesaplaması için kullanıldı.

Akciğer Ca. hastalara aktarılan aktivite mCi'ye göre PET-BT görüntüleme sisteminde hesaplanan SUV parametresi ve bu aktiviteden koldaki kontaminasyonu çıkartılarak yeniden SUV hesaplamasıyla bulunan değerleri Çizelge 4.4'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.4. SUV hesaplamaları

Akciğer Ca. Hasta No	PET-CT İle Elde Edilen SUV	TLD Ölçümüyle Hesaplanan SUV	GM Ölçümüyle Hesaplanan SUV
10	9,4	9,19	8,44
11	7,8	7,56	7,04
12	12,61	12,37	11,36
13	16,56	16,20	15,44
14	3,4	3,33	3,17
15	10	13,10	12,62
16	10	9,54	9,33
17	4,5	4,40	4,15
18	9	8,74	7,64
19	15	13,91	13,17
Ort.	9,83	9,83	9,24
STD	4,14	4,12	3,95

5. TARTIŞMA

Yapılan bu çalışmada FDG ile PET-BT görüntüleme, koldaki kontaminasyon miktarı açısından standard tutulum değerinin değişiminin değerlendirilmesi yapıldı. SUV değerini etkileyen parametrelerin SUV'un doğruluğuna olan katkısı doğrultusunda verilen FDG miktarı, bekleme süresi, bekleme süresi boyunca ciltte oluşan kontaminasyon miktarı ve görüntüleme süresi her hasta için değişebilmektedir. Bu değişim SUV parametresini etkilemektedir. SUV ölçümleri, vücuttaki doku/organ tutulumları arasında karşılaştırmalar yapılarak teşhis ve tanı için olanak sağladığından doğruluğu ve hassasiyetinde büyük önem taşımaktadır.

Onkolojik görüntülemenin vazgeçilemez bir unsuru haline gelen F-18 izotopu ile işaretlenmiş FDG ile yapılan PET çalışmaları malign tümörlerin tanı ve takibinde başarıyla kullanılmaktadır. FDG, bir glukoz analogu olup çoğu malign tümörlerde belirgin glikoliz artışı olduğu için, FDG normal dokuya göre daha yüksek konsantrasyonda birikir ve bu tümörler F-18 FDG PET görüntülerinde yüksek sayım veren odaklar olarak kolayca tespit edilir. Bu birikim sonucunda SUV değeri hesaplanır (Tümekaya 2013).

Çizelge 3.4'de görüldüğü gibi akciğer Ca. hastalarının kiloları, planlanan ve aktarılan FDG aktivitesi, bekleme ve çekim süresi gibi parametreleri birbirinden oldukça farklıdır. Bu durum SUV değerinin her hastaya göre farklı olduğunu ve tüm parametrelerin dikkate alınması gerektiğini gösterir.

Hastanın cildinde oluşan kontaminasyon miktarı TLD ve GM dozimetre ile mCi cinsinden elde edildi. Bu mCi cinsinden değerler Çizelge 4.2'de gösterilmiştir. Akciğer Ca. hastalarına ait kol kontaminasyon ölçümleri TLD ve GM ile elde edilen ölçümler arasında fark görülmüştür. TLD ile elde edilen SUV değerinin daha yüksek bulunması, TLD ile ciltte, GM dozimetre ile 10 cm uzaklıkta ölçümünden de kaynaklanmaktadır.

Hastalara verilen FDG miktarının değişkenliği de SUV parametresini doğrudan etkilemektedir. Hastalara enjekte edilen FDG miktarının kilonun yüzde onu kadar aktivitede olması gerekir. Visvikis ve ark. (2005) hasta ağırlığına göre doz adaptasyonu gibi bir çözümün, enjekte edilmesine izin verilen üst sınırı tavsiye eden kurul tarafından yasak olabileceğini, örneğin İngiltere'de standart FDG görüntüleme için tavsiye edilen maksimum miktarın 400 MBq olduğunu ve bu sınırın 70-80 kg üzerindeki hastalarda daha yüksek miktarda enjekte edilen aktivitenin potansiyel yararlı etkilerini azaltabileceğinden, görüntü kalitesinde daha fazla bozulma görülebileceğini belirtmektedir.

Bekleme ve görüntüleme süresi boyunca hem fiziksel hem de biyolojik aktivite değişeceği için bu süreç SUV değerinin doğru belirlenmesi için önemlidir. Ancak bekleme ve görüntüleme süreleri her hastaya göre farklı olmaktadır.

Çizelge 5.1. TLD ve Geiger Muller ile elde edilen mCi cinsinden değerleri

Akciğer Ca. Hasta No	TLD Okuması (mSv)	TLD-Koldaki Kontaminasyon (mCi)	GM Okuması (mR/h)	GM-Koldaki Kontaminasyon (mCi)	Fark%
10	0,20	0,12	8,40	0,55	364,51
11	0,52	0,31	15,00	0,98	216,68
12	0,16	0,10	8,90	0,58	513,64
13	0,36	0,22	10,20	0,67	210,38
14	0,36	0,21	11,00	0,72	236,60
15	0,48	0,29	9,70	0,64	121,99
16	0,52	0,31	8,30	0,54	75,23
17	0,40	0,24	14,00	0,92	282,24
18	0,31	0,19	6,20	0,41	118,58
19	0,33	0,20	9,00	0,59	200,75
Ort.		0,22		0,66	234,06
SD.		0,07		0,18	129,36

Çizelge 4.2’de hastaların kilolarının Standart sapması 12,08% iken, aktarılan FDG aktivitesinin standart sapması 2,21% bulunmuştur. FDG aktivitesi hastanın kilosuyla orantılı olarak enjekte edilmesine rağmen bazı durumlarda (tüm vücut görüntüleme) fazla aktivite enjekte edilmektedir.

Çizelge 5.1’de akciğer Ca. hastalarının Termolüminesans ve Geiger Muller dozimetre ile yapılan kol kontaminasyon ölçümleri karşılaştırıldığında aktiviteleri ortalaması sırasıyla 0,22 ve 0,66 mCi olarak görülmektedir. Buna rağmen PET-CT cihazından elde edilen SUV değeri 9,83, Termolüminesans dozimetre ile yapılan ölçümden elde edilen SUV değeri 9,83 ve Geiger dozimetre ile ölçümden elde edilen SUV değeri 9,24 bulunmuştur. Bu değerlere bakıldığında, kol kontaminasyon aktivitesi SUV hesaplamasında büyük bir etkiye neden olmamıştır.

Akciğer Ca. hastalarına aktarılan ortalama aktivitelerinin, Termolüminesans ve Geiger Muller dozimetre ile ölçümünden elde edilen koldaki ortalama aktivitenin aktarılan aktiviteden çıkarılmasıyla bulunan yeni aktarılan aktivite yüzde fark değeri sırasıyla 2,62 ve 7,86 olarak bulundu. Bu aktarılan aktivite yüzde fark değeri düşük olduğundan, SUV hesaplamasından bulunan malign ve bening ayırımında etkinliği

olmadığı görüldü.

Daha önce yapılan çalışmalarda genel kabul olarak glukoz metabolizmasının yarı nicel bir göstergesi olan SUV, yüksek değerlerde (SUV:9,7±5,5) malign, düşük değerlerde (SUV:2,6±2,5) ise benign olduğunu göstermektedir (Savaş 2014). Bu çalışmada akciğer Ca. hastaları için, kol kontaminasyonları ölçümü ile hesaplanan yeni SUV değerlerinin PET-BT ile elde edilen SUV değerlerinden küçük olup, ancak hala malign sınırındadır.

Sonuç olarak; koldaki kontaminasyon aktivitenin akciğer Ca. tanısında malign ve benign ayırımında etkin olmadığı görülmektedir.

6. SONUÇLAR

İki ayrı teknik olan PET ve BT(Bilgisayarlı Tomografi) teknolojilerinin birleştirilmesi sonucu ortaya çıkan PET-BT görüntüleme tekniği sıklıkla kullanılan bir yöntemdir.

Hibrid teknolojisine dayanan PET-BT sistemlerde, BT ile PET gantrileri aynı yatak çevresinde arka arkaya yerleştirilmiştir. Böylece hasta aynı pozisyonda yatarken hem X-ışını ile transmisyon (BT), hem de radyofarmasötik bileşiği ile emisyon (PET) görüntüleme yapılabilmektedir. Çekim ve görüntü elde etme süresi PET' de BT' ye göre çok daha uzundur. Aynı durumda elde edilen üç boyutlu morfolojik BT görüntüleri, PET görüntüleriyle füzyon yöntemiyle tam olarak birleştirilmektedir. Kanser hastalıklarının tanısı ve evrelendirilmesi amacıyla PET-BT görüntülemesi sıklıkla kullanılmaktadır. PET uygulamalarının çoğunluğunda glikoz metabolizmasının izlenmesinde F-18 ile işaretli fluorodeoksiglikoz (FDG) bileşiği kullanılmaktadır. Radyoaktif maddenin aktivite miktarı mCi cinsinden kiloya bağlı olarak hesaplanıp, hastaya uygun miktarda FDG enjekte edilir ve radyofarmasötiğin istenilen organda tutulumu (uptake) sağlandıktan sonra PET-BT cihazıyla görüntüleme yapılır. Elde edilen görüntülerde doku ve organlardaki radyoaktif maddenin tutulum miktarları hesaplanır ve bu değerler yarı-nicel tutulum değeri (SUV) olarak verilir. Yarı nicel bir parametre olan SUV, kanser hastasının teşhisi yanı sıra tedavisinin yönlendirilmesinde ve yanıt değerlendirmesinde de klinik açıdan önemlidir.

Klinik değerlendirme açısından büyük önem taşıyan SUV değerinin etkinliği birçok faktöre bağlı olarak farklılık gösterdiğinden tüm parametrelerin doğruluğuna bağlıdır.

7. KAYNAKLAR

- Anderson C.J., Welch M.J., 1999. Radiometal-Labeled Agents (Non-Technetium) for Diagnostic Imaging, *Chemical Reviews*, 99: 2219-2234
- Barınmaz, Dilek. 2009. Nükleer Tıp Uygulamalarında Radyasyon Doz Dağılımlarının Belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- Bar-Shalom R, Valdivia AY, Blafox MD, 2000. PET imaging in oncology. *Semin Nucl Med*; 30: 150-185.
- Bernier, D.R., Christian, P.E. and Langan, J.K., 1997, Nuclear Medicine, Technology and Techniques.
- Best Medical Canada, 2005. <http://www.bestmedicalcanada.com/products.html>. Ottawa, Kanada.
- Beyzadeoğlu, M.M. and Ebruli, C.C. 2008. Temel Radyasyon Onkolojisi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi, pp.13-16, Ankara.
- Biodex Medical Systems, 2000. <http://www.biodex.com>. New York.
- Blokland, J.A.K., Trindev, P., Stokkel, M.P.M. and Pauwels, E.K.J., 2002 Positron Emission Tomography: A Technical Introduction for Clinicians, *European Journal of Radiology*, 70-75p.
- Boellaard R., O'doherty M.J., Weber W.A. et al., 2010. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging: version 1.0, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 37:181-199
- Bor, D. 2009, Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Bilim Yayıncılık, Ankara, 267s.
- Bozkurt, A. 2009, Nükleer Fizik 2, Bölüm 4, Radyoaktif Bozunum, Harran Üni., Fen-Edebiyat Fak., Fizik Böl., Şanlıurfa.
- Brady, Z., Taylor, M.L., Haynes, M., et al. 2008, The clinical application of PET / CT: a contemporary review, *Australas Phys Eng Sci Med*, 90-109p.
- Coşkun, Ö. 2011. İyonize radyasyonun biyolojik etkileri. *SDU Teknik Bilimler Dergisi*, 2(1):13-17.
- Çağlan, A. 2006, Girişimsel Kardiyoloji İncelemelerinde Hasta Dozlarının Farklı Yöntemlerle Ölçümü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Çolak, F. 2008. Serviks Kanserinin İntrakaviter Brakiterapi'sinde Bilgisayarlı Tomografi ile Uyumlu Aplikatörler Kullanılarak Doz Dağılımının Üç Boyutlu

İncelenmesi ve Bacak Pozisyonunun Doz Dağılımına Etkisi, Hacettepe Üniversitesi, Sosyal Bilimler Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

Delbeke D., R. E. Coleman, M.J. Guiberteau et al., 2006. Procedure Guideline for Tumor Imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0, The Society of Nuclear Medicine, (<http://www.snm.org/guidelines>).

Demir, M. 2008. Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları. Bayrak Ofset, İstanbul.

Demir, M. 2015. Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Fiziği. *Toraks Cerrahisi Bülteni*, 6: 146-53

Early, P.J. and Sodee, D.B. 1985, Principles of Nuclear Medicine, Second Edition, St Louis Missouri, Mosby Year Book Inc, 30-35p.

Erasmus JJ, Mc Adams HP, Patz EF Jr, Goodman PC, Coleman RE, 1998. Thoracic FDG PET: state of the art. *Radiographics* ; 18: 5-20.

Erdoğan, M., Çimen, B. ve Oğul, R. 2017. İyonlaştırıcı Radyasyon ve Korunma Yöntemleri. *S.Ü. Fen Fakültesi Fen Dergisi*, 43 (2), 139-147 ss.

Gilbert, E.S. 2009, Radiation-related risk of solid cancers appears to persist throughout life, *Int J Radiation Biol*, 467-82p.

Hacıosmanoğlu, T. 2004, Pozitron Emisyon Tomografisi Uygulamalarında Personelin Maruz Kaldığı Radyasyon Dozlarının Belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

Hounsfield, G. and Ambrose, J., 1973, Computerized Transverse Axial Scanning, *Br J Radiol*, 1016-1047p.

ICRP, 1990, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York, Ann, ICRP, 1-3p.

Izewska, J. And Rajan, G. 2005. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students, International Atomic Energy Agency (IAEA).

Johns, H. E. 1983. The Physics of Radiology, C.C.Thomas, pp. 576, U.S.A.

Kearfott, K.J., Carey, J.E., Clemenshaw, M.N. and Faulkner, D.B., 1992, Radiation Protection Design for a Clinical Positron Emission Tomography Imaging Suite, *Health Phys*, 581-589p.

Kemikler, G. 2017. Brakiterapide Fizik Planlama Aşamaları, Turkish Journal Of Oncology, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü, Temel Onkoloji Anabilim Dalı, Sağlık Fiziği Bilim Dalı, İstanbul.

- Keyes JW Jr, 1995. SUV:Standard uptake or silly useless value?, *J Nucl Med*, 36:1836-1839.
- Krane, K. S. 2002. Nükleer Fizik. Palme Yayıncılık, pp.400-405, Ankara.
- Lonsdale, M.N., BEYER T, 2010. Dual-modality PET/CT instrumentation—Today and tomorrow, *European Journal of Radiology*, 73:452–460
- Lowe VJ, Naunheim KS., 1998. Current role of positron emission tomography in thoracic oncology. *Thorax*, 53: 703-712.
- Martin, J.E. 2006. Physics for Radiation Protection.Germany.
- Mckinlay, A. F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger pp. 118
- Methe, B. 2003. Shielding Design for a PET Imaging Suite: A case Study, *The Radiation Safety Journal*, pp.83-88.
- Parlak, Y. and Demir, M. 2013. Nükleer Tıp uygulamalarında internal dozimetri metodlarının değerlendirilmesi. *Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(3):47-54
- Savaş R. 2014. Akciğer Kanserinde PET/BT. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İzmir.
- Schoder, H., Erdi, Y.E., Larson, S.M. and Yeung, H.W., 2003, PET / CT: a new imaging technology in nuclear medicine, *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 1419-37p.
- Soares, C., Drupiesk,I C., Wingert, B., Pritchett, G., Pagonis V., O'brien, M., Słiskı, A., Pawel, I. B. and Olko, P. 2006. Absorbed dose measurements of a handheld 50 kVP X-ray source in water with thermoluminescence dosimeters, 120 (1-4): 78-82.
- Sorenson, JA. Phelps ME. 1987, Physics in Nuclear Medicine, Orlando, FL(ABD), Grune & Stratton Inc, 608 p.
- Şahmaran, T. 2011. Pozitron Emisyon Tomografi –Bilgisayar Tomografi (PET - BT) uygulamalarında hastanın aldığı radyasyon dozunun belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir, 99 s.
- TAEK, 2018. http://www.taek.gov.tr/images/urunler/neb_2111_ENG.html. İstanbul.
- Taner, A.C. 2007, Atom, Radyoaktivite, Radyoizotoplar ve Radyasyon Türleri, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu.

- Thie JA, 2004. Understanding the standardized uptake value, its methods, and implications for usage. *J Nucl Med*, 45:1431-1434.
- TLD 2005. TLD Reader – Analyser Lab. <http://www.tld.com.pl/tld/contact.html>. TLD Poland.
- Tümkiye E. 2011. PET/BT’de saptanan primer ve metastatik lenfoma, akciğer ve meme kanserlerinin lateralitesi ve f18-fdg aktivitesi ile ilişkisi. Uzmanlık tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana. 96 s.
- Tümkiye E., Büyükdereli G. 2013. Akciğer Kanserinde F-18-FDG PET ve PET/BT’nin Rolü. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 22(4):470-485.
- Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, 2016. Radyasyon, İnsan Ve Çevre. http://www.taek.gov.tr/haber_uyuru/2016/radyasyoninsanvecevre240609.pdf (Erişim tarihi: 25.06.2016).
- Ulu M. O., Polatöz A. 2008. Parçacık detektörlerinin tıpta kullanımı. Yüksek lisans tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana, 154 s.
- Ünal, D. 2008, Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, Gazi Eğitim Fakültesi.
- Visvikis D, Griffiths D, Costa DC, Bomanji J, Ell P.J. 2005. Clinical evaluation of 2D versus 3D whole-body PET image quality using a dedicated BGO PET scanner. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 32:1050-1056.
- Yüksel, M. 2013. Doğal ve Katkılanmış Bor Minerallerinin Dozimetre Geliştirmek Amacıyla Termoluminesans (TL) Yöntemi Kullanılarak Çalışılması. Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana, 227 s.

ÖZGEÇMİŞ

ASLI KÖSEM
akosem11@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2014-2018	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2008-2012	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya

KATILDIĞI KURSLAR, SERTİFİKALAR

- 9.Uluslararası Lüminesans ve ESR Dozimetri Konferansı (NUBA-2015)
- İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi (RADKOR-2014)