

**NÜKLEER FİZİĞİN TIPTA UYGULAMASI – POZİTRON EMİSYON
TOMOGRAFİ**

Tolga OLGUN

Yüksek Lisans Tezi

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Bilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Oğuz ERTUĞRUL

Eskişehir

Eskişehir Teknik Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Eylül 2021

ÖZET
NÜKLEER FİZİĞİN TIPTA UYGULAMASI – POZİTRON EMİSYON
TOMOGRAFİ

Tolga OLGUN

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Bilim Dalı

Eskişehir Teknik Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Eylül 2021

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Oğuz ERTUĞRUL

Bu çalışmada nükleer tıp alanında kullanılan medikal görüntüleme yöntemlerinden pozitron emisyon tomografi (PET) sisteminin avantajlarının ve dezavantajlarının araştırılması amaçlanmıştır. PET sisteminin tasarımı, dedektör tipleri ve kristal çeşitleri incelenmiştir. Ayrıca radyofarmasötiklerin PET sisteminden elde edilen görüntüye etkisi ve PET sisteminin görüntü elde etmesinde anihilasyon fotonlarının etkisi incelenmiştir. Elde edilen bilgiler ile PET sisteminin performansını pozitif ya da negatif yönde etkileyen özellikler araştırılmıştır.

Radyofarmasötik kullanarak görüntü elde eden PET ve tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT) sistemlerinin arasındaki temel farklar araştırılıp PET sisteminin özellikle kanserli hücre tespiti için kullanılma nedeni araştırılmıştır. Pozitron emisyon tomografi–bilgisayarlı tomografi (PET-BT) hibrit sistemindeki BT sistemi ile elde edilen anatomik görüntü ve PET sistemi ile elde edilen fonksiyonel görüntünün birleşimi ile elde edilen hibrit sistem görüntüsünün teşhis konusunda etkisi incelenmiştir.

Türkiye’deki hastanelerde elde edilmiş tarama görüntüleri ve raporları incelenmiş, ayrıca tarama sırasında kullanılan radyofarmasötiklerin yan etkileri araştırılmıştır. Ülkelerde bulunan PET tarayıcı sayısı, yapılan tarama sayısı ve bu istatistiklere bağlı olarak Türkiye’nin dünyadaki yeri gözlemlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Pozitron emisyon tomografi, Bilgisayarlı tomografi, Radyofarmasötik.

ABSTRACT

APPLICATION OF NUCLEAR PHYSICS IN MEDICINE – POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

Tolga OLGUN

Department of Physics

Programme in High Energy and Plasma Physics

Eskişehir Technical University, Institute of Graduate Programs, September 2021

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Oğuz ERTUĞRUL

In this study, it is aimed to investigate the advantages and disadvantages of the positron emission tomography (PET) system, which is one of the medical imaging methods used in nuclear medicine. The design, detector types, and crystal types of the PET system were examined. In addition, the effect of radiopharmaceuticals on the image obtained from the PET system and the effect of annihilation photons on the image acquisition of the PET system was investigated. The properties that affect the performance of the PET system positively or negatively were investigated with the obtained information.

The main differences between PET and single-photon emission computed tomography (SPECT) systems, which obtain images using radiopharmaceuticals, have been investigated and the reason why the PET system is used especially for the detection of cancer cells has been investigated. The effect of the hybrid system image obtained by combining the anatomical image obtained with the CT system and the functional image obtained with the PET system in the positron emission tomography-computed tomography (PET-CT) hybrid system on diagnosis was examined.

Scan images and reports obtained in hospitals in Turkey were examined, and the side effects of radiopharmaceuticals used during scanning were investigated. The number of PET scanners in the countries, the number of scans, and the place of Turkey in the world depending on these statistics have been observed.

Keywords: Positron emission tomography, Computed tomography,
Radiopharmaceutical.

TEŞEKKÜR

Tez araştırma sürecim boyunca bana yol gösteren saygıdeğer danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Oğuz ERTUĞRUL'a ve jürimde yer alarak tezimi geliştirmemde bana yardımcı olan Prof. Dr. Cem YÜCE, Doç. Dr. Nuray CANDEMİR ve Prof. Dr. Tamer AKAN'a ve bu süreçte bana ayrıca destek veren Prof. Dr. Cihan PARLAK'a teşekkür ederim. Araştırma verilerimi edinirken sağladığı katkılardan dolayı İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde görev alan Doç. Dr. Esra ARSLAN'a ve ekibine, İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde görev alan Uzm. Dr. Muhammet Sedat OFLUOĞLU'na ve ekibine ve Medipol Mega Üniversite Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde görev alan Dr. Öğr. Üyesi Tansel ÇAKIR'a ve ekibine sonsuz teşekkürlerimi belirtmek isterim. Ayrıca bu süreçte desteklerini esirgemeyen aileme ve arkadaşlarım Ersan Erkoç ve Atılgan Şahin Ulaşan'a ve tüm diğer arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Tolga OLGUN

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Eskişehir Teknik Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı”yla tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Tolga OLGUN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

BAŞLIK SAYFASI	i
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR	v
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
GÖRSELLER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. NÜKLEER FİZİK	3
2.1. Bağlanma Enerjisi.....	4
2.3.1 Yarı ampirik bağlanma enerjisi.....	6
2.2. Radyoaktivite.....	9
2.3. Radyoaktif Bozunma	10
2.3.1. Bozunma yasası.....	10
2.3.1.1. Radyoaktivite birimleri	13
2.3.2. Alfa bozunması	14
2.3.3. Beta bozunması.....	15
2.3.4. Gama bozunması	18
2.4. Nükleer Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi	18
2.4.1. Fotoelektrik etki	19
2.4.2. Çift oluşumu.....	20
2.4.3. Compton etkisi.....	20
2.5. Radyofarmasötikler	21

2.5.1. Radyonüklidlerin sınıflandırılması.....	22
2.5.2. Radyonüklidlerin üretimi	23
2.5.2.1. Siklotron.....	23
2.5.2.2. Nükleer reaktörler	24
2.5.2.3. Radyonüklid jeneratörleri	24
2.6. Radyasyondan Korunma Yolları.....	25
2.6.1. Uzaklık.....	25
2.6.2. Zırhlama.....	26
2.6.3. Zaman.....	26
3. DEDEKTÖR ÇEŞİTLERİ.....	27
3.1. Dedektörler	27
3.1.1. Sintilasyon dedektörleri	27
3.1.2. Yarı iletken dedektörler.....	29
3.2. Gama Kameraları	30
3.3. Kolimatör.....	31
3.4. Blok Dedektör.....	31
3.5. Gantri	32
4. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI.....	33
4.1. Bilgisayarlı Tomografi.....	33
4.2. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi	34
4.3. Pozitron Emisyon Tomografi.....	35
4.3.1. Anhilasyon fotonları ve tespiti.....	37
4.3.2. Çakışmalar	37
4.3.3. Kullanılan dedektörler ve kristaller	38
4.3.4. Performansı etkileyen özellikler.....	40
4.3.4.1. Uzaysal ayırma gücü.....	40
4.3.4.2. Tesadüfi sayım hızı	41
4.3.4.3. Hassasiyet.....	41
4.3.4.4. Foton azalımı	42
4.3.4.5. Saçılan ışınlar	42
4.4. PET ve SPECT Arasındaki Temel Farklar	42
4.5. Hibrit Görüntüleme	42

5. PET/BT VE SPECT/BT TARAMA GÖRÜNTÜLERİ	46
5.1. Tarayıcılarda Kullanılan Radyofarmasötiklerin Yan Etkileri	54
6. ÜLKELERİN PET TARAYICI VE TARAMA SAYILARI	55
7. SONUÇ	60
KAYNAKÇA.....	62
EKLER	68
ÖZGEÇMİŞ	



TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. Bazı elementler için bağlanma enerjisi ve nükleon başına bağlanma enerjisi değerleri	4
Tablo 2.2. Doğada bulunan çekirdeklerin çiftlenime göre sayısı	8
Tablo 2.3. Radyoaktif bozunma türlerinin karşılaştırmalı tablosu	10
Tablo 2.4. Tanı için kullanılan ideal radyofarmasötiklerin genel özellikleri	22
Tablo 2.5. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyonuklidler	23
Tablo 4.1. Sıkça kullanılan sintilatörler ve özellikleri	39
Tablo 6.1. 2011-2019 yılları arasında yapılan tarama sayısı	55
Tablo 6.2. 2011-2019 yılları arasında tarayıcı başına düşen tarama sayısı	56
Tablo 6.3. 2011-2019 yılları arasında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısı	57

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Nükleer fiziğin dalları	3
Şekil 2.2. Bağlanma enerjisi grafiği	5
Şekil 2.3. Yarı ampirik bağlanma enerjisi terimleri	6
Şekil 2.4. Yarı ampirik nükleon başı bağlanma enerjisi grafiği	9
Şekil 2.5. N-t grafiği	12
Şekil 2.6. N-Z grafiği	15
Şekil 2.7. β parçacığı enerji spektrumu	16
Şekil 2.8. Foton enerjisine bağlı etkileşim	18
Şekil 2.9. Fotoelektrik etki	19
Şekil 2.10. Çift oluşumu	20
Şekil 2.11. Compton etkisi	21
Şekil 3.1. Sintilasyon dedektörü	28
Şekil 3.2. Kolimatörün diğer elemanlar ile yerleşimi	31
Şekil 3.3. Blok dedektör şeması	32
Şekil 4.1. Bilgisayarlı tomografi sistemi	33
Şekil 4.2. PET sisteminde anihilasyon olayı	37
Şekil 4.3. Çakışma çeşitleri	38
Şekil 4.4. Uzaysal ayırma gücünü etkileyen faktörler	41
Şekil 6.1. 2011-2019 yılları arasında yapılan tarama sayısı	58
Şekil 6.2. 2011-2019 yılları arasında tarayıcı başına düşen tarama sayısı	58
Şekil 6.3. 2011-2019 yılları arasında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısı	59
Şekil 6.4. 2019 yılında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısının yüzdelik oranı	59

GÖRSELLER DİZİNİ

Sayfa

Görsel 4.1. İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi SPECT görüntüleme sistemi ve konsol odası	34
Görsel 4.2. İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir PET görüntüleme sistemi ve konsol odası.....	36
Görsel 4.3. İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi SPECT/BT görüntüleme sistemi ve konsol odası.....	43
Görsel 4.4. İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi PET/BT görüntüleme sistemi ve konsol odası	44
Görsel 5.1. İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş sağlıklı bir kişinin soldan sağa doğru sırasıyla PET, BT ve PET/BT görüntüleri	46
Görsel 5.2. İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş soldan sağa sırasıyla PET, BT ve PET/BT görüntüsü sağ omuzunda Malign Melanom hastalığı olan hastanın sağ koltuk altında hipermetabolizma gösteren büyümüş lenf nodunu göstermektedir	47
Görsel 5.3. Görsel 5.2'ye ait inceleme raporu	48
Görsel 5.4. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde SPECT/BT tarayıcı ile elde edilen 22 yaş kadın hasta tiroid kanseri nedeniyle opere olgu görüntüleri	49
Görsel 5.5. Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde GE Discovery PET/CT 600 marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen 25 yaş erkek hasta tiroid görüntüleri	50
Görsel 5.6. Görsel 5.5'e ait inceleme raporu	51
Görsel 5.7. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph mCT 20 Ultra HD marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen 25 yaş erkek hasta tiroid görüntüleri	52
Görsel 5.8. Görsel 5.7'ye ait inceleme raporu	53
Görsel 5.9. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde PET/BT tarayıcı ile elde edilen 32 yaş kadın hasta sağ meme üst dış kadranda yerleşim gösteren heterojen tarzda yer yer yoğun 18F-FDG izlendiği primer meme malign tümöral lezyonu görüntüleri	54



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

α	: Alfa
R	: Aktivite
$\bar{\nu}_e$	: Anti-elektron Nötrino
U	: Atomik Kütle Birimi
BE	: Bağlanma Enerjisi
N_0	: Başlangıç Numune Miktarı
Bq	: Becquerel
β	: Beta
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Bi	: Bizmut
BGO	: Bizmut Germanat
λ	: Bozunma Sabiti
C	: Coulomb
Ci	: Curie
ν_e	: Elektron Nötrino
eV	: Elektron Volt
E	: Enerji
fm	: Femtometre
^{18}F	: Flor-18
FDG	: Florodeoksiglikoz
PMT	: Fotomultiplier Tüp
γ	: Gama
Gy	: Gray
He	: Helyum
H	: Hidrojen
c	: Işık Hızı
OECD	: İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı
keV	: Kilo Elektron Volt
kg	: Kilogram
KE	: Kinetik Enerji

m	: Kütle
A	: Kütle Numarası
MeV	: Mega Elektron Volt
μm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mSv	: Milisievert
ns	: Nanosaniye
N	: Numune Miktarı
BE/A	: Nükleon Başı Bağlanma Enerjisi
O	: Oksijen
τ	: Ortalama �m�r
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
Z	: Proton Sayısı
rem	: Roentgen Equivalent Man
s	: Saniye
cm	: Santimetre
Sv	: Sievert
NaI(Tl)	: Talyum ile Aktive Edilmiş Sodyum İyodür
SPECT	: Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
SI	: Uluslararası Birimler Sistemi
LOR	: Yanıt �izgisi
$T_{1/2}$	: Yarı �m�r
t	: Zaman

1. GİRİŞ

Tıpta, hastalıklara olabildiğince hızlı ve kesin tanı koyabilmek, efektif tedavi sağlayabilmek için önemli bir etkidir. Medikal görüntüleme ise tanı amacıyla elde edilmek istenen hassas görüntüyü en hızlı veren yöntemlerden biridir. Radyolojik görüntüleme yöntemlerinde incelenmesi hedeflenen bölge hakkında anatomik bilgiye ulaşılırken, nükleer tıpta hedeflenen bölge ile ilgili fonksiyonel bilgiye ulaşılır. Tıp ve fiziğin alt dallarından biri olan nükleer fiziğin iş birliği ile oluşan nükleer tıp alanı medikal görüntüleme alanında, özellikle de kanserli doku tespitinde önemli adımlar atılmasını sağlamıştır.

Tomografi bir objenin kesitlere ayrılarak görüntülenmesi olarak adlandırılır. Tomografinin bilgisayarlı tomografi, tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi ve pozitron emisyon tomografi gibi görüntüleme sistemlerinde kullanılması ile daha hassas çözünürlükte görüntüler elde edilmesi konusunda gelişim sağlanmıştır. Nükleer görüntüleme sistemlerinin zamanla gelişimi ile birlikte yapılan araştırmalar sonucunda ilk PET sistemi 1973'te Edward J. Hoffman, Michel Ter-Pogossian ve Michael E. Phelps tarafından yapılmıştır.

Hastaya verilen radyofarmasötiklerin içerdikleri radyoaktif izotoplar kendiliğinden bozularak pozitron yayılımına sebep olur. Flor-18 (^{18}F) ile işaretlenmiş florodeoksiglikoz (FDG) bileşiği, klinik onkoloji çalışmalarında en çok kullanılan radyoişaretleyicidir. FDG ile yapılan PET taramaları, genel PET taramalarının % 90'ını oluşturmaktadır. Yayılan pozitronların elektronlarla anihilasyona uğraması ile birbirine zıt yönde hareket eden iki gama ışını açığa çıkar. PET sistemi ise açığa çıkan gama ışınlarını dedektörler aracılığı ile algılayarak anlamlı sinyaller oluşturulmasını sağlar. PET sistemine bağlı bilgisayarlar, elde edilen sinyalleri kullanarak incelenmek istenen hedef dokuların görüntüsünü oluşturur.

PET sistemleri yardımı ile hastalığa olabildiğince hassas bir şekilde tanı koyulabilmesi için sistemden elde edilen görüntünün kalitesinin olabildiğince iyi olması gerekir. Fakat nükleer tıpta görüntü kalitesi, atenüasyon, foton saçılması gibi fiziğe bağlı durumlardan etkilendiği gibi, hasta hareketi ve kesitlerin elde edilmesi aşamasında kullanılan farklı yöntemler gibi durumlardan da etkilenmektedir.

PET sisteminden elde edilen görüntülerin BT sisteminden elde edilen görüntülerle birleştirilmesi ile görüntü kalitesi iyileştirilir. Bu işlemi sağlamak amacıyla PET ve BT sistemleri birleştirilerek PET/BT hibrit sistemleri elde edilir.

Hastaların gizlilik hakkı ve kişisel bilgilerinin mahremiyetinin korunması göz önünde bulundurularak hastanelerden tarama görüntüleri ve bu görüntülere ait raporlara yer verildi ve incelendi. Taramalar için kullanılan radyofarmasötiklerin yan etkileri çok nadir olmakla birlikte ortalama 100.000 hastada 5 kişide görülür ve bu yan etkiler iyi huyludur.

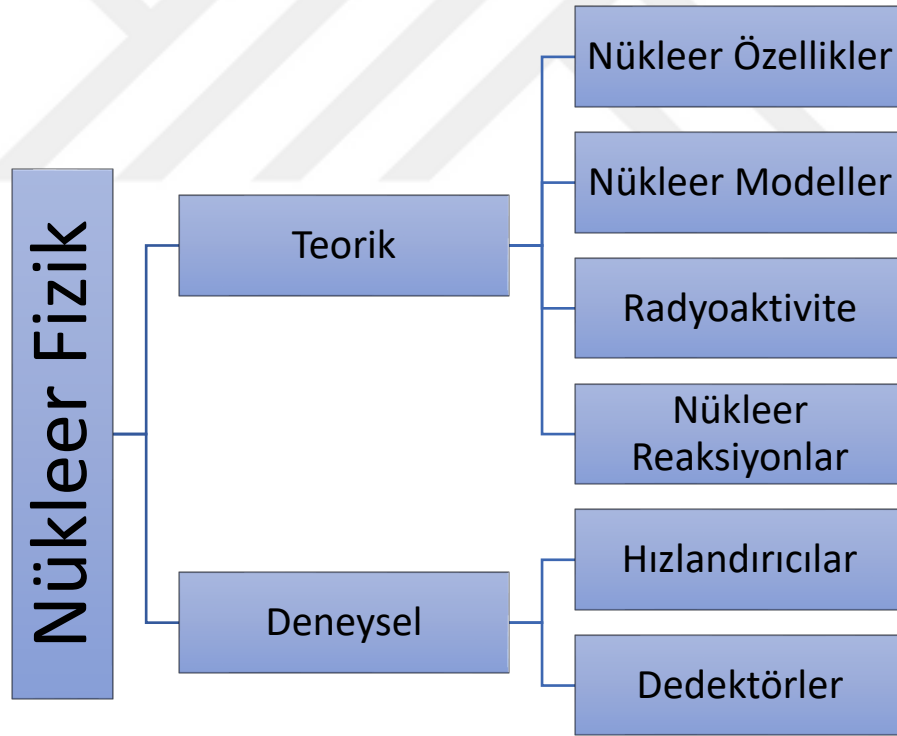
26 ülkede bulunan PET tarayıcı sayısı, tarayıcı başına düşen tarama sayısı ve yıllık tarama sayısı konusunda OECD verileriyle elde edilen tablolar ve bu verilerle oluşan grafiklere yer verildi.

Bu çalışmanın ikinci bölümünde PET sistemlerinde kullanılan nükleer fizik konularının temelleri anlatılmıştır. Üçüncü bölümde dedektör çeşitleri, bunların temel parçaları ve çalışma prensipleri anlatılmıştır. Dördüncü bölümde nükleer tıpta kullanılan görüntüleme cihazları, bu cihazların görüntü elde etmesini sağlayan temel özellikler ve iki farklı görüntüleme sisteminin beraber kullanılmasıyla elde edilen hibrit görüntüleme sistemleri anlatılmıştır. Beşinci bölümde PET/BT ve SPECT/BT tarayıcılarından elde edilmiş tarama görüntüleri ve taramalarda kullanılan radyofarmasötiklerin yan etkilerine yer verilmiştir. Altıncı bölümde ise ülkelerde bulunan PET tarayıcı sayısı, yapılan tarama sayısı ve bu verilere bağlı olarak Türkiye'nin dünyadaki yeri tablo ve grafiklerle ifade edilmiştir.

2. NÜKLEER FİZİK

Fizik, tarih boyunca her büyük atılımın ardından alt dallara ayrılmıştır. Radyoaktivitenin keşfedilmesinden sonra yapılan araştırmalar sonucunda nükleer fizik de fiziğin yeni bir alt dalı olarak düşünülmüştür. Atom ve molekül fiziğinden farklı olarak nükleer fizik, atom çekirdeğini, bileşenlerini ve aralarındaki etkileşimleri inceler. Yapılan araştırmalar sonucunda radyoaktivitenin diğer kimyasal olaylardan daha farklı bir olay olduğu görülmüştür.

Nükleer fizik, teorik ve deneysel olmak üzere iki ana bölüme ayrılmıştır. Teorik bölüm dört farklı alt bölümden oluşmaktadır. Bu alt bölümler nükleer özellikler, nükleer modeller, radyoaktivite ve nükleer reaksiyonlardır. Nükleer fiziğin diğer ana bölümü ise deneyleri konu alır. Deneysel bölüm, farklı nükleer özellikleri inceler ve nükleer deneyler için daha iyi ve daha güçlü teknolojiler geliştirmeye çalışır. Bu bölüm iki alt bölümden oluşmaktadır. Bu alt bölümler hızlandırıcılar ve dedektörlerdir.



Şekil 2.1. Nükleer fiziğin dalları

Nükleer fizik araştırmaları sonucunda yeni bir fizik çalışma alanı daha ortaya çıkmıştır. Bir çekirdeği parçalayabilen çok güçlü hızlandırıcılar geliştirilirken, çekirdek içindeki parçacıkları incelemek de mümkün hale gelmiştir. Bu fırsat, yeni bir fizik dalı, yani yüksek enerji ve parçacık fiziği alanının oluşmasını sağlamıştır.

2.1. Bağlanma Enerjisi

Bir çekirdeği nötron ve proton gibi parçacıklarına ayırırsak, çekirdeğin kütlelerinin ve parçacıkların kütlelerinin toplamının eşit olmasını bekleriz, ancak tanecik kütlelerinin toplamı olan beklenen kütle ile çekirdeğin kütlesi olan gerçek kütle arasında bir fark olduğu gözlemlenir. Çekirdeği parçalayabilmek için çekirdeği bir arada tutan nükleer kuvvete karşı iş yapmak gerekir ve bu iş için aşağıdaki formülün işaret ettiği miktarda enerjiye ihtiyaç vardır. Bu enerji, bir çekirdeği parçacıklarına ayırmak için gereken enerji veya parçacıklar bir çekirdek oluşturduğunda açığa çıkan enerji olarak da düşünülebilir (Sleno, 2012).

Bağlanma enerjisi bağ sistemi ile ilgilidir. Bir bağ sistemini veya bir parçacık koleksiyonunu parçacıklara ayırmak için her zaman enerjiye ihtiyaç vardır ve bu enerjiye bağlama enerjisi denir. Bir çekirdeği oluşturan parçacıkların kütlelerinin toplamı, oluşan çekirdeğin kütlesinden daha büyüktür. Bu, herhangi bir çekirdek için bağlanma enerjisi hesaplama tekniğini verir. Doğada bulunan bütün çekirdeklerin bağlanma enerjileri ölçülebilir. A_ZX_N 'in bağlanma enerjisi formül 2.1 veya formül 2.2 ile hesaplanabilir:

$$BE = Zm_p c^2 + Nm_n c^2 - m^{cek}({}^A_ZX_N)c^2 \quad (2.1)$$

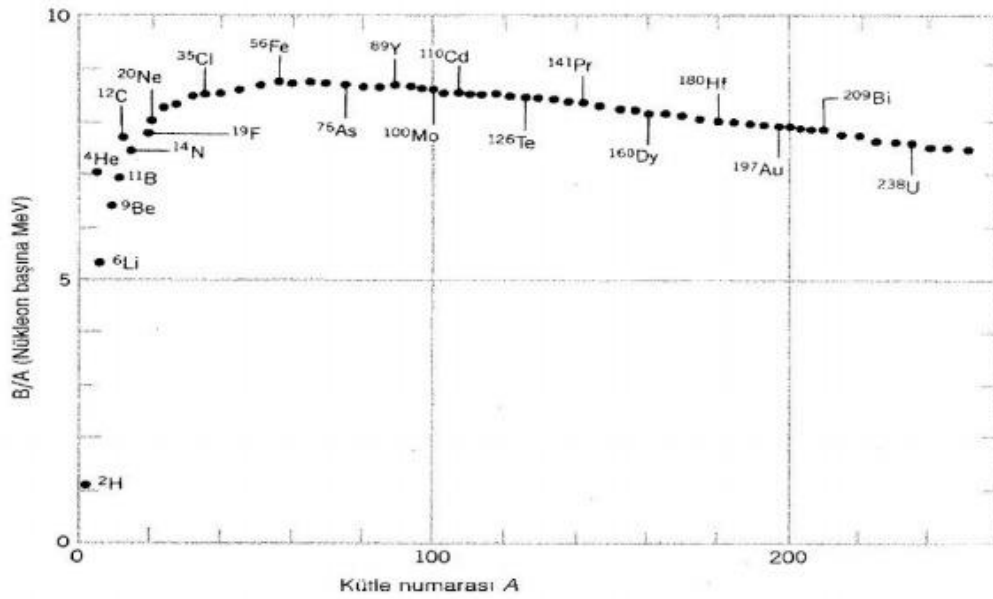
$$BE = Zm^{at}({}^1_1H_0)c^2 + Nm_n c^2 - m^{at}({}^A_ZX_N)c^2 \quad (2.2)$$

Kütle numarası arttıkça çekirdek büyür ve çekirdeği tutan bağlanma enerjisi de artar. Farklı çekirdekleri karşılaştırmak ve bu çekirdeklerin kararlılığı hakkında bir fikir edinmek için nükleon başına bağlanma enerjilerini kontrol etmek gerekir. Bağlanma enerjisini kütle numarasına bölersek elde ettiğimiz değer nükleon başına bağlanma enerjisi olur ve bu değer farklı elementleri karşılaştırmamızı sağlar.

Tablo 2.1. Bazı elementler için bağlanma enerjisi ve nükleon başına bağlanma enerjisi değerleri (Krane, 2002)

Element	Sembol	Kütle Numarası (A)	Bağlanma Enerjisi (BE) (MeV)	Nükleon Başı Bağlanma Enerjisi (BE/A) (MeV/nükleon)
Döteryum	2_1H	2	2,224	$\frac{2,224}{2} = 1,112$
Alfa Parçacığı	4_2He	4	28,3	$\frac{28,3}{4} = 7,07$
Oksijen	${}^{16}_8O$	16	127,62	$\frac{127,62}{16} = 7,98$
Bizmut	${}^{209}_{83}Bi$	209	1640	$\frac{1640}{209} = 7,8$

Şekil 2.2'ye bakılırsa aşağıdaki sonuçlar net bir şekilde görülebilir. ${}^1_1\text{H}$ kütlesi gibi çok küçük kütle numaraları için, nükleon başına bağlanma enerjisi çok düşüktür. Kütle numarası 4 civarında olduğunda, α parçacığı için bir sıçrama görülür. Bu sıçramadan sonra, kütle numarası 30'a kadar, tekrar eden sıçramalar görülür. Bu tekrarlayan sıçramalar, α parçacığı, berilyum, karbon, oksijen ve neon gibi çok kararlı elementler gösterir. Bunlar, kütle numaraları dördün katları olan ve aynı sayıda proton ve nötron içeren çok kararlı elementlerdir. Bu nedenle, komşu elementlerine göre nükleon değeri başına çok yüksek bağlanma enerjisine sahiptirler ve çok kararlıdırlar. Kütle numarası arttıkça BE/A değeri de artar ve son olarak kütle numarası 56'ya ulaştığında maksimum değerini alır ve 56'dan sonra yavaş yavaş azalır. BE/A değeri ne kadar yüksekse, bir çekirdeği parçacıklara ayırmak o kadar zor olur ve bu da bu çekirdeğin daha kararlı olduğunu gösterir. Bu bilgilerle herhangi bir çekirdeğin kararlılığı hakkında fikir sahibi olunabilir.



Şekil 2.2. Bağlanma enerjisi grafiği (Krane, 2002)

Kütle numarasının 56'dan küçük olduğu bölgede kütle numarası küçük iki çekirdek birleşirse kütle numarası daha büyük bir çekirdek elde edilir ve bu büyük çekirdeğin nükleon başı bağlanma enerjisi küçük çekirdeklere göre daha yüksek olur. Nükleon başı bağlanma enerjileri arasındaki farka bağlı olarak oluşan enerji farkı ise dışarıya enerji olarak verilir. Bu tip nükleer reaksiyonlara füzyon adı verilir (Sakal, 2015). Kütle numarasının 56'dan büyük olduğu bölgede kütle numarası büyük bir çekirdek kütle

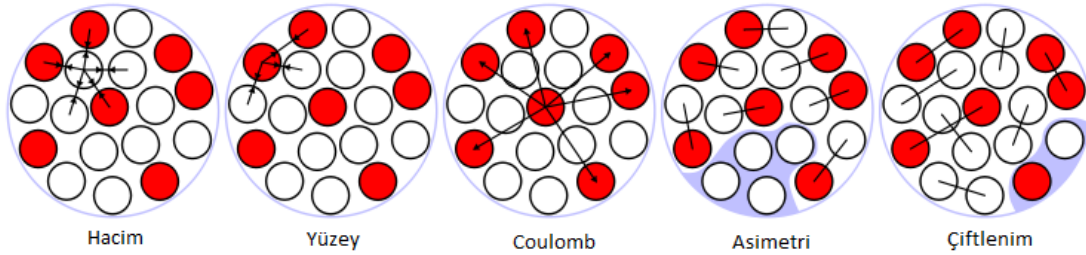
numarası daha küçük iki çekirdeğe bölünürse elde edilen iki küçük çekirdeğin nükleon başı bağlanma enerjisi daha büyük olur. Bu durumda nükleon başı bağlanma enerjileri farkından dolayı oluşan enerji farkı dışarıya enerji olarak verilir. Bu tip nükleer reaksiyonlara ise fisyon denir (Krappe & Pomorski, 2012).

2.3.1 Yarı ampirik bağlanma enerjisi

Yalnızca iki nükleon içeren bir çekirdek düşünülürse, bu iki nükleon arasında yalnızca bir etkileşim olacaktır. Çekirdeği parçalamak için gerekli enerji gözlenirse, tüm nükleonlar arasındaki toplam enerjinin U olacağı görülebilir. Burada U , iki nükleondan oluşan bir nükleer sistemin bağlanma enerjisini gösterir. Nükleer fizikte kütleler kg cinsinden hesaplanmaz ve atomik kütle birimi (U) olarak hesaplanmıştır ve değeri de 931,502 MeV enerjiye karşılık gelir. Karbon atomu referans alınarak tanımlanmıştır.

$$^{12}C \rightarrow 12U \quad (2.3)$$

Yarı ampirik bağlanma enerjisi denkleminde etki eden beş terim vardır. Bunlar hacim, yüzey, coulomb itmesi, asimetri ve çiftlenime bağlı terimlerdir (Krane, 2002).



Şekil 2.3. Yarı ampirik bağlanma enerjisi terimleri (Çelik, 2016)

Bağlanma enerjisi ifadesindeki ilk terim hacim katkısı ile oluşur ve bu katkı, çekirdek içindeki tüm parçacıkların komşu parçacıklar nedeniyle maruz kaldıkları çekim kuvvetinin sonucudur. Bu, çekirdeğe daha kararlı bir yapı sağlar. Bu kuvvetler güçlendikçe, daha fazla etkileşim meydana gelir, çekirdek daha kararlı hale gelir ve bağlanma enerjisi artar. Bir çekirdekte A tane nükleon olduğu düşünülürse, bu nükleonlar arasında $\frac{A(A-1)}{2}$ çift olacaktır. Bu durumda nükleon başına bağlanma enerjisinin $\frac{A-1}{2}$ ile orantılı olması beklenir ama deneysel verilerle elde edilen grafik bunu sağlamıyor, hatta aksine belli bir aralık içinde çoğunlukla sabite yakın bir değer elde edilmesi gerektiğini söylüyor. Dolayısıyla bağlanma enerjisi formülünün ilk terimi için bağlanma enerjisinin toplam etkileşim sayısı ile doğru orantılı olduğu ya da nükleon başına bağlanma enerjisinin sabit olduğu söylenebilir. Bu durumda çekirdekteki her bir nükleonun n tane

çift oluşturduğunu düşünülürse toplam etkileşim sayısı $\frac{nA}{2}$ olacaktır. Çekirdeğin büyüklüğüne göre hacmi ve hacmine bağlı olarak da bağlanma enerjisi değişecektir. Sonuç olarak, a_v hacime bağlı sabit bir katsayı olmak üzere çekirdeğin hacminin bağlanma enerjisine katkısı formül 2.4 ile ifade edilir.

$$E_v = a_v A \quad (2.4)$$

Bu formül, hacim içindeki tüm nükleonların enerjisinin hesaplanmasını sağlar ama yüzeyde bulunan nükleonlar için fazla etkileşim hesaplanmış olur ve fazla hesaplanan bu enerjinin hesaplanıp bağlanma enerjisine hacmin katkısından çıkarılması gerekir. Çekirdeğin yüzey alanına bağlı olarak yüzeydeki nükleonların oluşturduğu enerji fazlalığı değişir. Dolayısıyla yüzeyin bağlanma enerjisini azaltma etkisi yüzey alanıyla doğru orantılıdır ve çekirdeğin kararlılığı ise yüzey alanı ile ters orantılıdır. Ortalama yarıçapı $R = R_0 A^{1/3}$ olan bir çekirdek için yüzey alanı ve a_s yüzey alanına bağlı sabit bir katsayı olmak üzere yüzey alanının bağlanma enerjisini azaltma etkisi formül 2.6 ile hesaplanır.

$$\text{Yüzey Alanı} = 4\pi(R_0 A^{1/3})^2 \quad (2.5)$$

$$E_s = -a_s A^{2/3} \quad (2.6)$$

Çekirdekte var olan tek kuvvet, güçlü nükleer kuvvet değildir. Protonlar arasında görülen coulomb itmesi de vardır. Coulomb itmesi, protonları çekirdekten ayırmaya çalıştığı için bağlanma enerjisine karşı hareket eder ve bu yüzden bağlanma enerjisini azaltır, buna bağlı olarak çekirdeğin kararlılığı azalır. Yalnızca en yakın komşular için etkili olan güçlü nükleer kuvvetin aksine, proton-proton itmesi uzun menzile sahiptir. Bu nedenle çekirdekteki protonlar her yönde itme kuvvetine maruz kalırlar ve az sayıda proton arasında çok sayıda etkileşim meydana gelir. Basit bir nükleer yapı ve az sayıda proton varsa hem birbirine yakın hem de birbirinden uzak protonlar arasında etkileşimler olacaktır. Böylece, çekirdekte çok sayıda proton-proton itmesi görülebilir. Çekirdekte Z sayıda proton bulunduğu varsayılırsa, aralarında $\frac{Z(Z-1)}{2}$ etkileşim olacaktır. Protonlar arasındaki ortalama mesafe çekirdeğin ortalama yarıçapıyla doğru orantılı olduğu için çekirdeğin ortalama yarıçapı coulomb itmesi ile ters orantılıdır. Dolayısıyla, çekirdekteki tüm protonların coulomb itmesi sebebiyle bağlanma enerjisinde meydana getirdiği azaltma $\frac{Z(Z-1)}{A^{1/3}}$ ile doğru orantılı olmalıdır. Sonuç olarak, coulomb itmesinin bağlanma

enerjisini azaltma miktarı a_c coulomb itmesine bağlı sabit bir katsayı olmak üzere formül 2.7’de görüldüğü gibidir.

$$E_c = -a_c \frac{Z(Z-1)}{A^{1/3}} \quad (2.7)$$

Çekirdeğin içindeki proton ve nötronların sayısı 1:1 oranında olma eğilimindedir. Küçük çekirdeklerde oran bu şekildedir ama çekirdekler büyüdükçe artan Coulomb itmesini dengelemek için daha fazla nötron gerekir. Bu yüzden büyük çekirdeklerde nötronların sayısı protonların sayısından fazladır. Nötron sayısındaki artış çekirdeğin enerjisini arttırır ve bu da çekirdekte asimetrikliğin artmasına sebep olur. Dolayısıyla çekirdeğin bağlanma enerjisi azalır ve çekirdek daha karasız hale gelir. Bu durumda a_{sym} asimetrikliğe bağlı sabit bir katsayı olmak üzere bağlanma enerjisinin asimetrikliğe bağlı azalma miktarı formül 2.8’de görüldüğü gibidir.

$$E_{sym} = -a_{sym} \frac{(A - 2Z)^2}{A} \quad (2.8)$$

Çekirdeklerdeki proton ve nötron sayıları kütle enerjisini minimum seviyeye çekmek için çift olma eğilimindedir. Nükleon sayıları çift olduğunda kütle enerjisi azalır, bu da bağlanma enerjisinin artmasına sebep olur.

Tablo 2.2. Doğada bulunan çekirdeklerin çiftlenime göre sayısı (Krane, 2002)

A	Z	N	Kararlı Çekirdek Sayısı
Çift	Çift	Çift	201
Tek	Tek	Çift	61
Tek	Çift	Tek	69
Çift	Tek	Tek	4

Çiftlenimin bağlanma enerjisine etkisinin işareti çekirdek çift-çift ise (+), tek-tek ise (-), tek-çift veya çift-tekse 0 olur. Bu durumda a_p çiftlenime bağlı sabit bir katsayı olmak üzere bağlanma enerjisinin çekirdeklerin çiftlenimine bağlı değişimi formül 2.9’da görüldüğü gibidir.

$$E_p = (\pm, 0) a_p A^{-3/4} \quad (2.9)$$

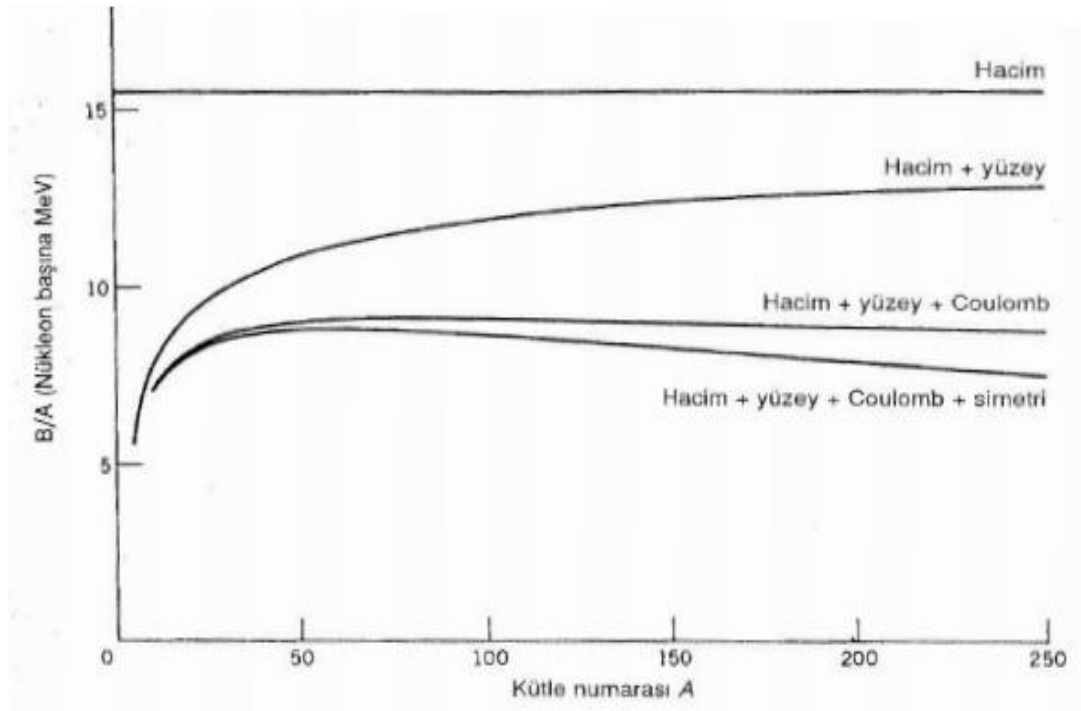
Bu beş enerji bir denklemde yazılırsa, bağlanma enerjisi elde edilir. Bu denklem, yarı ampirik bağlanma enerjisi formülü olarak da bilinen herhangi bir çekirdek için bağlanma enerjisi denklemidir (Kılıç, 2007).

$$BE = E_v + E_s + E_c + E_{\text{sym}} + E_p \quad (2.10)$$

$$BE = a_v A - a_s A^{2/3} - a_c \frac{Z(Z-1)}{A^{1/3}} - a_{\text{sym}} \frac{(A-2Z)^2}{A} (\pm, 0) a_p A^{-3/4} \quad (2.11)$$

Formül 2.11'deki denklemin grafiği çizilirse bağlanma enerjisi eğrisi ile benzerliği görülebilir. Bunu yapmak için, tüm ifadenin çekirdekteki nükleon sayısına bölünmesi gerekir. Böylece, nükleon başına bağlanma enerjisini veren formül 2.12'deki denklem elde edilir.

$$\frac{BE}{A} = a_v - a_s A^{-1/3} - a_c \frac{Z(Z-1)}{A^{4/3}} - a_{\text{sym}} \frac{(A-2Z)^2}{A^2} (\pm, 0) a_p A^{-7/4} \quad (2.12)$$



Şekil 2.4. Yarı ampirik nükleon başı bağlanma enerjisi grafiği (Krane, 2002)

2.2. Radyoaktivite

Radyoaktivite, Latin dilinde ışın anlamına gelen “radius” ve aktivite anlamına gelen “aktıvus” kelimelerinin birleşimidir. Bir atomdan veya atom çekirdeğinden elektromanyetik dalgaların veya atom altı parçacıkların yayılmasına radyasyon denir. Partiküler ve elektromanyetik radyasyon olmak üzere iki tip radyasyon vardır. Alfa ve

beta radyasyonları partiküler radyasyon sınıfına girerken, gama ve x-ışınları elektromanyetik radyasyon sınıfında bulunur (Şahmaran, 2011). Öte yandan, radyoaktivite, kendiliğinden farklı çekirdeklere bozunan ve süreç boyunca radyasyon yayan kararsız atom çekirdeklerinin karakteristik davranışdır. Radyoaktivite, kesin değil ihtimallere dayanan bir olaydır. Bir çekirdeğin belirli bir süre içinde radyoaktif bozunmaya uğrayacağı söylenemez fakat, bir çekirdek topluluğunun belirli bir yüzdesinin aynı süre içinde hangi ihtimalle radyoaktif bozunmaya uğrayacağı söylenebilir.

Kararsız çekirdeğe sahip farklı atom türleri vardır ve bunlar genellikle radyonüklidler olarak adlandırılır. 1896'da Antoine Henri Becquerel, bu olayı ilk defa gözlemledikten sonra, Marie ve Pierre Curie, çekirdek bozunmasının neden olduğu radyasyon için radyoaktivite kelimesini ilk kez kullandı (Methe, 2003).

2.3. Radyoaktif Bozunma

Radyoaktif bozunma, çekirdeğin dışarıdan herhangi bir uyarı olmaksızın bir foton veya parçacık yaydığı nükleer süreçtir. Bozunma süreçleri genel olarak alfa (α), beta (β) ve gama (γ) bozunmaları olmak üzere üçe ayrılır (Krane, 2002).

Tablo 2.3. Radyoaktif bozunma türlerinin karşılaştırmalı tablosu (Demir, 2011)

Radyasyon Tipi	Alfa	Beta	Gama
Sembol	$\alpha, {}^4_2\alpha, {}^4_2He$	β^+	γ
Kütle (Atomik Kütle Birimi)	4	1/2000	0
Yük (e)	+2	+1	0
Hız	Yavaş	Hızlı	Çok hızlı (Işık hızı)
İyonizasyon Özelliği	Yüksek	Orta	Çok düşük
Penetrasyon Gücü	Düşük	Orta	Yüksek
Durdurma Materyali	Kâğıt	Alüminyum	Kurşun

Bu üç parçacık, elektrik veya manyetik alan içeren bir ortama konursa, γ fotonları yörüngelerini değiştirmezler, bu da doğada hiçbir yükleri olmadığını gösterir. Ancak α ve β parçacıkları yörüngelerini değiştirir, bu da doğada yükleri olduğunu gösterir.

2.3.1. Bozunma yasası

Alfa, beta ve gama bozunması gibi türlerin tümü farklıdır çünkü farklı parçacıklar yayarlar ve farklı nedenlerle meydana gelirler, ancak hepsinin ortak bir noktası vardır.

Ortak noktaları, parçacık sayısının zamana göre değişimini gösteren matematiksel ifadedir. Bu ifadeye radyoaktif bozunma yasası denir (Evans, 1955).

Radyoaktif bir atoma bir günde, bir ayda veya bir yılda ne olacağı kesin olarak bilinemez. Bununla birlikte, çok sayıda radyoaktif atom için belirli bir süre sonra kalan atomların sayısı hakkında yakın bir tahmin yapılabilir. Dolayısıyla, radyoaktivite ihtimale dayanan bir süreçtir. Radyoaktif bozunma ile ilgili deneysel olarak gözlemlenen durumlardan biri, herhangi bir maddede belirli bir zamanda bozunan parçacık sayısının, ortamdaki parçacık sayısı ile orantılı olmasıdır.

$$\frac{dN}{dt} \propto N \quad (2.13)$$

$\frac{dN}{dt}$ ifadesi aktivite veya bozunma oranı olarak ifade edilir. Belirli bir zaman aralığında bozunan radyoaktif örnek sayısı olarak da tanımlanabilir. Bir kaptaki çok sayıda radyoaktif numune varsa, bozunma oranı yüksek, az sayıda radyoaktif numune varsa bozunma oranı düşük olacaktır. Radyoaktif bozunma yasası, bu deneysel gözlem kullanılarak formül 2.14'te gösterildiği gibi yazılabilir.

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (2.14)$$

Burada λ bozunma sabiti veya parçalanma sabiti olarak adlandırılır. Parçacık sayısı zamana göre azaldığından λ 'nın önünde (-) işareti bulunmalıdır.

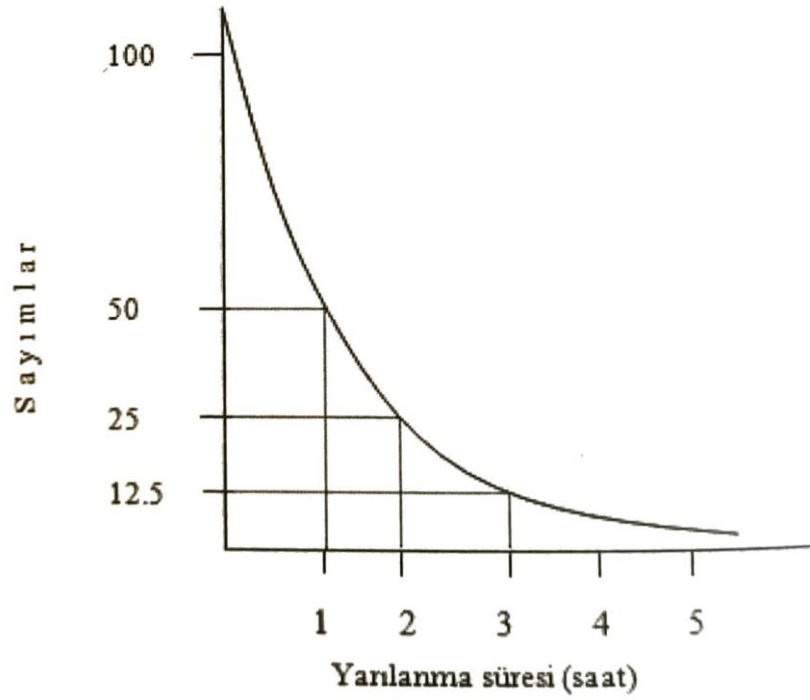
$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt \quad (2.15)$$

$t=0$ anında kaptaki bulunan N_0 tane radyoaktif atomdan t zaman geçtikten sonra $N(t)$ tane radyoaktif atom kalır.

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = - \int_{t=0}^t \lambda dt \quad (2.16)$$

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.17)$$

Formül 2.17'deki ifade, herhangi bir radyoaktif numunenin izlediği bozunma yasasıdır. Bozunma sabiti maddenin sıcaklığına, basıncına veya yoğunluğuna bağlı değildir, maddenin karakteristik bir özelliğidir (Şahmaran, 2011). Bozunma sabitinin değeri yüksekse bozunma hızlı gerçekleşir ve parçacık sayısı hızla azalır; düşük ise bozunma yavaş gerçekleşir ve parçacık sayısı da yavaşça azalır.



Şekil 2.5. $N-t$ grafiği (Demir, 2011)

Yarı ömür, radyoaktif bir numunenin miktarının başlangıç miktarının yarısına düşmesi için geçen süredir. Başlangıçta N_0 tane radyoaktif atom içeren bir radyoaktif numunede, t kadar süre geçtikten sonra $\frac{N_0}{2}$ radyoaktif atom kalıyorsa, t yarı ömür olarak adlandırılır ve $T_{1/2}$ ile gösterilir (Iwamoto, Haas, & Gosselin, 2012).

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \quad (2.18)$$

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \text{ veya } T_{1/2} = \frac{0,69}{\lambda} \quad (2.19)$$

Yarı ömür ile bozunma sabiti arasındaki ilişkiyi 2.19'daki ifade verir. Numune miktarı (N_0) yarıya düşerse ($\frac{N_0}{2}$), bu işlem için geçen süre bir yarı ömür olacaktır. Kalan miktar ($\frac{N_0}{2}$) yarıya ($\frac{N_0}{4}$) düşerse, bu işlem için geçen toplam süre iki yarı ömür olacaktır. Bu şekilde miktar her yarıya düştüğünde, toplam süreye bir yarı ömür daha eklenecektir.

Aynı cins atomlardan oluşan bir numunedeki atomların hepsi aynı atom olmalarına rağmen bunların bir kısmı kısa sürede, bir kısmı da uzun sürede bozunur ve bu da numunedeki her atomun aynı ömre sahip olmadığı anlamına gelir. Numunedeki tüm atomların toplam ömrü, numunedeki atom sayısına bölünerek ortalama ömür hesaplanabilir. Ortalama ömür bozunma sabiti ile ters orantılıdır. Ortalama ömür ile yarı

ömür arasında bir ilişki de bulunabilir ve herhangi bir numune için ortalama ömür, 2.21’de verilen ifadede görüldüğü üzere yarı ömürden daha büyüktür (Şahmaran, 2011).

$$\tau = \frac{\int_{N_0}^0 t dN}{\int_{N_0}^0 dN} = \frac{1}{\lambda} \quad (2.20)$$

$$\tau = 1,44. T_{1/2} \quad (2.21)$$

Radyoaktif bozunmanın meydana gelme hızı, numunedeki atomların sayısı ile doğru orantılıdır. Bu oranın zamana göre değişimini gösteren ifade, aktivite ile ilgili bozunma yasası olarak bilinir. Radyoaktif bozunmanın meydana geldiği hız, bozunma hızı olarak formül 2.23’te görüldüğü gibi ifade edilir ve bu ifade aynı zamanda numunenin aktivitesi olarak da adlandırılır (Demir, 2011).

$$R = -\frac{dN}{dt} = \text{Aktivite} \quad (2.22)$$

$$R = R_0 e^{-\lambda t} \quad (2.23)$$

2.3.1.1. Radyoaktivite birimleri

Aktivite birimleri Curie (Ci) ve Becquerel (Bq)’dir. Uluslararası Birim Sistemi (SI) tarafından kullanılan aktivite birimi Becquerel’dir (Yüksel, 2013). Curie, bir saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma yapan radyoaktif madde miktarının aktivitesidir. Becquerel ise çekirdeğin bir saniyede geçirdiği bozunma sayısıdır.

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (2.24)$$

$$1 \text{ Bq} = 2,703 \times 10^{-11} \text{ Ci} \quad (2.25)$$

Işınlanma birimleri Röntgen (R) ve Coulomb/kg (C/kg)’dır. Uluslararası Birim Sistemi tarafından kullanılan ışınlama birimi Coulomb/kg’dır. Röntgen, radyasyona maruz kalma ölçüsüdür. Coulomb/kg ise normal hava şartlarında (0°C ve 760 mmHg), 1 kg havada 1 Coulomb elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarıdır (Çağlan, 2006).

$$1 \text{ C/kg} = 3,876 \times 10^3 \text{ R} \quad (2.26)$$

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.27)$$

Absorbe edilmiş doz birimleri rad ve Gray (Gy)’dir. Uluslararası Birim Sistemi tarafından kullanılan absorbe edilmiş doz birimi Gray’dır. Rad, 1 kg ışınlanan maddeye 10^{-2} joule enerji veren radyasyon miktarıdır. Gray ise 1 kg ışınlanan maddeye 1 joule enerji veren radyasyon miktarıdır (Taner, 2007).

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (2.28)$$

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy} \quad (2.29)$$

Biyolojik doz (doz eşdeğeri) birimleri rem ve Sievert (Sv)'dir. Uluslararası Birim Sistemi tarafından kullanılan biyolojik doz birimi Sievert'tir. Rem, "roentgen equivalent man" ifadesinin kısaltmasıdır ve bir röntgenlik X veya gama ışınının biyolojik etkisine eşdeğer radyasyon miktarıdır. Sievert ise bir Gray'lık X veya gama ışınının biyolojik etkisine eşdeğer radyasyon miktarıdır (Martin J. E., 2013).

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} \quad (2.30)$$

$$1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ Sv} \quad (2.31)$$

2.3.2. Alfa bozunması

α parçacığı temelde elektronsuz bir helyum atomudur ve iki proton ve iki nötron olmak üzere toplam dört parçacığa sahiptir (Şahmaran, 2011). Genel olarak, kütle numarası 210'dan büyük olan çekirdekler boyutları nedeniyle kararsızdır ve daha kararlı hale gelmek için α parçacığı veya helyum çekirdeği yayarlar (Barınmaz, 2009).



Alfa bozunmasında açığa çıkan çekirdek, reaksiyona giren çekirdeğe göre 2 daha az proton sayısına, 2 daha az nötron sayısına ve 4 daha az kütle numarasına sahiptir. Bu tür bir nükleer reaksiyonda açığa çıkan enerjinin çoğu α parçacığının kinetik enerjisi olarak yayılır. α parçacıkları elektronlardan 7400 kat daha ağırdır ve havada yaptığı iyonizasyon başına 34 eV enerji kaybeder. Genelde α parçacığının enerjisi 4-8 MeV arasında değişmekte ve bu enerji ile havada yaklaşık 4 cm hareket edebilmektedir. Bu mesafe dokuda 0.003 mm kadardır (Demir, 2011). α parçacığının enerjisi formül 2.33'de verilen Q değeri formülü yardımıyla bulunabilir.

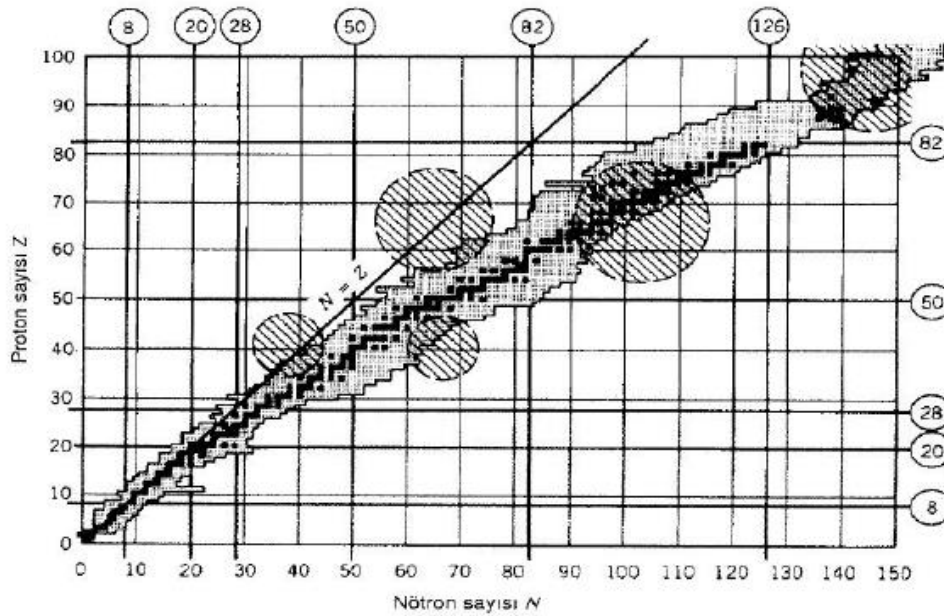
$$Q = [m({}^A_ZX_N) - m({}^{A-4}_{Z-2}Y_{N-2}) - m({}^4_2\text{He}_2)]c^2 \quad (2.33)$$

Çekirdek, nükleer kuvvetle bir arada tutulur, ancak çekirdekte aynı zamanda coulomb itmesi adı verilen başka bir kuvvet de vardır. Coulomb itmesi genellikle proton-proton çiftleri arasında görülür ve çekirdeği parçalamaya çalışır. Öte yandan, nükleer kuvvet, nükleonlar arasında çekici bir kuvvettir ve çekirdeği bir arada tutmaya çalışır. Ancak nükleer kuvvet, yalnızca kısa mesafelerde coulomb itmesinden çok daha güçlüdür. Dolayısıyla, 1 fm ile 3 fm arasındaki mesafelerde, nükleer kuvvet en güçlü kuvvettir. Küçük veya orta büyüklükteki çekirdekler düşünüldüğünde, nükleonlar komşu nükleonlar tarafından nükleer kuvvetle çekilir ve coulomb itmesinin kolayca üstesinden

gelirler. Bu nedenle küçük veya orta büyüklükteki çekirdeklerde alfa bozunması görülmez. Coulomb itmesi, yakın protonlar arasında ve çekirdeğin uç noktalarındaki protonlar arasında görülebilir. Çünkü coulomb itmesinin menzili sonsuzdur. Büyük boyutlu bir çekirdek gözlemlendiğinde, nükleer kuvvet bölgesel olarak etkilidir ve tüm nükleonların komşu nükleonlar tarafından çekilmesini sağlar. Ancak çekirdek boyutu büyüdüğünde, coulomb itmesi, nükleer kuvvetin üstesinden gelmeye başlar. Çünkü proton sayısının artması sonucunda coulomb itmesi daha güçlü olmaya başlar. Belli bir noktadan sonra çekirdeğin boyutu arttıkça, coulomb itmesi çekirdeğin nükleer kuvvetine göre baskın hale gelir ve çekirdeği parçalamaya çalışır. Bu nedenle evrende sonsuz sayıda element görülmez. Büyük ve kararsız bir çekirdekler daha kararlı hale gelmeye çalışırsa, alfa bozunması ile fazlalık olan proton ve nötronlarından kurtulur (Lieberman, 1977).

2.3.3. Beta bozunması

Beta bozunması çekirdek boyutuyla ilgili değildir, her boyutta çekirdekte meydana gelebilir. Doğadaki her çekirdeğin belirli bir proton ve nötron oranı vardır. Bu oranı gösteren grafiğe N-Z grafiği denir.

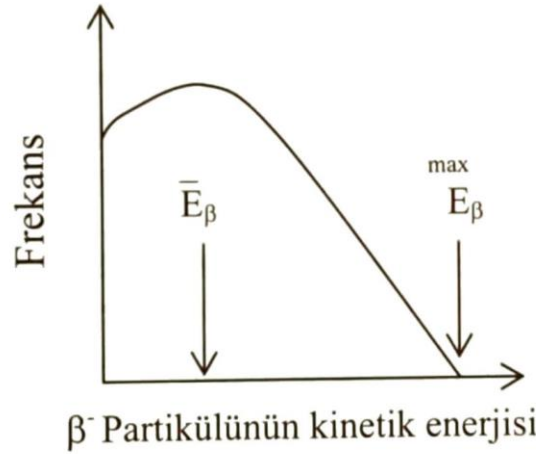


Şekil 2.6. N-Z grafiği (Çelik, 2016)

Şekil 2.6'da görülebilen kararlılık çizgisi, proton ve nötron sayılarının en kararlı olduğu nükleer konfigürasyonları göstermektedir. Bu çizgi, kıvrımlı şekli nedeniyle kararlılık eğrisi olarak da adlandırılır. Küçük çekirdekler için proton-nötron oranı 1:1'dir, ancak çekirdek boyutu arttıkça nötron sayısı proton sayısına göre daha fazla artar.

Nötronlardan daha fazla proton veya protonlardan daha fazla nötron içeren çekirdekler kararsızdır. Bu çekirdekler şekil 2.6'daki kararlılık çizgisinde değildir, bu çizginin üstünde veya altında görülebilirler. Bu kararsız çekirdekler, ancak fazla proton miktarı nötronlara dönüştürülürse veya fazla nötron miktarı protonlara dönüştürülürse kararlı hale gelebilir. Bu tür dönüşümleri içeren nükleer reaksiyonlara beta bozunması denir (Ebruli & Beyzadeoğlu, 2008).

Fazla nötron veya proton içeren bir nükleer konfigürasyon için, en yüksek nükleer enerji seviyesindeki fazla nötron veya proton, bir proton veya nötrona dönüşür ve bu işlemle nükleer konfigürasyon, genel enerji seviyesini düşürür. Bunun sonucu olarak çekirdek daha kararlı hale gelir. Eğer nötronun protona dönüşmesi gözlemleniyorsa reaksiyon negatif beta bozunması, protonun nötrona dönüşmesi gözlemleniyorsa pozitif beta bozunması olarak adlandırılır (Krane, 2002).



Şekil 2.7. β parçacığı enerji spektrumu (Demir, 2011)

Beta bozunma reaksiyonunda ortaya çıkan bir parçacık daha vardır. Verilen bir beta bozunma reaksiyonunda salınan β parçacıklarının kinetik enerji dağılımı gözlemlenirse, bu dağılımın her zaman tekdüze olmadığı ve β parçacıklarının büyük çoğunluğunun beklenen enerjiden daha az enerjiye sahip olduğu görülür. Bu, enerjinin korunumu ilkesini ihlal eder. Ayrıca oluşan çekirdek, β parçacığı ve bozunan çekirdeğin geri tepme yönleri kontrol edilirse zıt yönlerde olmadıkları görülür. Bu da momentum korunumu ilkesini ihlal eder. Sonuç olarak, enerjinin korunumu ile momentumu dengelemek için

başka bir parçacık olması gerekir. Bu parçacık elektron nötrinosu (ν_e) olarak adlandırılır. Elektron nötrininin antimaddesi, anti-elektron nötrino ($\bar{\nu}_e$) olarak adlandırılır.

$${}_Z^AX \rightarrow {}_{Z+1}^AY + {}_{-1}e^- + \bar{\nu}_e \quad (2.34)$$

$${}_0^1n \rightarrow {}_1^1p + {}_{-1}e^- + \bar{\nu}_e \quad (2.35)$$

Bir protonun nötron haline dönüştüğü diğer bir beta bozunması türü, pozitif beta bozunması veya pozitron emisyonu olarak adlandırılır. Pozitif beta bozunma reaksiyonlarında, nötronlardan daha fazla proton içeren bir çekirdekte fazla protonlar nötronlara dönüşür ve bu işlemle daha az proton içeren bir çekirdek oluşur. Protonun nötron haline dönüşmesi sonucunda elektron nötrino ve elektronun antimaddesi olan pozitron ortaya çıkar.

$${}_Z^AX \rightarrow {}_{Z-1}^AY + {}_{+1}e^+ + \nu_e \quad (2.36)$$

$${}_1^1p \rightarrow {}_0^1n + {}_{+1}e^+ + \nu_e \quad (2.37)$$

Elektron yakalama adı verilen başka bir tür beta bozunması vardır. Elektron yakalama, bir bakıma pozitif beta bozunmasına benzer bir nükleer reaksiyondur. Bu tür beta bozunmasında da protondan nötron dönüşümü vardır. Proton sayısı fazla olan çekirdeklerde, çekirdekler en yakın yörüngeden yakındaki bir elektronu yakalar. Bu durumda proton ve yakalanan elektron, nötron ve elektron nötrininin ortaya çıkmasına neden olur. Bu tür nükleer reaksiyonlara elektron yakalama denir (Göker, 2010).

$${}_Z^AX + {}_{-1}e^- \rightarrow {}_{Z-1}^AY + \nu_e \quad (2.38)$$

$${}_1^1p + {}_{-1}e^- \rightarrow {}_0^1n + \nu_e \quad (2.39)$$

Elektron yakalama gerçekleştiğinde, yakalanan elektronun yörüngesindeki elektronun yeri, bir sonraki seviyedeki bir elektron tarafından doldurulur. Bu süreç, bir atomdaki en yüksek yörüngeye kadar aynı şekilde devam eder. Bu elektron sıçraması, elektronların enerji seviyelerinde meydana geldiğinden, x-ışını salınımına neden olur.

β parçacıkları da α parçacıkları gibi havada yaptığı her iyonizasyonda 34 eV enerji kaybeder. Eşit miktarda enerjiye sahip bir α parçacığına göre β parçacığı 100 kat daha fazla penetrasyona sahiptir. α parçacığı ince bir kağıt parçasıyla durdurulabiliyorken β parçacığının durdurulabilmesi için 2.5 cm kalınlığında tahta veya 0.5 cm kalınlığında alüminyum gerekir. Dokuda ise 1 MeV enerjiye sahip bir β parçacığı 0.42 cm ilerleyebilir (Demir, 2011).

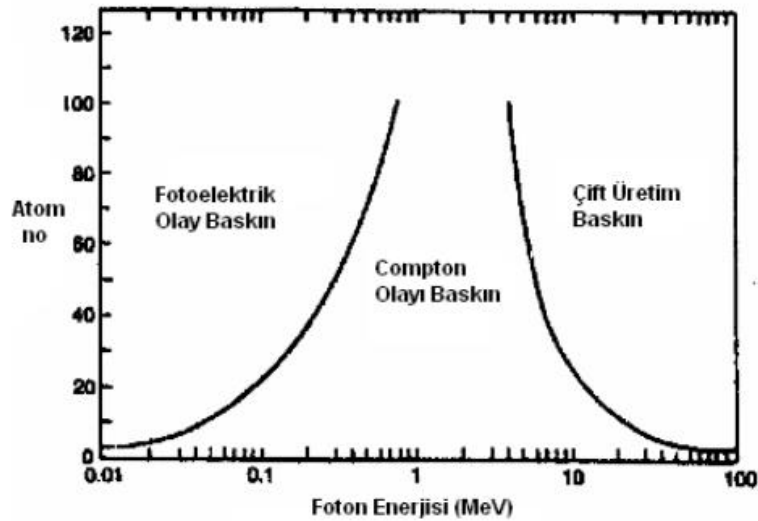
2.3.4. Gama bozunması

Bir elektron yüksek bir enerji seviyesinden düşük bir enerji seviyesine geçerse, bu iki enerji seviyesi arasındaki farkın enerjisine sahip bir foton yayılır. Benzer şekilde, çekirdek de enerji seviyelerine sahiptir ve bu enerji seviyeleri arasında geçiş de mümkündür. Nükleonlarından bazıları uyarılmış durumda olan bir çekirdekte, uyarılmış durumda olan nükleonlar yüksek enerji seviyelerinden düşük enerji seviyelerine geçer. Bu durumda elektronlara benzer şekilde, bu iki enerji seviyesi arasındaki farkın enerjisine sahip bir foton yayılır. Elektron enerji seviyeleri arasındaki geçişlerde birkaç elektronvolt enerji yayılırken, nükleer enerji seviyeleri arasındaki geçişlerde birkaç megaelektronvolt enerji yayılır. Bu geçişler γ parçacığı yayılımına neden olur. Bu süreçte çekirdek daha kararlı hale gelir ve bu reaksiyona gama bozunması denir (Lamarsh & Baratta, 2001).



2.4. Nükleer Radyasyonun Maddeyle Etkileşimi

Nükleer parçacıklar çok küçük olduğundan, onları tespit etmenin tek yolu özel dedektörler kullanmaktır. Detektörler, dışarıdan bir nükleer parçacığın girip bir olayı tetiklediği maddi ortamlardır. Bir detektör bir olayı tespit etmede başarılı olursa, hangi parçacığın dahil olduğu ve ilgili parçacığın enerjisi bulunabilir. Bu açıdan, radyasyonun madde ile farklı etkileşimlerini anlamak önemlidir. Bu bilgiler, farklı parçacıkları algılama yeteneği sağlayan araçların veya dedektörlerin geliştirilmesine yardımcı olur (Powsner & Powsner, 2008).



Şekil 2.8. Foton enerjisine bağlı etkileşim (Çelik, 2016)

Gama radyasyonu bir nükleer reaksiyondan yayıldığında, maddi ortamda farklı olaylara neden olur. Bu olayların en yaygın üçü, fotoelektrik etki, Compton etkisi ve çift oluşumdur. Gama fotonu bir materyal ortamına girdiğinde, enerjisine bağlı olarak bu üç olaydan birini başlatır (Karsu, 2005).

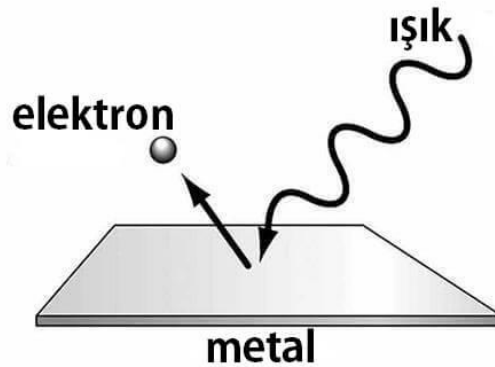
Elektronlar ve alfa parçacıkları gibi yüklü parçacıklarda üç yaygın olay görülür. Bunlar Coulomb saçılması, iyonlaşma ve Bremsstrahlung etkisidir. Elektronlar genellikle Bremsstrahlung etkisine ve iyonlaşmaya sebep olur. Öte yandan, alfa parçacıkları veya ağır çekirdekler genellikle Coulomb saçılmasına ve iyonlaşmaya sebep olur.

2.4.1. Fotoelektrik etki

Bir yüzeyde radyasyon meydana geldiğinde, elektron yayılımına yol açar. Bu olaya fotoelektrik etki denir. Bu durumda formül 2.41 ile elektronun kinetik enerjisi hesaplanabilir.

$$KE = h\nu - W \quad (2.41)$$

Bu denklem, Einstein'ın fotoelektrik denklemi olarak bilinir. Elektronlar, materyalin içindeki atomlara bağlıdır. Bu elektronları serbest bırakmak için belirli bir miktar enerjiye ihtiyaç vardır. Gelen radyasyon bir materyal ortama girerse, bir atomun yapısındaki bir elektronla etkileşime girer. Radyasyonun enerjisi yeterli ise elektron bu enerjiyi emer ve serbest kalır. Fazla enerji elektronun kinetik enerjisine dönüşür.

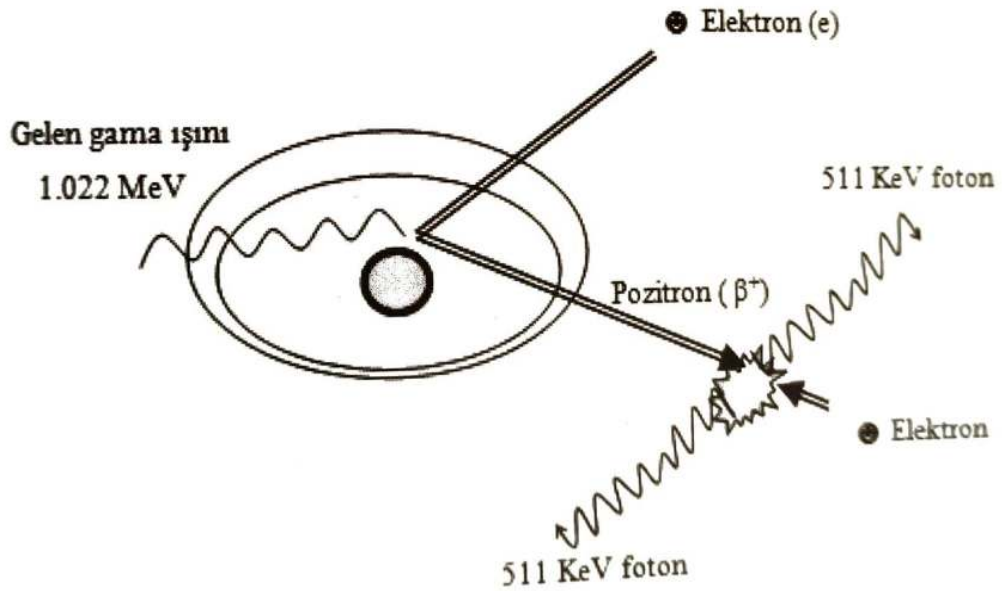


Şekil 2.9. Fotoelektrik etki (NKFU, 2021)

Fotoelektrik etki genellikle 0,1 MeV'den daha az enerjiye sahip düşük enerjili fotonlarda görülür. Bu fotonlar genellikle son derece düşük enerjili gama fotonlarıdır. Bu olayın etkisi, bir elektronun salınması ve malzemenin iyonlaşmasıdır (Lamarsh & Baratta, 2001).

2.4.2. Çift oluşumu

Foton enerjisi çok daha yüksekse, çift oluşumu gerçekleşir. Çift oluşumunu anlamak için çift yok oluşu bilinmelidir. Elektron gibi bir madde parçacığı ve onun antimadde versiyonu, elektron için pozitron gibi, bir araya gelirse saf enerji oluşumuna yol açar ve bu sürece çift yok oluş denir. Bunun tersi de gerçekleşir. Saf enerji, maddenin ve onun antimaddesinin oluşumuna neden oluyorsa, bu sürece çift oluşumu denir (Martin B. R., 2006). Yüksek enerjili bir gama fotonu bir çekirdeğe yaklaşırsa, elektron ve pozitron oluşumuna neden olabilir.



Şekil 2.10. Çift oluşumu (Demir, 2011)

Bu tür bir süreç, düşük enerjili fotonlarda görülmez. Sadece bir elektron ve pozitron çifti oluşturmak için yeterli enerjiye sahip çok yüksek enerjili fotonlarda görülebilir (Kovankaya, 2005).

2.4.3. Compton etkisi

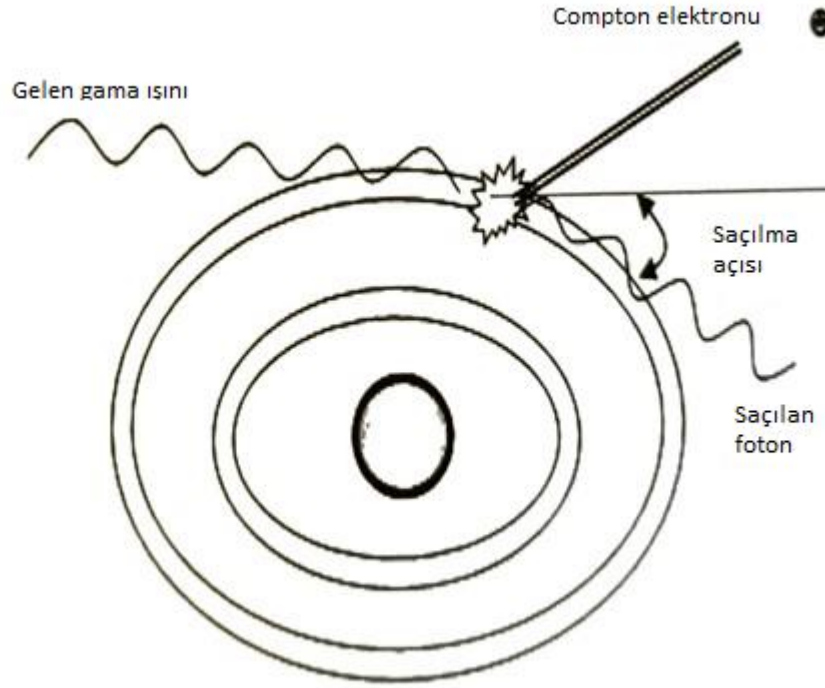
Compton etkisi genellikle daha fazla enerjiye sahip fotonlarda oluşur. Enerjisi $h\nu$ olan yüksek enerjili bir foton, atomun yapısındaki serbest bir elektronla etkileşime girerse, fotonun yüksek enerjiye sahip olması nedeniyle elektroni serbest bırakır ve elektronla elastik olarak saçılma gerçekleştirir.

Yayılan radyasyonun frekansı, gelen radyasyona göre düşüktür. Bu fenomen Compton etkisi olarak bilinir ve Compton etkisi ile ilişkili denklem aynı zamanda

Compton denklemi olarak da bilinir. Bu denklem, gelen radyasyon ile saçılan radyasyon arasındaki frekans değişimini verir. Bu durumda, elektronun kinetik enerjisi, gelen radyasyon ile saçılan radyasyon arasındaki enerji değişiminden gelir.

$$KE = h\nu - h\nu' - W \quad (2.42)$$

Dolayısıyla, yüksek enerjili foton yalnızca materyal ortamını iyonize etmekle kalmaz, aynı zamanda olay frekansından daha düşük bir frekansla saçılır. Bu tür bir fenomen genellikle 0,1 MeV ve 10 MeV enerjileri arasında baskın olarak görülür (Şahmaran, 2011).



Şekil 2.11. Compton etkisi (Demir, 2011)

2.5. Radyofarmasötikler

Dışarıdan bir etki olmadan bozularak radyasyon yayan atomlara radyonüklid, nükleer tıpta kullanılmak için hazırlanmış radyonüklid içeren ürünlere ise radyofarmasötik denir. Nükleer tıpta tanı amacıyla kullanılan ideal bir radyofarmasötüğün birtakım özelliklere sahip olması beklenir. Öncelikle, ekonomik olarak çok büyük maliyetler çıkarmaması ve kullanıldığı alanların olabildiğince geniş olması için elde edilmesi kolay ve ucuz olmalıdır. Sayım istatistiği ve görüntü kalitesini optimum değerlere ulaştırabilmek için radyofarmasötikte kullanılan radyonüklidlerin etkin yarı

ömrü, görüntüleme süresinin yaklaşık 1,5 katı olmalıdır. Kullanılan radyonüklidin radyasyon dozu mümkün olan en düşük seviyelerde olmalı ve bu radyofarmasötik hazırlama ve kullanım aşamasında stabil olmalıdır. Görüntü kalitesinin yüksek olması için radyofarmasötiğin içerdiği radyonüklidin hedef organdaki tutulum değerinin çevreye göre daha yüksek olması ve bu organdaki tutulumundan önce metabolize olmaması gerekir. Kullanılan radyofarmasötik, SPECT görüntüleme cihazları için 100-250 keV civarında enerjiye, PET görüntüleme cihazları için ise 511 keV enerjiye sahip γ ışını yayılımına sebep olan radyonüklidler içermelidir (Demir, 2011).

Tablo 2.4. Tanı için kullanılan ideal radyofarmasötiklerin genel özellikleri (Demir, 2011)

Radyoizotop:	γ ışını yaymalı
Görüntüleme Enerjisi:	100-511 keV arasında olmalı
Etkin Yarı Ömür:	1,5xGörüntüleme süresi
Tutulum:	Hedef organda yüksek
Radyasyon Dozu:	Düşük doz ve yüksek etkinlik
Elde Edilmesi:	Kolay ve ucuz

2.5.1. Radyonüklidlerin sınıflandırılması

Nükleer tıpta kullanılan radyonüklidlerin sınıflandırılması üretildiği yere ve yarı ömürlerine göre yapılabilir. Yarı ömürlerine göre sınıflandırıldıklarında kısa yarı ömürlü ve uzun yarı ömürlü olmak üzere iki başlık altında incelenebilirler. Kısa yarı ömürlü radyonüklidlerin yarı ömürleri saatler ve daha küçük zaman birimleri ile ifade edilir. Uzun yarı ömürlü radyonüklidlerin yarı ömrü ise günler ve daha büyük zaman birimleriyle ifade edilir.

Siklotronda üretilen kısa yarı ömürlü radyonüklidlerin yarı ömrü kısa olduğundan dolayı üretim ve kullanım yerleri birbirine yakın olmalıdır ve bunlar uzak yerlere taşınamazlar. Yine siklotronda üretilen uzun yarı ömürlü radyonüklidlerin yarı ömrü uzun olduğu için kısa ömürlülerin tersine üretim ve kullanım yerlerinin birbirine yakın olma zorunluluğu yoktur ve bunlar uzak yerlere taşınabilirler. Nükleer reaktörlerde üretilen radyonüklidler ^{235}U 'un fisyon ürünleridir. Bunlardan başka bir de jeneratörlerde üretilen radyonüklidler bulunur (Lee, 2010).

Tablo 2.5. Nükleer tıpta kullanılan bazı radyonüklidler (Lee, 2010)

Radyonüklid	Yarı Ömür	Bozunma Türü	Gama Enerjisi (keV)	Üretim Yeri
^{11}C	20,4 dk	β^+	511	Siklotron
^{13}N	9,96 dk	β^+	511	Siklotron
^{15}O	2,03 dk	β^+	511	Siklotron
^{18}F	109,8 dk	β^+	511	Siklotron
^{62}Cu	9,76 dk	β^+ , EC	511	Siklotron
^{67}Ga	3,3 g	EC	93/184/300	Siklotron
^{68}Ga	68 dk	β^+ , EC	511	Jeneratör
^{82}Rb	75 sn	β^+ , EC	511	Jeneratör
^{89}Zr	78,4 sa	β^+	900	Siklotron
$^{94\text{m}}\text{Tc}$	52 dk	β^+ , EC	511	Siklotron
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,05 sa	IT	140	Jeneratör
^{111}In	2,8 g	EC	171/245	Siklotron
^{123}I	13,2 sa	EC	159	Siklotron
^{124}I	4,2 g	β^+	511	Siklotron
^{125}I	60 g	EC	35	Reaktör

2.5.2. Radyonüklidlerin üretimi

Nükleer tıpta kullanılan radyonüklidler suni olarak siklotron, nükleer reaktör ve radyonüklid jeneratörlerinde üretilir. Bunlardan siklotronlar ve nükleer reaktörler doğrudan üretim sağlarken radyonüklid jeneratörleri dolaylı üretim sağlar. Nükleer reaktörlerde ya da siklotronlarda üretilen bir ana radyonüklid, jeneratörde yeni bir radyonüklidin kaynağı olarak kullanılır.

2.5.2.1. Siklotron

Siklotron, yüklü parçacıkların hızını çok yüksek değerlere çıkarabilen bir parçacık hızlandırıcı çeşididir. İlk siklotron 1929 yılında Ernest Orlando Lawrence tarafından tasarlanmıştır. Siklotron, bir çeşit elektromıknatıs tarafından üretilen manyetik alan çizgilerine dik olacak biçimde yerleştirilmiş içi boş iki yarı silindir içerir ve bu yarı silindirlerin arasında elektrik alan oluşturacak küçük bir boşluk bulunur. Böylece yüklü

parçacıklara dairesel bir yörünge takip ettirilir ve bu parçacıklar sürekli elektriksel alandan geçirilmeleri vasıtasıyla parçacıkların hızlandırılmaları sağlanıp kinetik enerjileri arttırılır. Yüksek kinetik enerji kazandırılmış bu parçacıklar hedef çekirdeklere yönlendirilir (Ercan, 2019).

2.5.2.2. Nükleer reaktörler

Reaktörde yakıtın konulduğu çubuklara yakıt çubukları denir. Yakıt olarak kullanılan doğal uranyumun içinde %99,28 oranında ^{238}U ve %0,72 oranında ^{235}U bulunur. ^{233}U da doğal uranyum içinde bulunur ama göz ardı edilebilecek kadar düşük orandadır. Verimli enerji üretimi için ^{235}U oranının daha yüksek olması gereklidir. Bu oranı yükseltmek için doğal uranyum içindeki ^{238}U miktarı azaltılır. Dolayısıyla ^{235}U oranı artmış olur. Bu işlem ise uranyum zenginleştirilmesi olarak adlandırılır. Zenginleştirilmiş uranyum yakıt çubuklarına doldurulur ve reaktörde yakıt olarak kullanılır. Nötron absorbe eden bir materyalden yapılmış kontrol çubukları ile reaksiyon hızı belli bir kritik seviyede tutulur. Kontrol çubuğu genellikle kadmiyumdan yapılır (Macfarlane & Miller, 2007).

Fisyonda çıkan nötronların, moderatörü oluşturan madde ile çarpıştırılmak vasıtasıyla kinetik enerjisi düşürülür ve böylece nötronların fisyon reaksiyonuna girme ihtimali artar. Bu da reaktörde zincirleme reaksiyon olmasını sağlar. Moderatör olarak genellikle su kullanılır.

^{235}U tamamen fisyonla uğrayınca yakıtta bol miktarda ^{238}U kalır ve radyoaktif fisyon ürünleri açığa çıkar. Açığa çıkan radyoaktif ürünlerden bir kısmının yarı ömrü kısa bir kısmının ise uzundur.

2.5.2.3. Radyonüklid jeneratörleri

Radyonüklid jeneratör sistemlerinin çalışma prensibi, ana radyonüklidin bozunup farklı kimyasal yapıya sahip bir kız (ürün) radyonüklidin açığa çıkarılmasıdır. Bu jeneratör sistemleri, tıp alanındaki radyoaktif yöntemlerde yarı ömür ve taşıma maliyeti gibi zorlukları aşabilmeyi sağladığından dolayı, kısa yarı ömüre sahip radyonüklidleri üretildiği yerlerden uzakta kullanmayı mümkün kılar. Ucuz ve taşınabilir özelliğe sahiptirler ve yüksek aktiviteye sahip ürün radyonüklid üretimini sağlar.

Ürün ve ana radyonüklidlerin kolay ve verimli bir şekilde ayrılabilmesi için bu iki radyonüklidin kimyasal veya fiziksel özellikleri farklı olmalıdır. Ürün radyonüklidin

ayrımında şiddetli kimyasal reaksiyonlar olmamalıdır. Radyasyon dozunu en aza indirmek için jeneratör sağımında çalışanın müdahalesi az olmalıdır. Ana radyonüklidin fiziksel yarı ömrü jeneratörün raf ömrünü uzatmak için yeterince uzun olmalıdır. Jeneratör bileşenleri radyasyona dayanıklı olmalıdır. Ürün radyonüklidin kimyası, radyoişaretleyici uygulamaları için çok çeşitli bileşikler hazırlamaya elverişli olmalıdır. Ürün radyonüklidin bozunduğı çekirdek kararlı ya da çok uzun ömürlü olmalıdır. Ürün radyonüklid tanı amacıyla kullanılacaksa PET görüntülemeye pozitron salınımına olmalıdır. İdeal radyonüklid jeneratör sistemlerinin bu özelliklerin çoğunu sağlaması beklenir.

Radyonüklid jeneratör sistemlerinde uzun yarı ömürlü ana radyonüklid ile daha kısa yarı ömürlü ürün radyonüklid arasındaki yarı ömür farkına bağılı olarak ana ve ürün radyonüklid miktarı arasında geçici ya da daimî denge oluşur. Ürün radyonüklid, ana radyonüklidin bozunma hızında oluşur. Ana radyonüklidin aktivitesinin ürün radyonüklidin aktivitesine oranının sabit olduğı duruma radyoaktif denge denir.

Radyonüklid jeneratör sistemlerinde ana radyonüklidin absorpsiyonuna uygun bir dolgu maddesi içeren cam kolon, bu kolonun steril sıvıyla yıkanmasına izin verecek medikal onaylı bir boru sistemi, sıvı geçişinin sağılandığı giriş ve çıkış iğneleri, steril ürün elde edilmesini sağılamak için 0,22 µm'lik mebrane filtre ve radyasyonu absorbe edecek kurşun bir zırhlama bulunur (Knapp & Mirzadeh, 1994).

2.6. Radyasyondan Korunma Yolları

Radyasyondan korunma konusunda yetkin olan uluslararası kuruluşların ortak görüşleri ile radyasyonun insan sağılığına etkilerini minimuma indirmeyi amaçlayan temel kurallar belirlenmiştir. Bu konudaki belirlenen ortak hedefler doku hasarına neden olan etkileri önlemeyi ve rastlantısal etkilerin olasılıklarını minimum seviyelere indirmeyi amaçlar. Bu amaçlar doğrultusunda belirlenen üç temel kural uzaklık, zırhlama ve zaman başlıkları altında incelenir (Demir, 2011).

2.6.1. Uzaklık

Radyasyondan korunmanın en etkin ve en ucuz yolu radyasyon kaynağından olabildiğince uzakta bulunmaktır. Radyasyon şiddeti, radyasyon kaynağı ile kişi arasındaki uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir ve buna ters kareler kanunu denir. Bu kanuna bağılı olarak kişi kaynaktan ne kadar uzakta bulunursa maruz kalacağı

radasyon miktarı da o kadar düşük olur. Bu yüzden özellikle radyasyon içeren ortamlarda çalışan görevlilerin radyasyon kaynağından olabildiğince uzak mesafede çalışmaya özen göstermesi gerekir (Kösem, 2018).

2.6.2. Zırhlama

Radyasyondan korunma konusunda önemli etkenlerden biri de zırhlama dır. Zırhlama, radyasyonla vücut arasında engelleyici özelliğ e sahip bir zırhlama materyali bulundurmaktır. Kullanılacak zırhlama materyalinin seçimi, ortamda gerçekleş en radyoaktif ış ıma tipine göre farklılık gösterir. Ekspansiyel azalım yasasına göre radyasyonun ortamd an geç işi esnasında gerçekleş en enerji azalım ı, radyasyonun geçtiğ i maddenin kalınlığ ı ile ekspansiyel olarak değ iş ir. Bu nedenle vücut ile radyasyon kaynağ ı arasındaki zırhlama materyalinin kalınlığ ı, radyasyondan korunma konusunda önemli bir faktördür (Demir, 2011).

2.6.3. Zaman

Radyasyondan korunma konusunda etkili etkenlerden bir diğ eri ise zamandır. Kiş inin radyasyon kaynağ ının yakınında geç irdiğ i zamanın maruz kaldığ ı radyasyon dozuna doğ rudan bir etkisi vardır. Kaynağ ın yakınında ne kadar fazla zaman geç irilirse o kadar fazla dozda radyasyona maruz kalınır. Buna bağı lı olarak radyasyon içeren ortamlarda çalışan kiş ilerin ortamda geç ireceğ i zamanı önceden planlaması, ortamda daha az zaman geç irmesini ve dolayısıyla daha az dozda radyasyona maruz kalmasını sağı lar (Erdoğan, Ç imen, & Oğ ul, 2017).

3. DEDEKTÖR ÇEŞİTLERİ

3.1. Dedektörler

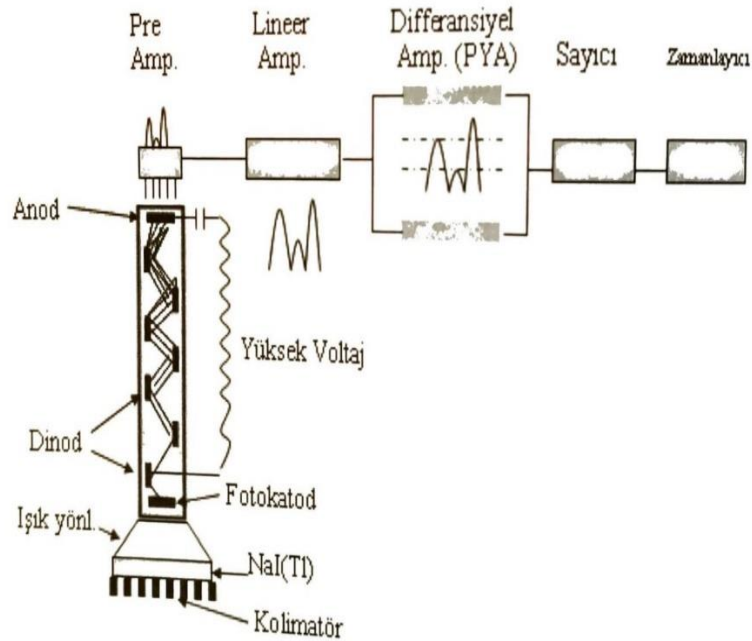
Nükleer dedektörler, alfa parçacıkları, beta parçacıkları ve gama radyasyonu gibi ışımaları algılayabilen cihazlardır (Şahmaran, 2011). Bu dedektörler, parçacıkların enerji ve yön gibi özelliklerini de hesaplayabilir. Dışarıdan gelen bir parçacık bir materyal ortama girdiğinde, materyal ortam bir tür mekanizma ile parçacığın enerjisini absorbe eder ve bu enerjiyi akıma dönüştürür (Kösem, 2018). Akımı inceleyerek veya büyüklüğünü gözlemleyerek radyasyon hakkında bir fikir edinilir. Pek çok nükleer dedektör türü vardır ve çoğu benzer şekilde çalışır. Bu bölümde, bu dedektörlerin en yaygın üç türü gözden geçirilecektir. Bu dedektör türleri, gaz doldurulmuş dedektörler, sintilasyon dedektörleri ve yarı iletken dedektörlerdir.

3.1.1. Sintilasyon dedektörleri

Sintilasyon dedektörleri iki ana parça, bir sintilatör malzemesi ve bir fotomultiplier tüp (PMT) içerir. Yüklü bir parçacık ile etkileşime girdiğinde yüklü parçacığın enerjisini absorbe edip ışık oluşturma özelliğine sintilasyon, bu özelliği taşıyan özel materyal ortamlara da sintilatör denir. Bir nükleer parçacık bir sintilatör ortamına girdiğinde, parçacık ortamdaki moleküllerle etkileşime girer ve her etkileşimde enerjiyi materyal ortama aktarır. Bu ortamda, değerlik bandındaki elektronlar enerjiyi absorbe eder ve iletim bandına geçer. Elektronlar iletim bandından değerlik bandına her geçişinde bir foton yayarlar. Böylece, materyal ortam parçacığın enerjisini absorbe eder ve onu düşük enerjili bir fotona dönüştürür.

Dışarıdan gelen bir parçacığın sahip olduğu radyasyon enerjisi ne kadar yüksekse, oluşturulan foton sayısı da o kadar fazladır. PMT üzerine bir tür fotokatot yerleştirilir. Oluşturulan tüm fotonlar bu fotokatoda odaklanır. Fotokatot, fotoelektrik etkinin meydana geldiği materyaldir. Bu olayın bir sonucu olarak fotoelektronlar veya birincil fotoelektronlar yayılır. Birincil fotoelektronlar PMT'ye girer. PMT, bu özel sisteme bağlı elektroniklerde önemli bir akıma yol açmaları için ilk fotoelektronları çok yüksek bir değere yükseltmeyi amaçlar. PMT içerisinde özel bir geometrik yapı vardır. Fotokatottan yayılan fotoelektronlar belirli bir elektroda yönlendirilir. Şekil 3.3'teki tüm eğimli yüzeyler, dynotlar olarak bilinen elektrotları temsil eder. Foto katottan çıkan fotoelektronlar, öncelikle birinci dynoda yönlendirilir. Bu elektronlar ilk dynoda ulaştığında ve yüzeyine her çarptığında, ikincil fotoelektronların yayılımına da yol açar.

Yayılan elektronların tümü ikinci dynoda yönlendirilir. Birinci ve ikinci dynodlar arasındaki potansiyel fark nedeniyle, bir elektrik alanı oluşur ve bu alan elektronların ikinci dynoda doğru hızlanmasına yol açar. Bu elektronlar bir dynoda her çarptığında, birçok ikincil elektron yayılır. Her ardışık dynod arasında potansiyel fark olduğu için, elektronlar bu dynotlar arasında bir sonraki dynoda doğru hızlanır. Böylece ikincil elektronların sayısı artar. Bu yapı, toplam elektron sayısında üstel bir artışa yol açar. Yani, toplam elektron sayısında biriken bir artış vardır. Sonunda, tüm elektronlar elektrik sistemine bağlı bir anoda ulaştığında, bununla ilişkili büyük miktarda akım oluşur. Tüm bu sistem elektron sayısını küçük bir sayıdan yüksek bir sayıya çıkararak önemli bir akım değeri elde etmek amacıyla inşa edilmiştir. Bir tür elektronik düzenek tarafından tespit edilen bu akım değeri, birincil fotoelektronların sayısına bağlıdır. Birincil fotoelektronlar, ışık fotonları sayesinde oluşturulur. Dolayısıyla, birincil fotoelektronların sayısı ışık fotonlarının sayısına, ışık fotonlarının sayısı da sisteme giren nükleer parçacığın enerji miktarına bağlıdır. Bu akım değeri incelenerek materyal ortama giren nükleer parçacık hakkında bilgi alınır. Sintilasyon detektörü, enerji etkisi ve parçacık hakkındaki bilgilerin yanı sıra sisteme giren parçacığın yoğunluğu hakkında bilgi verme konusunda da etkilidir (Öcal, 2017).



Şekil 3.1. Sintilasyon dedektörü (Demir, 2011)

3.1.2. Yarı iletken dedektörler

Yarı iletken dedektörler, nükleer parçacıkları tespit edebilen katı hal dedektörleridir ve yarı iletken malzemelerden yapılmıştır. Orta seviye bant aralığına sahiptirler ve bu özellikleri ile iletken ve yalıtkanlardan ayırt edilirler. Materyaller, bir tür kristal yapı oluşturan atomlardan ve moleküllerden oluşur. Atomların en dış yörüngesindeki elektronlar ya serbestçe hareket edebilirler ya da atoma bağlıdırlar. Bir elektron bir atoma bağlıysa serbestçe hareket edemez ve elektriğin iletimine yardımcı olmaz. Serbestçe hareket edebilen elektronları içeren atomlarla yapılmış bir materyal elektriğin iletilmesine yardımcı olur. Bu iki farklı elektron türü, enerji seviyeleriyle ayırt edilebilir çünkü bantları bu elektronlar oluşturur. Değerlik bandı ve iletim bandı olmak üzere iki tür bant vardır. Bir elektron değerlik bandında ise atoma bağlıdır yani serbestçe hareket etmez ve elektriği iletmez. Öte yandan iletim bandında bir elektron varsa atoma bağlı değildir yani hareket etmekte serbesttir ve elektriği iletir.

Yalıtkanlar, değerlik bandı ile iletim bandı arasındaki boşluktan ayırt edilebilir. Bu boşluk, bant aralığı olarak da bilinir. Yalıtkanlarda bu boşluk çok geniştir. Değerlik bandındaki elektronlar, iletim bandına geçmek için yeterli enerjiye sahip değildir. Dolayısıyla bu tür malzemeler elektrik iletmez. Öte yandan, metallerde veya iletkenlerde, değerlik bandı ve iletken bant çok yakındır ve değerlik bandındaki elektronlar kolaylıkla iletim bandına geçebilir. Dolayısıyla bu malzemeler elektrik iletmede çok iyidir. Yarı iletkenler de değerlik bandı ile iletim bandı arasında bir boşluğa sahiptir, ancak bu boşluğun genişliği yalıtkanların sahip olduğundan daha az ve iletkenlerin sahip olduğundan daha fazladır.

İletkenliği kontrollü olarak arttırmak için yarı iletken materyale katkı maddesi eklenir ve buna doping (katkı işlemi) denir. Doping olayı sonucunda N ve P tipi maddeler oluşur. Aralarındaki fark, akım taşıyıcılarından gelmektedir. Akım taşıyıcıları, N tipinde iletim bandında bulunan elektronlarken P tipinde değerlik bandında bulunan deliklerdir. Yarı iletkende elektron, ısı veya ışık enerjisi yardımıyla değerlik bandından iletim bandına geçtiğinde, değerlik bandında elektronun yerinde pozitif yük gibi davranan boş bir yer kalır ve bu da delik olarak bilinir. Bu maddeler tek başlarına elektriksel işlevleri yerine getiremezler ve bir arada kullanılırlarsa PN birleşimi (PN junction) elde edilir. Yarı iletken dedektörler PN birleşimli diyotlar içerir.

P ve N maddeleri arasındaki elektron geçişleri sebebiyle P maddesinde elektron eksikliği, N maddesinde ise elektron fazlalığı oluşur, ayrıca elektron ve deliklerin hareket yönleri birbirine zıttır. P ve N maddeleri birleştiği anda zıt yükler birbiriyle karışarak deplesyon bölgesi isminde nötr bir bölge oluştururlar ve bu katman nükleer dedektör gibi davranır.

Dışarıdan gelen nükleer bir parçacık deplesyon bölgesine girdiğinde, buradaki atom ve moleküllerle etkileşip onlara enerji transfer eder ve elektronların değerlik bandından iletim bandına geçip değerlik bandında deliklerin oluşmasına sebep olur. Bu elektron-delik çiftleri oluştuğunda elektronlar devreyi tamamlayarak dirençte potansiyel düşüşe sebep olur ve dirence bağlı elektronik parçalar bu düşüşü akım olarak tespit eder. Dolayısıyla görülen akım değişimi, dışarıdan gelen nükleer bir parçacığın varlığının kanıtıdır.

Yarı iletken dedektörlerde bir elektron delik çifti oluşturabilmek için 3 eV enerji gerekirken, gazla doldurulmuş dedektörlerde bir elektron iyon çifti oluşturabilmek için 35 eV enerjiye ihtiyaç vardır. Bu yüzden elektron sayısına bağlı akım değeri, yarı iletken dedektörlerde gazla doldurulmuş detektörlere göre nerdeyse 10 kat daha büyük olur. Yarı iletken dedektörler daha iyi bir enerji çözünürlüğüne sahip oldukları için düşük enerjili bir parçacığın tespiti için kullanılabilir ve birbirine yakın enerjili iki parçacık ayırt edilebilir (Ahmed, 2014).

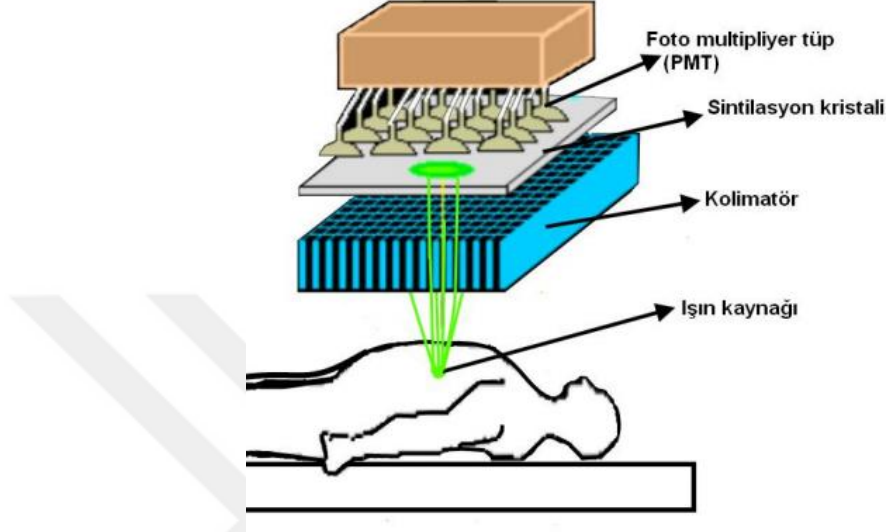
3.2. Gama Kameraları

Gama kameraları, nükleer tıpta kullanılan, hastadan gelen gama ışınlarını kaydederek görüntü oluşturmayı sağlayan tıbbi cihazlardır. 10 cm çaplı NaI(Tl) ve 7 adet PMT'den oluşan ilk gama kamerası 1956 yılında Hal Anger tarafından icat edilmiştir ve bu kameralar Anger kamerası olarak anılmaktadır (Lopes & Chepel, 2004).

Gama kameralarında, hastaya verilen radyofarmasötikler sebebiyle oluşan gama ışınları kolimatörden geçtikten sonra kristalde görünür ışık oluşturur. Bu ışık sebebiyle oluşan fotoelektronlar PMT'de çoğaltılarak bilgisayara gönderilir ve hastaya verilen radyofarmasötüğün etkili olduğu bölgedeki dağılımı görüntülenmiş olur. Hastadan yayılan gama fotonları, incelenen bölge etrafında bulunan dedektörler vasıtası ile tespit edilir ve sinyallere dönüştürülerek bilgisayara aktarılır. Bilgisayar aldığı bu sinyalleri işleyerek görüntü oluşturur (Yavuz, 2018).

3.3. Kolimatör

Kolimatör, organdan ya da dokudan çıkan gama ışınlarını dedektöre yönlendirir ve compton saçılması ile oluşan gama ışınlarını sönmüler. Gama kamerasında kristalin ön tarafında konumlanmıştır (Demir, 2011).



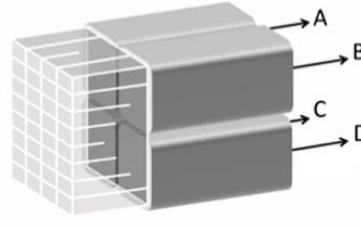
Şekil 3.2. Kolimatörün diğer elemanlar ile yerleşimi (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011)

Kolimatörler gama ışınlarını absorbe etme özelliği iyi olan kurşun gibi ağır elemntlerden yapılır ve oluşan görüntünün daha net olmasını sağlar. İç kısımlarında gama ışınlarının geçişine uygun olacak şekilde tasarlanmış yuvarlak veya köşeli delikler (hole) bulunur ve bu deliklerin boyları kullanım amaçlarına göre uzun veya kısa olabilir. Ayrıca radyonüklidin enerjisine göre de delikler ince veya kalın şekilde tasarlanabilir. Bitişik iki delik arasındaki uzaklığa septa denir. Kolimatör çeşitleri tek delikli (pinhole) kolimatörler ve çok delikli kolimatörler olmak üzere yapılış amaçlarına göre değişir.

Tek delikli kolimatörler içi boş bir koni şeklindedir ve yapımında kurşun, tungsten gibi ağır metaller kullanılır. Çok delikli kolimatörler çeşitleri arasında kanalları birbirine paralel olacak şekilde konumlandırılmış kolimatörler olduğu gibi, paralel olmayacak şekilde konumlandırılmış kolimatörler de bulunur.

3.4. Blok Dedektör

Halka tipi PET sisteminde sıkça kullanılan dedektör tipi blok detektördür. Blok dedektörü 1986'da Casey ve Nutt tarafından tanıtılmıştır ve günümüzde hala PET dedektörleri için en çok kullanılan çözümlerden biridir. Bu tasarımda blok şeklindeki kristalin bir yüzeyinde çok ince boyutta ayırık dedektör elementleri elde edilir.



Şekil 3.3. Blok dedektör şeması (Demir, 2011)

Tipik bir blok dedektörün şeması şekilde görülmektedir. 40 mm kenar uzunluğuna ve 20 mm kalınlığa sahip bir bloğu sintile eder ve BGO materyalinden yapılmıştır. Elemanlar arasındaki boş alan, optik olarak onları ayırabilmek ve ışık transferinde maksimum verimlilik elde etmeyi garantilemek için beyaz yansıtıcı bir materyal ile doldurulmuştur. Sintilatörden çıkan ışık 4 tane kare, tek kanallı, 2x2 matriste ayarlanan PMT tarafından algılanır. Etkileşim olduğunda kristal elemanın yeri PMT'ler tarafından üretilen 4 sinyal ile elde edilir. BGO materyalinden yapılanlar iyi bir uzaysal doğrusalığı garanti eder. Bloğun kenarlarında kesimler daha ince ve titiz yapılmışken, merkeze yaklaştıkça kesimler daha yüzeysel yapılmıştır. Lutesyum temelli sintilatörlerde ise bütün kristaller bitişigindekilerden ayrılmıştır. Klinik PET dedektörleri hala blok dedektörlere güvenir ve klinik dedektörlerde boyutları 4mmx4mm'ye kadar azalarak blok başına düşen kristal sayısı artar (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

3.5. Gantry

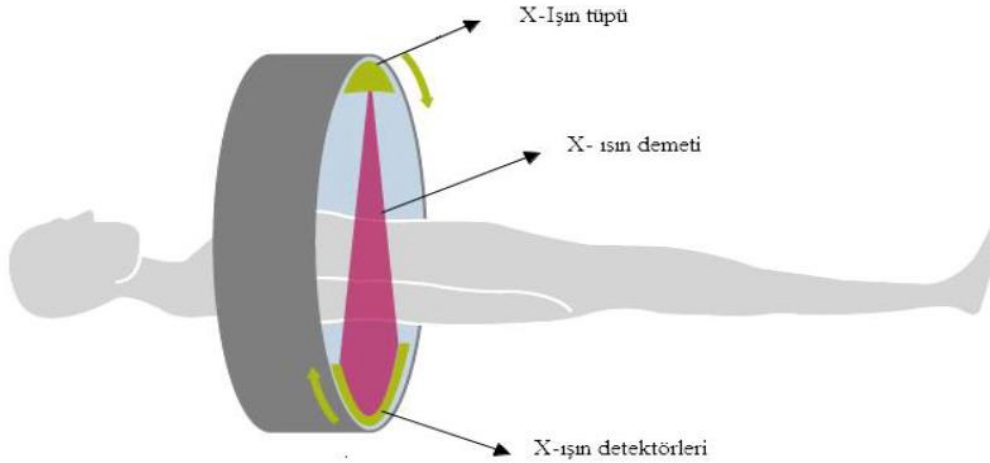
Görüntülemeyi ve dedektörlerin pozisyon almasını kontrol eden üniteye gantri denir. Tünel şeklinde dairesel bir yapıya sahip olan gantrinin iç çevresinde sintilasyon dedektörleri sıralı bir halde konumlandırılmıştır ve gantri, hastanın çevresinde 180°-360° dönüşe imkân verir. Gantry üzerinde bulunan sayısal göstergeler, dedektörlerin ve gantrinin hareket ve pozisyonunu gösterirken durdurma düğmesi ise acil durumlarda sistemi durdurma amacıyla kullanılır. Hasta pozisyonlarının uzaktan kontrolünü sağlamak için kablolu uzaktan el kontrol ünitesi kullanılır (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

4. NÜKLEER TIP GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI

Hastalıkların teşhis ve tedavisi için nükleer fizik yöntemlerinden yararlanılarak radyasyonun canlı dokularda kullanıldığı tıp alanına nükleer tıp denir. Bu alanda incelenecek cihazlar pozitron emisyon tomografi (PET), tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT), bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları ve bunların birleşimi olan pozitron emisyon tomografi-bilgisayarlı tomografi (PET/BT), tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi-bilgisayarlı tomografi (SPECT/BT) hibrit cihazlarıdır

4.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi, x-ışını kullanarak bir objenin kesitlerden oluşan görüntüsünün elde edilmesini sağlayan bir görüntüleme cihazıdır. Gantri kısmında x-ışını tüpleri ve karşısında dedektörler bulunur (Bor, 2009). Tüpten çıkan kontrollü ışın, hastanın vücudunun ince bir kesitinden geçirilerek dedektörler aracılığıyla toplanır ve dedektörler aracılığıyla toplanan veriler bilgisayarda işlenerek görüntüler oluşturulur (Ercan, 2019). Işınlama sırasında tüp ve dedektör sabit değildir, sürekli dönerek görüntü alır. Bu da ışınlanan bölgede kesitsel görüntüler alınarak bütün vücudun görüntüler üst üste gelmeden net bir şekilde görüntülenmesini sağlar.



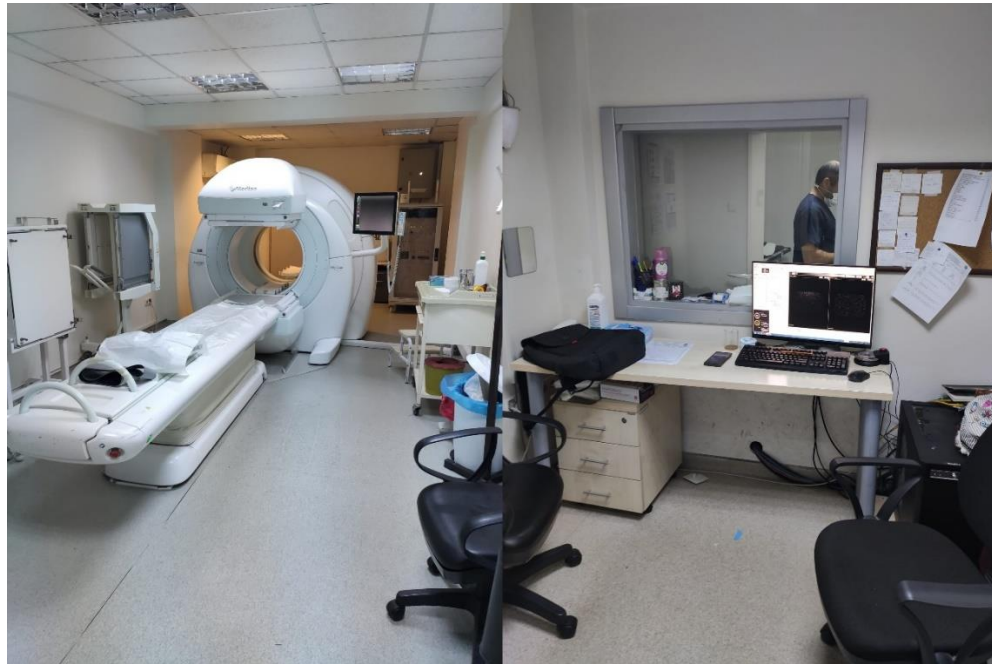
Şekil 4.1. Bilgisayarlı tomografi sistemi (Osman, 2015)

İlk kullanılan tomografi cihazları ince bir x-ışını demeti ve tek dedektörle görüntüleme yaparken kesit alma süreleri 4,5 dakika civarındaydı. Şu anda kullanılan tomografi cihazları sabit dedektörlerle çevrelenmiştir ve birden fazla x-ışını tüpünün dönmesiyle görüntüleme yapar. Kesit alma süreleri ise 0,1 saniyenin altına düşmüştür (Erol, 2006).

Bilgisayarlı tomografi taramalarında maruz kalınan radyasyon dozları, vücutta tetkik yapılan bölgeye göre değişim göstermektedir. Göğüs kafesinde yapılan incelemelerde ortalama 7 mSv radyasyon gözlemlenirken, karın bölgesinde yapılan incelemelerde ise ortalama 20 mSv radyasyon gözlemlenmiştir. BT çalışmalarında dokunun soğurduğu dozun kanser riskini arttıracak seviyelere ulaşabildiği araştırma çalışmalarında görülmüştür (Demir, 2011).

4.2. Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi

Tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT), canlı vücuduna enjekte edilen radyofarmasötiklerden tek yönde yayılan gama ışınlarının dedektörler tarafından tespit edilip bilgisayarda işlenerek görüntü elde edilmesini sağlayan görüntüleme yöntemidir (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011). SPECT sistemlerinin ana fikri 1917’de Johann Karl August Radon tarafından yazılan makalede iki veya üç boyutlu objelerin farklı açılar ile görünümünün yeniden elde edilebileceğinin ifade edilmesiyle oluşmuştur. 1922 yılında x ışını ile tomografi çalışmaları denenmiş olsa da objelerin üç boyutlu görüntülerinin elde edilmesi bilgisayarlı tomografi sistemlerinin kullanımı ile mümkün olmuştur (Yavuz, 2018). 1960’lı yıllarda farklı dedektörler ile yapılan denemeler sonrasında gama kameraları SPECT sistemlerinin temel ünitelerinden biri haline gelmiştir. Başlarda tek dedektörlü tasarlansalar da 1990 sonralarında iki ve üç dedektörlü SPECT sistemleri de geliştirilmiştir (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).



Görsel 4.1. *İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi SPECT görüntüleme sistemi ve konsol odası*

SPECT tekniği ile vücuda verilen radyofarmasötiğin iğerdiği radyoaktif maddenin konumu ve dağılımı görüntülenir. Vücuda verilen radyoaktif madde miktarı, görüntülenmesi hedeflenen organdaki doku sistemini en az seviyede etkileyecek şekilde belirlenir (Demir, 2011). Dolaşıma katılan radyofarmasötiğin iğerdiği radyoaktif madde gama ışınları yaymaya başlar. SPECT görüntüleme tekniğinde yaygın olarak tercih edilen radyoaktif madde, 6,05 saat yarı ömüre sahip olan ve 140 keV enerjide gama fotonu yayan ^{99m}Tc 'dur (Lee, 2010). Talyum ile aktive edilmiş sodyum iyodür (NaI:TI), SPECT sistemlerinde en çok kullanılan kristal yapıdır (Osman, 2015). Yayılan bu gama ışınları gama kamera tarafından algılanır ve algılanan sinyaller bilgisayarda görüntülere dönüştürülür.

SPECT, bir gama kamera tarafından farklı açılardan taranan iki boyutlu izdüşüm görüntülerinin bilgisayarda rekonstrüksiyonu ile üç boyutlu tomografik görüntü haline dönüştürür. Çalışma prensibi açısından gama kameradan hiçbir farkı olmamasına rağmen SPECT sensörleri genellikle 180-360 derece dönebilecek şekilde tasarlanmışlardır. Dönen gama kameraları, hücrel aktivite dağılımını üç boyutlu olacak şekilde görüntülemek için kullanılır. Hastaya verilen radyoizotopların yaydığı gama ışınları, gama kamerası tarafından algılanır ve bu kameralar hastanın çevresinde 360 derece dönerek birçok açıdan tarama yapar. Çekim süresi yaklaşık 15-20 dakika zaman alır ve elde edilen görüntünün çözünürlüğü ve elde edilen anatomik bilgi kötüdür (Ercan, 2019). SPECT tarama cihazlarında yaygın olarak kullanılan ^{99m}Tc radyofarmasötiğinin ortalama etkin radyasyon dozu 5,5 mSv olarak ölçülmüştür (Demir, 2011).

4.3. Pozitron Emisyon Tomografi

Pozitron emisyon tomografi (PET), pozitron yayılmasına sebep olan radyofarmasötiklerin canlı vücuda verilmesi ile yayılan fotonların dedektörler tarafından algılanıp, bu veriler ile görüntü oluşturulmasını sağlayan nükleer tıp yöntemidir (Kösem, 2018). Nükleer görüntüleme sistemlerinin zamanla gelişimi ile birlikte yapılan araştırmalar sonucunda ilk PET sistemi 1973'te Edward J. Hoffman, Michel Ter-Pogossian ve Michael E. Phelps tarafından yapılmıştır (Wahl, 2009).

PET sistemine girecek hastaya verilen kısa ömürlü radyofarmasötikler, hastanın vücutunda bozunarak pozitron oluşumuna sebep olur. Oluşan bu pozitronların her biri bir elektronla çarpışarak zıt yönlerde hareket eden, iki adet 511 keV enerjili fotonun oluşmasına sebep olur (Levin & Hoffman, 1999). Bu foton oluşma olayına anihilasyon

(yok olma), oluşan fotonlara ise anhilasyon fotonu denir. Anhilasyon fotonlarının, karşılıklı iki dedektör arasındaki bir doğru üzerindeki herhangi bir noktadan çıkmış olduğu anlaşılır ve bu doğruya yanıt çizgisi (Line of Response-LOR) denir (Kösem, 2018). Anhilasyon fotonları detektörlerdeki kristaller ile görünür ışığa dönüşür. Görünür ışık sintilasyona neden olur ve foto çoğaltıcı tüplerde sintilasyon elektrik sinyallerine dönüştürülerek devrelerde işlenir. Böylece PET sistemi ile görüntü elde edilmiş olur. Elde edilen bu görüntüye geri projeksiyon görüntüsü denir. Görüntülerde fotonların yoğun olarak görüldüğü bölgeler tümörlü hücrelerdir (Akpınar, 2014).

PET sistemlerinde kullanılan radyofarmasötikler yarı ömürleri 2 ila 110 dakika arasında olan kısa yarı ömürlü radyonüklidler içerir. Bu yüzden radyonüklidlerin PET sisteminin yakınında üretilmesi gerekmektedir ve bunun sonucu olarak PET sistemlerin kurulum maliyeti yüksektir (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

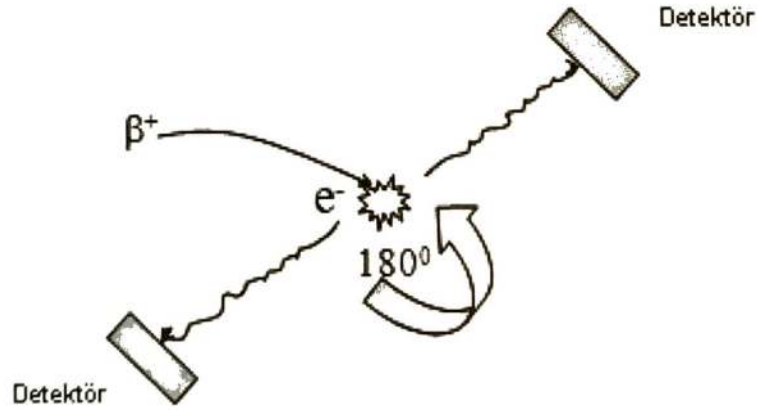


Görsel 4.2. *İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir PET görüntüleme sistemi ve konsol odası*

Hastaya verilen radyofarmasötikler, radyonükleidlerin glikoz, su gibi maddelerle karıştırılarak kullanılır ve bu karışımlara radyoişaretleyici (radiotracer) denir. PET sistemleri onkoloji başta olmak üzere birçok tıp alanında teşhis ve tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Onkoloji alanında büyük çoğunlukla kullanılan glikoz karışımı radyoişaretleyici flor-18 (^{18}F) florodeoksiglikoz (FDG)'dur. PET sisteminde hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu 7 mSv civarında zararsız seviyelerdedir (Erol, 2006).

4.3.1. Anhilasyon fotonları ve tespiti

Hastaya PET sistemine girmeden önce enjekte edilen radyofarmasötiklerin yapısında bulunan radyonüklidlerin bozunması sonucu açığa çıkan pozitronlar vücut içerisinde elektronlarla çarpışarak kütleleri enerjiye dönüşür (Yavuz, 2018). Bir diğer ifadeyle anhilasyon olayı gerçekleştirir. Bu anhilasyon olayı sonucunda elektron ve pozitron yok olurken aralarında 180° açı olacak şekilde saçılan 511 keV enerjiye sahip iki gama fotonu açığa çıkar (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).



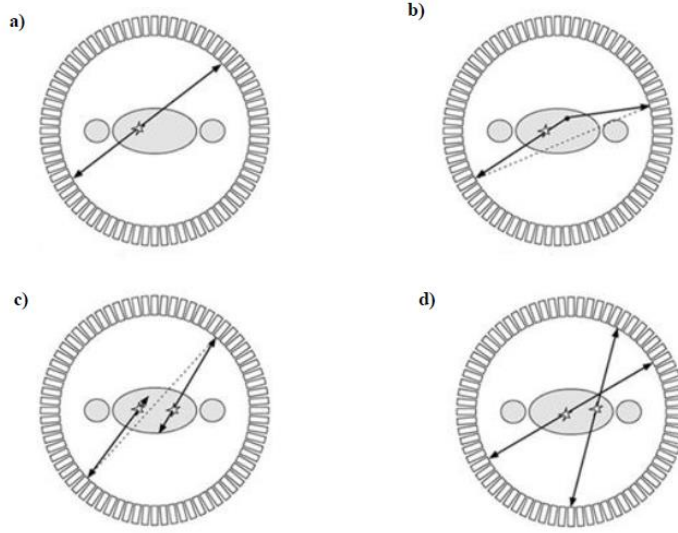
Şekil 4.2. PET sisteminde anhilasyon olayı (Demir, 2011)

PET sisteminde anhilasyon fotonlarının eş zamanlı algılanması amacıyla dedektörler karşılıklı yerleştirilmiştir. Anhilasyon olayları sonucunda açığa çıkan anhilasyon fotonları dedektörler tarafından eş zamanlı olarak algılanarak anhilasyonun meydana geldiği bölge tespit edilir. Anhilasyon olayı sonucunda açığa çıkan fotonlar zıt yönlü değilse bu fotonlar PET dedektörleri tarafından göz ardı edilir ve bu olaya diskriminasyon denir. Buna bağlı olarak dedektörlere belli bir süre dahilinde ulaşan fotonlar gerçek foton, bu süreyi aşan bir zamanda ulaşan fotonlarsa gerçek olmayan foton olarak algılanır (Demir, 2011).

4.3.2. Çakışmalar

Hastanın vücudunda farklı tipte çakışma olayları gerçekleşir. Çakışmaların hepsi eş zamanlı kaydedilmek üzere, aynı anhilasyon kaynaklı anhilasyon fotonlarının yayıldığı çakışmalara gerçek çakışma, yayılan iki fotondan birinin saçıldığı çakışmalara saçılan radyasyon çakışması, farklı anhilasyon kaynaklı anhilasyon fotonlarının saçıldığı

çakışmalara rastgele çakışma ve farklı anhilasyon kaynaklı anhilasyon fotonlarının aynı zamanda farklı olay olarak kaydedildiği çakışmalara çoklu çakışma denir (Yavuz, 2018).



Şekil 4.3. Çakışma çeşitleri (Osman, 2015)

4.3.3. Kullanılan dedektörler ve kristaller

PET ölçümünde temel adım, tespit edilen pozitron yayılımına ve sonrasındaki anhilasyona bağlı olarak oluşan yanıt çizgisinin uzaysal koordinatlarını bulmaktır. Bunun için de iki gama ışınının da dedektörlerle etkileşiminin uzaysal koordinatları bulunur. Dolayısıyla ideal PET dedektörü bir gama ışınının dedektörle etkileşiminin koordinatlarını bulabilmelidir. Etkileşimde veya bir etkileşim serisinde enerji ölçmek ve geliş zamanı hakkında bilgi almak için çeşitli dedektör teknolojileri kullanılır. PET dedektörlerinde günümüzde geçerli en genel çözüm sintilasyon materyalinin bir fotodedektörle birleştirildiği sistemdir (Kuntner, ve diğerleri, 2005).

Sintilasyon dedektörleri gama ışını tespitinde sıkça kullanılır ve günümüzde kullanılan PET tarayıcılarının birçoğu için temel oluşturur. Sintilatör yoğun bir kristal materyal içerir. Yeterli enerjiye sahip bir foton bu materyalde etkileşime girer ve bütün enerjisini yayarsa sintilatör eş yönlü görünür ışık yayar. Işığın yoğunluğu, düşük enerjili ışık fotonları sayısı ile ifade edilebilir ve genellikle salınan enerji ile orantılıdır. Bu orantı sabitinin değeri ışık verimi olarak adlandırılır ve genellikle 1 keV salınan enerji başına düşen foton miktarı olarak tanımlanır (Townsend, Positron Emission Tomography/Computed Tomography, 2008). Sintilatör yaklaşımının asıl avantajı bu düşük enerjili fotonların PMT gibi standart bir dedektör tarafından kolayca tespit

edilebilmesidir. Sintilatörler neredeyse bütün PET tarayıcılarında sıkça kullanılan kamera dedektörleridir (Milli Eğitim Bakanlığı, 2011).

PET için en uygun sintilatör seçiminde önemli olan farklı özellikler arasındaki uyumdur. Deteksiyon verimliliği 511 keV enerjide doğrusal azalma (atenüasyon) katsayısı ile ifade edilir. Kristal yoğunluğu ve materyalin etkin atom numarasına bağlı olan dönüşüm verimliliği, ışık verimliliği ve ışığın yayıldığı zaman ile ifade edilir (Yavuz, 2018). Enerji ayırma gücü iyi olmadığında PET sisteminde çok sayıda saçılan foton tespit edilir (Osman, 2015). Bu özellik de PET için sintilatör seçerken önemli bir özelliktir. Tablo 3.1 PET tarayıcılarında en çok kullanılan sintilatörlerin bir listesini vermektedir.

Tablo 4.1. Sıkça kullanılan sintilatörler ve özellikleri (Belcari, 2016)

Materyal	Yoğunluk (g/cm ³)	Sönüm Süresi (ns)	Işık Verimi (Foton / keV)	μ (cm ⁻¹)	Enerji Ayrırma
Sodyum İyodür (NaI:Tl)	3,67	250	38	0,34	%7,8
Bizmut Germanat (BGO)	7,13	300	6	0,96	%10
Lütesyum Oksiortosilikat (LSO:Ce)	7,40	40	29	0,87	%10,1
Lütesyum Yitriyum Oksiortosilikat (LYSO:Ce)	7,20	50	25	0,87	%20
Godolinyum Silikat (GSO:Ce)	6,71	50	10	0,67	%9,5
Yitriyum Alüminyum Perovskit (YAP:Ce)	4,53	70	46	0,39	%12,5
Baryum Florür (BaF ₂)	4,89	0,6	2	0,44	%11,4
Sezyum İyodür (CsI:Tl)	4,51	1000	52	0,483	%4,53

Sintilatörler seçilirken 511 keV enerjiye sahip anihilasyon fotonları için yüksek durdurma gücü olmasına dikkat edilmelidir. Durdurma gücünü etkileyen faktörler kristalin etkin atom numarası ve yoğunluğudur. NaI(Tl) kristalinin ışık verimi yüksek, sönüm süresi uzun ve düşük yoğunluğa sahip olduğundan dolayı durdurma gücü BGO ve LSO:Ce kristaline göre daha azdır (Saha, 2010). BGO'nun asıl avantajlarından biri 511 keV enerjideki lineer azalma katsayısıdır. Bir diğer özelliği ise 511 keV enerjideki %10 değerine ulaşan yüksek enerji ayırma gücüdür. Son yıllarda BGO'nun yerini özellikle LSO:Ce ve LYSO:Ce gibi lütesyum temelli sintilatörler almaktadır. Bunların BGO'ya

göre avantajları 300 ns yerine 40 ns olan çok hızlı sönüm süreleri ve BGO'ya göre 4 katı olan ışık verimliliğidir. Bunlar bir araya geldiğinde lütesyum temelli sintilatörler PET için ideal sintilatörler olarak görülür.

Işık verimliliği enerjiyi çok yüksek enerji çözünürlüğü ile ölçmeyi etkiler ve kısa sönüm süreleri ile birleştiğinde geliş zamanını büyük bir kesinlikle ölçmek için idealdir. Bunun sonucunda ise çok yüksek bir çözünürlük elde edilir (Townsend, Positron Emission Tomography/Computed Tomography, 2008).

4.3.4. Performansı etkileyen özellikler

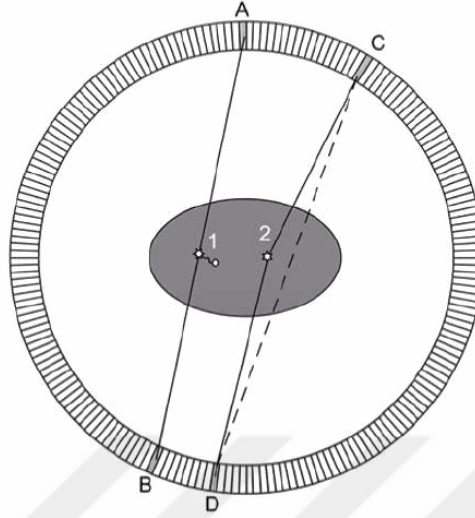
PET sisteminin performansını etkileyen birkaç özellik bulunmaktadır. Bu özellikler uzaysal ayırma gücü, tesadüfî sayım hızı, hassasiyet, foton azalımı ve saçılan ışınlardır.

4.3.4.1. Uzaysal ayırma gücü

PET sisteminin uzaysal ayırma gücü, sistemdeki iki farklı noktayı algılama kabiliyeti olarak tanımlanabilir. İki farklı nokta, aralarındaki mesafe az olmasına rağmen görüntülenebiliyorsa uzaysal ayırma gücünün iyi olduğu söylenebilir. PET tarayıcılarında bu özelliği etkileyen durumlar fiziksel ve tasarıma bağlı faktörlerdir. Pozitronun menzili (positron range-PR) bu faktörlerden biridir. PET sisteminde dedektörler pozitron bozunumu yapan radyonüklidin yerinin değil, anihilasyon fotonlarının yerini tespit eder. Pozitronlar, pozitron emisyonunda açığa çıktıklarında belli bir kinetik enerjiye sahiptir ve ortamla termal dengeye ulaşana kadar çok sayıda etkileşime girerek doku içinde enerji kaybederler. Termal dengeye ulaştıklarında elektronlar ile anihilasyon gerçekleşir. Pozitronun emisyon noktası ile termal dengeye ulaştığı nokta arasındaki uzaklığa pozitron menzili adı verilir. PET uygulamalarında kullanılan farklı izotoplara ait pozitron enerjilerinin uzaysal ayırma gücüne etkisi 1-1,5 mm arasında olup pozitron enerjisi azaldıkça ayırma gücü iyileşir. Uzaysal ayırma gücünü etkileyen ikinci faktör, anihilasyon fotonlarının tam olarak doğrusal olmaması, yani aralarındaki yayılma açısının 180° 'den yaklaşık $0,25^\circ$ kadar farklı olması ile bağlantılıdır ve bu etkiye doğrusallıktan sapma denir (Demir, 2011).

Uzaysal ayırma gücüne katkısı olan iki fiziksel faktör şekil 4.4'de örneklenmiştir. Birinci durumda A ve B dedektörlerinin oluşturduğu LOR pozitron menziline dolaylı yayılma noktası yerine anihilasyon noktasından geçer. İkinci durum ise fotonların

doğrusal olmaması ile ilgilidir. C ve D dedektörlerinin oluşturduğu LOR anihilasyon noktasından da yayılma noktasından da geçmez.



Şekil 4.4. Uzaysal ayırma gücünü etkileyen faktörler (Belcari, 2016)

4.3.4.2. Tesadüfi sayım hızı

Tesadüfi sayım hızı, eş zamanlı fotonların tespitinde birbiri ile bağlantılı olmayan fakat çok kısa bir zaman aralığında iki farklı anihilasyon olayı sonucu oluşmuş birer fotonun dedektörler tarafından tespit edilmesi ile oluşur. PET sistemi bu fotonları eş zamanlı oluşmuş gibi algıladığından dolayı eş zamanlı fotonlar olarak kabul eder ve bu durum görüntünün kontrastını bozar. Bozulmayı düzeltmek için iki tane eş zaman devresi kullanılır. İlk devre tüm eş zaman sayımlarını tüm LOR'lar boyunca ölçer. İkinci devrede ise sadece tesadüfi eş zamanlı sayımlar, gerçek eş zamanlı sayımlar kayıt dışı bırakılmak vasıtası ile tespit edilir. Her LOR boyunca ikinci devrede sayılan tesadüfi fotonlar, birinci devrede kaydedilenlerden çıkarılır ve böylece gerçek eş zamanlı sayımlar elde edilmiş olur (Dougherty, 2011).

4.3.4.3. Hassasiyet

Hassasiyet, birim aktivitede bir saniyede ölçülen gerçek eş zamanlı olayların sayım miktarına denir. PET sisteminin hassasiyeti, tasarımda kullanılan geometriye ve dedektörün anihilasyon fotonlarını durdurma gücüne bağlıdır. Gantri çapı küçük olan ve geniş tasarlanan PET sistemlerinin hassasiyeti fazla olur. Detektörün durdurma gücü, kullanılan kristalin yoğunluğuna ve etkin atom numarasına bağlıdır (Brambilla, ve diğerleri, 2005).

4.3.4.4. Foton azalımı

Radyoışaretleyicinin vücuda verilmesi sonrasında vücut içerisinde ilerlerken yaydığı gama fotonları, yolları boyunca dedektörlere ulaşana kadar farklı yoğunluğa sahip dokulardan geçerler ve bu geçişler sırasında belli miktarda foton kaybı yaşanır. Foton kaybı miktarı doku içinde kat edilen mesafe ve aynı dokunun yoğunluğu ile doğru orantılıdır. Bu kayıp fotonların yüksek enerjili olmasından dolayı belli bir oranda sınırlı kalır ama yine de oluşan kayıp için düzeltme işlemi yapılmalıdır ve bu işlem foton azalımı düzeltmesi olarak adlandırılır (Kösem, 2018). Foton azalımı düzeltmesinin uygulanabilmesi için fotonun geçtiği farklı dokular için düzeltme katsayılarının bilinmesi gerekir ve bu katsayılar da daha önceki tomografik görüntüler vasıtasıyla öğrenilir ve bilgisayar düzeltmeleri otomatik uygular.

4.3.4.5. Saçılan ışınlar

Compton etkisi nedeniyle saçılan ışınlar eş zamanlı sayımlar oluşturur. Saçılan iki foton gantride birbirine göre zıt konumda olan iki detektörde eş zamanlı olarak tespit edilir ve hatalı tespitler sebebiyle görüntü kontrastı bozulur. PET sisteminde saçılan fotonlar objeden geçmeyen LOR'lar oluşturabilir ve bu yüzden PET sisteminde saçılan fotonların etkisi fazladır (Osman, 2015).

4.4. PET ve SPECT Arasındaki Temel Farklar

PET ve SPECT sistemleri arasında belirgin farklar mevcuttur. Bunlardan ilki maliyet faktörüdür. SPECT sistemleri, PET sistemlerine göre daha ucuzdur. Bu iki görüntüleme sistemi arasındaki bir diğer fark ise radyofarmasötiklerde kullanılan radyonüklidlerden kaynaklanır. SPECT sistemlerinde gama ışını yayan radyonüklidler kullanılır ve bu radyonüklidler hasta vücudunda PET sistemlerinde kullanılanlara göre daha uzun süre kalır. PET sistemlerinde ise pozitron ışıması yapan radyonüklidler kullanılır ve bu radyonüklidler SPECT sisteminde kullanılanlara göre daha kısa yarılanma ömrüne ve daha yüksek enerjiye sahiptir. Bu iki sistemin arasındaki son fark ise PET sistemleri ile elde edilen görüntünün SPECT sistemleri ile elde edilen görüntülere kıyasla daha iyi olmasıdır.

4.5. Hibrit Görüntüleme

SPECT/CT sistemleri, bilgisayarlı tomografi ve gama kameranın birlikte kullanılmasıyla elde edilmiştir. Bu hibrit sistemler vücuda verilen radyofarmasötüğün konum ve dağılımını hem anatomik hem de fizyolojik açıdan görüntülenmesini sağlar.

SPECT sistemi ile fonksiyonel görüntü elde edilirken BT sistemi bu görüntünün hangi organ veya dokuya ait olduğunu bilgisini verir (Genç, 2016). Bilgisayarlı tomografinin SPECT/BT hibrit sistemindeki en önemli fonksiyonu SPECT ile elde edilen görüntülerin atenüasyon düzeltmelerini gerçekleştirmeye imkân vermesidir. SPECT ve BT görüntülerinin üst üste çakıştırılması ile füzyon görüntüleri elde edilir. SPECT/BT sisteminde önde SPECT, arkada BT olacak şekilde tasarlanmış iki ayrı gantri bulunur (Bozkurt, ve diğerleri, 2015).



Görsel 4.3. *İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi SPECT/BT görüntüleme sistemi ve konsol odası*

PET/BT, düşük seviyede radyasyon kullanarak vücudun iç kısmı ile ilgili ayrıntılı bilgi sağlayan güçlü bir tarama yöntemidir. Bu bilgiler, belirli tıbbi rahatsızlıkları ortaya çıkaracak teşhislerin konulmasına yardımcı olur (Fahey, 2002). İlk zamanlarda ayrı birer görüntüleme cihazı olan PET ve BT sistemlerinin ikisi de ayrı gantri içinde bulunacak şekilde ilk defa 1960 yılında birleştirilmiş ve elde edilen PET/BT hibrit sisteminden ilk füzyon görüntüsü elde edilmiştir. PET/BT tarama işleminde her biri vücudun ince bir kesiti olan yüzlerce görüntü alınır. Alınan görüntüler vücudun iç kısmının üç boyutlu görüntüsünü verecek şekilde derlenir. Tarama esas itibari ile iki tip görüntüyü ve tarama

bilgilerini bir bilgisayarda bir araya getirir (Townsend, Carney, Yap, & Hall, 2004). BT tarama, röntgen kullanarak vücut içindeki fiziksel yapıları gösterirken PET tarama ise hastaya verilen radyofarmasötik kullanılarak vücut içindeki hücrelerin etkinlik seviyelerini gösterir. Etkin dokular daha fazla radyofarmasötik çeker ve PET görüntülerinde daha parlak renklerle görüntülenir. PET ve BT kesitleri bir araya gelerek tüm vücudun iç görüntüsünü oluşturur ve bu görüntülerde BT vücudun anatomik detayları hakkında bilgi verirken PET ise fonksiyonel detaylar hakkında bilgi verir (Akpınar, 2014).

Yatak, tarayıcı içinde yavaşça ileri ve geri hareket ettirilerek ortalama 20 ile 30 dakika süresince görüntü alınır. Tarama esnasında en net görüntülerin alınabilmesi için mümkün olduğunca hareketsiz kalınması gerekir. PET/BT taraması ile alınan radyasyonun dozu çok düşüktür ve hızlı bir şekilde doğal yollardan vücuttan atılır. Bu radyasyon ile yapılan tarama sayesinde hastalığın erken ve daha kesin bir şekilde tespitinden veya değerlendirilmesinden elde edilen yararlar, oluşan herhangi bir riskten çok daha fazladır.

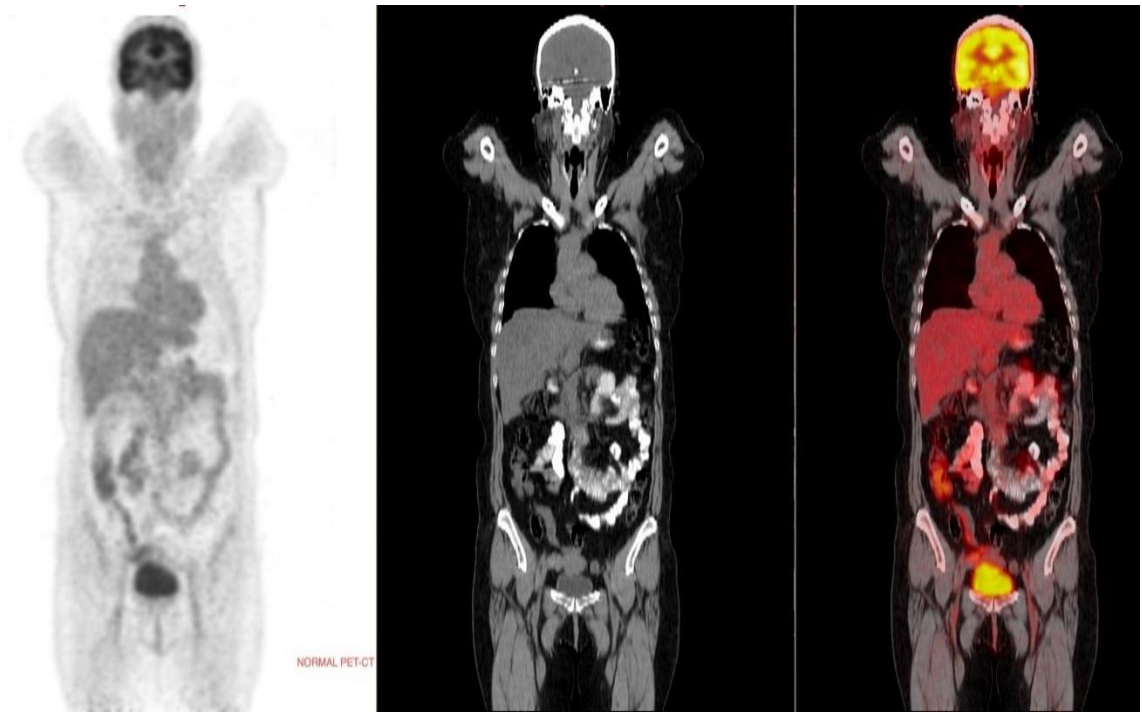


Görsel 4.4. *İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi PET/BT görüntüleme sistemi ve konsol odası*

PET/BT tarayıcıları kesit sayısına bağı olarak farklı fiyatlarla satılır. 16 kesit ile görüntü veren GE Discovery LS, GE Discovery ST, Philips Gemini TF 16, Siemens Biograph 6, Siemens Biograph 16 cihazları başlangıç seviyesindedir ve fiyatları 225-295 bin dolar arasında değişmektedir. 16 kesit ile 64 kesit arasında görüntü veren GE Discovery STE, GE Discovery VCT, Philips TF 64, Siemens TruePoint, Siemens Biograph 40, Siemens Biograph 64 cihazları orta seviyedir ve fiyatları 350-475 bin dolar arasında değişmektedir. 64 kesit ve fazla sayıda kesit ile görüntü veren GE Discovery 610, GE Discovery 710, Siemens mCT, Siemens Biograph Horizon cihazları ileri seviyedir ve fiyatları 450-750 bin dolar arasında değişmektedir (Block Imaging, 2021). Son yıllarda üretilen yeni PET/BT tarayıcılarının fiyatı 2 milyon dolara kadar çıkarken SPECT/BT fiyatları ise 400-600 bin dolar arasında değişmektedir (Fornell, 2021).

5. PET/BT VE SPECT/BT TARAMA GÖRÜNTÜLERİ

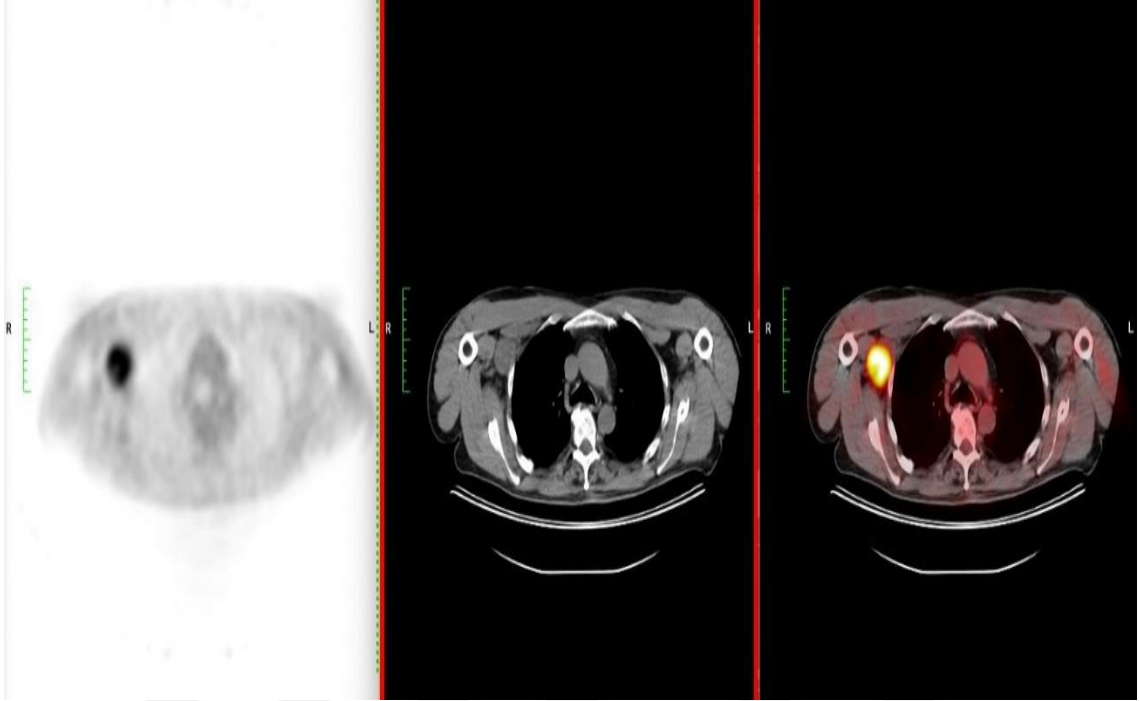
Sağlıklı bir kişinin İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph marka PET/BT tarayıcısında F18-FDG radyofarmasötici kullanılarak elde edilen PET, BT ve PET/BT görüntüleri görsel 5.1'de gösterilmiştir. Soldaki görüntü, PET tarayıcı ile elde edilmiş fonksiyonel bilgi veren bir görüntüdür. Ortadaki görüntü, BT tarayıcı ile elde edilmiş anatomik bilgi veren bir görüntüdür. Soldaki görüntü ise diğer iki görüntünün birleşimiyle oluşturulmuş hem anatomik hem de fonksiyonel bilgi elde edilmesini sağlayan füzyon görüntüsüdür. Beyin ve mesane bölgelerinde görülen parlamalar fizyolojik tutulum nedeniyle gerçekleşir.



Görsel 5.1. İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş sağlıklı bir kişinin soldan sağa doğru sırasıyla PET, BT ve PET/BT görüntüleri

Sağ omuzunda Malign Melanom hastalığı olan 70 kg ağırlığında 33 yaş kadın hastanın sağ koltuk altında hipermetabolizma gösteren büyümüş lenf nodunun İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph marka PET/BT tarayıcısı ile elde edilmiş PET, BT ve PET/BT görüntüleri görsel 5.2'de ve bu taramanın raporu da görsel 5.3'te gösterilmiştir. Bu görüntüler dikey kesit ile alınmış görüntülerdir. PET tarayıcı ile elde edilen, soldaki görüntüde siyah renkle görülen bölge fotonların yoğun olarak tespit edildiği tutulum bölgesidir. Ortadaki BT tarayıcı ile elde

edilen görüntüden iyi bir anatomik bilgi elde edilir ve bu iki görüntünün birleşimiyle oluşan füzyon görüntüsü hem anatomik hem de fonksiyonel olarak hassas bir şekilde görüntü elde edilmesini sağlar.



Görsel 5.2. *İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş soldan sağa sırasıyla PET, BT ve PET/BT görüntüsü sağ omuzunda Malign Melanom hastalığı olan hastanın sağ koltuk altında hipermetabolizma gösteren büyümüş lenf nodunu göstermektedir*

İstinye Üniversitesi Liv Hospital Bahçeşehir Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş görsel 5.2'deki görüntüye ait görsel 5.3'teki rapora göre 70 kg ağırlığındaki hastaya 7 mCi dozunda F18-FDG enjekte edilmiş, 45-60 dakika beklendikten sonra ise Siemens Biograph marka PET/BT cihazı ile pozisyon başına 3,5 dakika sürede olmak üzere 7 farklı pozisyonda çekim yapılmış ve verteks-üst uyluk arası bölgenin dikey kesit görüntüleri elde edilmiştir. Atenüasyon ve rekonstrüksiyon işlemleri sonrasında PET/BT füzyon görüntülerine ulaşılmıştır. Malign Melanom hastalığı şüphesiyle çekilen görüntülerde baş-boyun kısmı ve iskelet sisteminde FDG ile işaretlenmiş malignite bulgusuna rastlanmamıştır. Sağ göğüs bölgesindeki kalbe yakın alanda bir lenf nodunda FDG metabolizmasına rastlanmış fakat akciğerin bütününde FDG metabolizmasına rastlanmamıştır. Karın ve alt karın bölgesinde çok sayıda lenf nodunda FDG ile ilişkili aktivite görülmüştür.



liv HOSPITAL
BAHÇEŞEHİR

İSTİNYE ÜNİVERSİTESİ LİV HOSPİTAL
BAHÇEŞEHİR

Adı Soyadı : KA*****T
TC Kimlik No : *****
Hasta No : 757806
Cinsiyet : K
Yaş : 33
Protokol : 1524661

İsteyen Bölüm : Tıbbi Onkoloji
İsteyen Doktor : Uzm.Dr. Tahsin Özatlı
İstek Tarihi : 25.12.2020 12:14
Çekim Tarihi : 28.12.2020 10:56

NÜKLEER TIP KLİNİĞİ

PET-CT İNCELEMESİ

Teknik: AKŞ: 108 mg/dl olan, 70kg ağırlığındaki hastaya sol koldan 7.0 mCi (0.10 mCi/kg) **F18-FDG** 'nin IV enjeksiyonundan 45-60dk. sonra 3.5 dk/yatak süresi/7 yatak ile Siemens Biograph (2 slice, BT /anatomik korelasyon ve atenuasyon amaçlı) ve cihazı ile verteks-üst uyluk arası bölge görüntüldü ve aksiyel, sagittal ve coronal düzlemlerde rekonstrükte edilerek değerlendirildi.

Klinik bilgi : Kolon Ca ?

BULGULAR:

Baş boyun : FDG afiniteli malignite bulgusu izlenmemiştir.

Toraks: Sağ parakardiyal alanda 25x15mm ebatlı solid lezyonda (SUVm: 3.30) artmış FDG metabolizması izlendi. Akciğer parankiminde lezyon saptanmadı.

Batın ve pelvis: Karaciğerde posterolateral subkapsüler/kapsüle bitişik yerleşimli 9x6mm (SUVm: 4.61), sol lob lateralde konglomere tarzda 89x87mm ebatlı birleşik ve metkezi nekroze alanda (SUVm:7.82) ve posteromedial alanda büyüğü 30x28 mm ebatlı birkaç adet (SUVm: 7.52) lezyonda artmış FDG metabolizması izlendi. Ayrıca karaciğer anterior bölgede diafragmatik alanda büyüğü 12x6mm (SUVm: 3.02) olan hafif hipermetabolik lezyonlar izlendi. Mide pilor komşuluğunda ve prekaval alanda (SUVm: 3.73) hipermetabolik (SUVm: 3.49) yumuşak doku dansiteleri izlenmiştir (LAP?). Sol renal pelvis hizasında pankreas-mide arasında net sınırlanamayan 13x6mm ebatlı alanda (SUVm: 3.56), sol paraaortik alanda konglomere LAP ile uyumlu 33x22mm ebatlı (SUVm: 6.56) yumuşak dokuda hipermetabolizma izlendi.

Pelviste büyüğü 22x16mm ebatlı sol eksternal iliak lenf nodlarında (SUVm: 8.97) ve 123x88mm ebatlı kistik yapı içinde seçilen yumuşak doku dansiteli septal alanlarda (SUVm: 5.48) artmış FDG birikimi izlenmiştir.

İskelet sistemi: İnceleme alanı içindeki iskelet sisteminde FDG afiniteli malignite bulgusu izlenmemiştir.

Raporu Onaylayan Doktor : Uzm.Dr. MUHAMMET SEDAT

Doktor Diploma/Tescil No: OFLUOĞLU
74464

Bu Rapor Elektronik Olarak İmzalanmıştır.

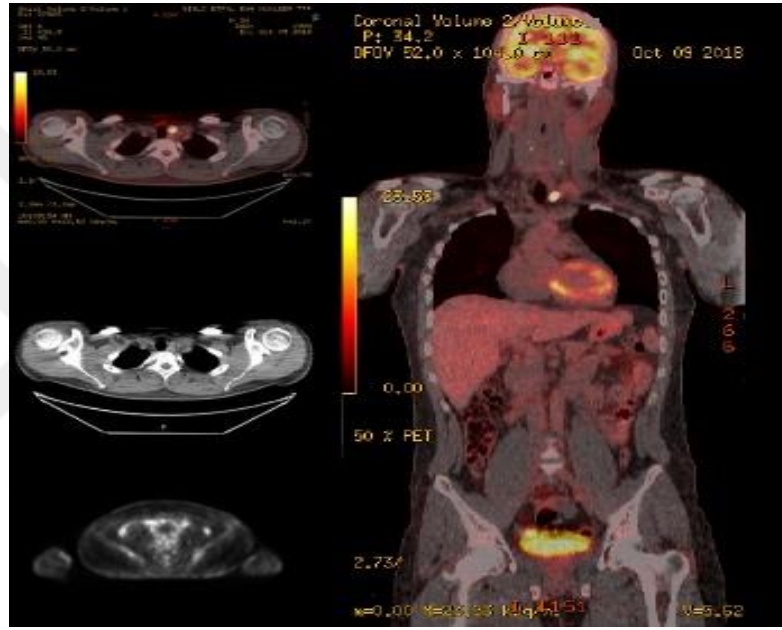
Görsel 5.3. Görsel 5.2'ye ait inceleme raporu

İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde Mediso AnyScan SPECT/BT ile elde edilmiş, tiroid kanseri olan 22 yaş kadın hastaya ait SPECT, BT ve SPECT/BT görüntüleri görsel 5.4'te gösterilmiştir. Soldaki A, B ve C harfleriyle isimlendirilmiş görüntüler dikey kesit ile alınmış görüntülerdir. SPECT tarayıcı ile elde edilen, A harfi ile isimlendirilmiş görüntüde siyah renkle görülen bölge fotonların yoğun olarak tespit edildiği tutulum bölgesidir. B harfi ile isimlendirilmiş BT tarayıcı ile elde edilen görüntü iyi bir anatomik bilgi sağlar. A ve B görüntülerinin birleşimiyle oluşan C harfi ile isimlendirilmiş füzyon görüntüsü hem anatomik hem de fonksiyonel bilgi veren görüntünün elde edilmesini sağlar. Sağdaki tüm vücut SPECT görüntüsünde de tutulum bölgesi siyah bölge ile görülmektedir.



Görsel 5.4. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde SPECT/BT tarayıcı ile elde edilen 22 yaş kadın hasta tiroid kanseri nedeniyle opere olgu görüntüleri

Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde GE Discovery PET/CT 600 marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen daha önce tiroidektomi operasyonu geçirmiş olan 25 yaş erkek hastaya ait PET, BT ve PET/BT görüntüleri görsel 5.5'te ve bu taramaya ait rapor görsel 5.6'da gösterilmiştir. Sağ taraftaki görüntüler dikey kesit ile alınmış görüntülerdir. Sol altta PET tarayıcı ile elde edilen, sol ortada BT tarayıcı ile elde edilen görüntüler ve sol üstte PET/BT füzyon görüntüsü bulunmaktadır. Sağda ise vücudun karşıdan görünümünün PET/BT füzyon görüntüsü bulunmaktadır. Füzyon görüntülerinde tutulumun gerçekleştiği bölgeler net olarak görülmektedir.



Görsel 5.5. Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde GE Discovery PET/CT 600 marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen 25 yaş erkek hasta tiroid görüntüleri

Şişli Hamidiye Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş görsel 5.5'teki görüntülere ait görsel 5.6'daki rapora göre 25 yaşındaki erkek hastaya 12 saat aç bırakıldıktan sonra 10,25 mCi dozunda F18-FDG enjekte edilmiş, 83 dakika beklendikten sonra ise GE Discovery PET/CT 600 marka PET/BT cihazı ile pozisyon başına 3 dakika sürede olmak üzere 9 farklı pozisyonda çekim yapılmış ve verteks-üst uyluk arası bölgenin dikey kesit ve karşıdan görünüm görüntüleri elde edilmiştir. Atenüasyon ve rekonstrüksiyon işlemleri sonrasında PET/BT füzyon görüntülerine ulaşılmıştır. Tiroid tanılı hastanın görüntülerinde sadece baş-boyun kesitlerinde FDG ile işaretlenmiş nodlara rastlanmıştır. Diğer bölgelerde ve iskelet sisteminde FDG tutulumu fizyolojik sınırları aşmamıştır.

 T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü S.B.U. Şişli Hamidiye Etfal Eğitim Araştırma Hastanesi	NÜKLEER TIP PET - CTRAPORU	Sayfa 1 Bas Tar 11.10.2018			
Onkolojik PET (F-18 FDG)					
HASTANIN Adı Soyadı : Hasta No : 250542601 Doğum Tarihi, Cinsiyeti : 1994 / E Telefon : Adres :	Gönderildiği Tarihi : 09.10.2018 Rapor Tarihi : 11.10.2018 Raporu Yazar : ÖZGÜL EKMEKÇİOĞLU Gönderen Klinik : NÜKLEER TIP ALI KONUKSEVEN İsteyen Doktor : ALI KONUKSEVEN				
Endikasyon Metastatik tiroid ca tani hastada Tg yüksek septanlar papiller ca tani olguda tüm vücut tarama amacıyla PET-BT tetkiki istenmiştir. <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 33%;"> Açlık süresi: 12 00 Çekim saati: 09:49 Glukoz düzeyi: 90 mg/dl Pozisyon sayısı: 9 yatak Cihaz: GE Discovery PET/CT 600 </td> <td style="width: 33%;"> Enjeksiyon yeri: Sağ el Enjeksiyon saati: 08:26 Kesit kalınlığı: 5 mm Süre: 3 dk/yatak </td> <td style="width: 33%;"> Radyofarmasit: ¹⁸F-FDG Radyofarmasit doz: 10.25 mCi Farmakolojik müdahale: Oral kontrast, IV diüretik Çekim Alanı: Verituss-yüksek preksimal </td> </tr> </table>			Açlık süresi: 12 00 Çekim saati: 09:49 Glukoz düzeyi: 90 mg/dl Pozisyon sayısı: 9 yatak Cihaz: GE Discovery PET/CT 600	Enjeksiyon yeri: Sağ el Enjeksiyon saati: 08:26 Kesit kalınlığı: 5 mm Süre: 3 dk/yatak	Radyofarmasit: ¹⁸F-FDG Radyofarmasit doz: 10.25 mCi Farmakolojik müdahale: Oral kontrast, IV diüretik Çekim Alanı: Verituss-yüksek preksimal
Açlık süresi: 12 00 Çekim saati: 09:49 Glukoz düzeyi: 90 mg/dl Pozisyon sayısı: 9 yatak Cihaz: GE Discovery PET/CT 600	Enjeksiyon yeri: Sağ el Enjeksiyon saati: 08:26 Kesit kalınlığı: 5 mm Süre: 3 dk/yatak	Radyofarmasit: ¹⁸F-FDG Radyofarmasit doz: 10.25 mCi Farmakolojik müdahale: Oral kontrast, IV diüretik Çekim Alanı: Verituss-yüksek preksimal			
BULGULAR Baş-boyun kesitlerinde; tiroidektomi operasyonu geçirdiği bilinen olguda operasyon loju düzeyinde iltihali altı-bas lojundaki post-op değişikliklere eşlik eden büyüğü yaklaşık 14 mm çapında solda inferior juguler trasede paratrakeal alanda yerleşimli olmak üzere, istmus loju anterior orta hatta ve tiroid loju sol üst pol kesitlerine uyan alanda olmak üzere artmış-yoğun FDG tutulumu gösteren post-op değişiklikler zemininde primer hastalığın tutulumunu dışlandıran lezyon alanları mevcuttur. Ayrıca boyunda solda seviye 2a düzeyinde çok düşük seviyede FDG tutan ön planda mikrometastaz ekarte edilemeyen lenf nodlarının MR-USG eşliğinde değerlendirilmesi uygun olur. Bilateral akciğer parankim sahalarında FDG tutulumu ve dağılımı normal sınırlarda olup, patolojik düzeyde FDG tutulumu gösteren bir imaj seçilmemiştir. Mediastinal ve bilateral hilar lenfatik lojilerde patolojik düzeyde FDG tutulumu gösteren bir LAP izlenmemiştir. Karaciğer, dalak ve diğer abdominal organ yapılarında ve lenfatik zincirlerde, peritoneal ve serozal yüzeylerde patolojik FDG tutulumu gösteren herhangi bir odak saptanmamıştır. İskelet sisteminde FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda izlenmiştir. Serebral ve serebellar gri kortikal alanlarda FDG dağılımı yaşa göre beklenen düzey ve simetridedir. Subkortikal yapılar normal görünümündedir. <i>İnceleme alanına giran tüm vücutun diğer kesimlerinde patolojik FDG tutulumu gösteren bir odak saptanmamıştır.</i>					
YORUM -Tiroidektomi operasyonu geçirmiş olan olguda en belirgin sol inferior juguler seviyede paratrakeal alanda olmak üzere artmış-yoğun FDG tutulumu gösteren post-op değişiklikler zemininde primer hastalığın tutulumunu dışlandıran lezyon alanları mevcuttur. Ayrıca boyunda solda seviye 2a düzeyinde çok düşük seviyede FDG tutan ön planda mikrometastaz ekarte edilemeyen lenf nodlarının MR-USG eşliğinde değerlendirilmesi uygun olur. NOT: SUV değeri vücut ağırlığına göre normalize edilmeden hesaplanmıştır. BT görüntüleri anatomik korrelasyon ve istenilen düzlemde amacıyla kullanılmaktadır. Rapor sonu					
UZ DR. ÖZGÜL EKMEKÇİOĞLU Nükleer Tıp Uzmanı					

Görsel 5.6. Görsel 5.5'e ait inceleme raporu

İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph mCT 20 Ultra HD marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen daha önce tiroidektomi operasyonu geçirmiş olan 25 yaş erkek hasta PET, BT ve PET/BT görüntüleri görsel 5.7'de ve bu taramaya ait rapor görsel 5.8'de gösterilmiştir. Üst sıradaki görüntüler dikey kesit, orta sıradakiler karşıdan görünüm ve alt sıradakiler yandan görünüm görüntülerdir. Sol sütunda BT tarayıcı ile elde edilen görüntüler, orta sütunda PET tarayıcı ile elde edilen görüntüler bulunmaktadır ve bu iki görüntünün birleşimiyle oluşan sağ sütundaki PET/BT füzyon görüntüleri hem anatomik hem de fonksiyonel olarak hassas bir şekilde görüntü elde edilmesini sağlamaktadır. Füzyon görüntülerinde tutulumun gerçekleştiği bölgeler net olarak görülmektedir.



Görsel 5.7. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph mCT 20 Ultra HD marka PET/BT tarayıcı ile elde edilen 25 yaş erkek hasta tiroid görüntüleri

İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde çekilmiş görsel 5.7'deki görüntülere ait görsel 5.8'deki rapora göre 25 yaşındaki erkek hastaya Siemens Biograph mCT 20 Ultra HD marka PET/BT cihazı ile çekim yapılmış ve verteks-üst uyluk arası bölgenin dikey kesit, karşıdan görünüm ve yandan görünüm görüntüleri elde edilmiştir. Atenuasyon ve rekonstrüksiyon işlemleri sonrasında PET/BT füzyon görüntülerine ulaşılmıştır. Elde edilen görüntüler hastanın daha önce farklı bir PET/BT cihazı ile farklı bir hastanede elde ettiği görüntüler ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Tiroid tanıılı hastanın görüntülerinde sadece baş ve boyun bölgelerinde fizyolojik değerlerin üstünde FDG tutulumu gözlemlenmiştir. Göğüs bölgesinde, akciğerlerde, kalp yakınlarında, karın-alt karın bölgesinde ve iskelet sisteminde FDG tutulumu fizyolojik sınırları aşmamıştır. Hastanın daha önce elde ettiği PET/BT görüntülerinde de aynı bölgelerde tutulum gözlemlenmiştir.



T.C.
İSTANBUL VALİLİĞİ
İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ
S.B.Ü İSTANBUL EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

Hasta Bilgileri	
Hasta Adı Soyadı :	Cinsiyet : Erkek
Protokol No : 24451889	Kurum Türü : SSK
Hasta No : 3664275	TC Kimlik No :
Rapor Tarihi : 26/07/2019 13:49	İst. Birim : NÜKLEER TIP 1 MRK
Onay Tarihi :	İst. Doktor : Doç Dr. Nurhan ERGÜL

POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİSİ (PET-BT) RAPORU

Görüntüleme Tarihi: 25.07.2019
Tıbbi Cihaz: Siemens Biograph mCT 20 Ultra HD Radyoizotop: ¹⁸F-FDG
Görüntüleme Protokolü: Tüm vücut görüntüleme Farmakolojik Müdahale: Oral nötral kontrast

ENDİKASYON: C73 Tiroid Ca nedeniyle takip edilmekte hastada Tg yükü sağlığını devamlılığı nedeniyle metastaz amaçlı yeniden değerlendirilme

BULGULAR
Güncel çalışmamızda değerlendirilmiş bir önceki çalışmamızdan 09.10.2018 tarihli PET/CT çalışması ile karşılaştırılabilir olarak değerlendirilmiştir.
Kranial kesimlerde: serebral ve serebellar kortikal ve subkortikal yapılarda FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olmuştur. Baş boyunu kapsayarak değerlendirilmesinde sinüsler nazal kavite ağzı boşluğu, damak dil ve di kökü lokalizasyonunda FDG tutulumu ve dağılımı normal sınırlardadır.
ALT servikal kesimlerde tiroid operasyonu yapılmamıştır. Operasyon sonrası solda mediasten girimi düzeyinde paratrakeal mesafede bir önceki çalışmada da izlenen en geniş yerinde yaklaşık 1.1 cm ye ulaşan lenf nodu kaynaklı yoğun artmış patolojik FDG tutulumu (SUVmax 41.7, eksi SUVmax 23.7) izlenmiştir. Tanımlanan bu lezyonun anteriorunda diğer bir subantimetrik artmış patolojik FDG tutulumu ve hemen superiorunda miketrik lenf nodu kaynaklı lokal artmış patolojik FDG tutulumu (SUVmax 4.9) izlenmiştir. Tanımlanan bu tutulumlar bir önceki çalışmada benzer şekilde izlenmektedir. Bu lezyonlar dışında servikal kesimlerde yeni gelişen nodal nitelikte artmış patolojik FDG tutulumu gösteren herhangi bir lezyon izlenmemiştir.
Torakal kesimlerde: her iki akciğer parankiminde FDG tutulumu ve dağılımı normal sınırlarda olup, BT kesimlerinde nodüler karakterde herhangi bir lezyon izlenmemiştir. Her iki hilus ve mediastinal alanda FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlardadır.
Abdominal kesimlerde: karaciğer safra kesesi, dalak, pankreas normal boyutlarda FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olmuştur. Mide duodenum ince bağırsak ve kolonda FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlardadır. Portal, gastrik, pankreatik ve dalak hilus düzeyinde ve yağlı planlar içerisinde mezenterik alanlarda nodal tutulum izlenmemiştir. Herhangi bir patolojik FDG tutulumu izlenmemiştir.
Retroperitoneal alanda her iki adrenal gland ve böbreklerde FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olmuştur. Bülkasyon düzeyinde bir adet miketrik lenf nodunda düşük düzeyde patolojik FDG tutulumu izlenmemiştir.
Parasente: aortik atri ve paravertebral lenf nodu düzeylerinde herhangi bir patolojik FDG tutulumu izlenmemiştir.
Pelvis kesimlerde: prostat gland ve diğer pelvis yapıları artmış patolojik FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olup belirgin patolojik FDG tutulumu izlenmemiştir. Her iki testis yapıları artmış patolojik FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olmuştur.
Her iki ayak, distal yar ve inguinal lenf nodu düzeylerinde patolojik FDG tutulumu izlenmemiştir.
İskelet sisteminde FDG tutulumu ve dağılımı fizyolojik sınırlarda olmuştur. BT kesimlerinde iskelet sisteminde tek veya çok sayıda kırıklarda herhangi bir lezyon izlenmemiştir.



T.C.
İSTANBUL VALİLİĞİ
İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ
S.B.Ü İSTANBUL EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

Hasta Bilgileri	
Hasta Adı Soyadı :	Cinsiyet : Erkek
Protokol No : 24451889	Kurum Türü : SSK
Hasta No : 3664275	TC Kimlik No :
Rapor Tarihi : 26/07/2019 13:49	İst. Birim : NÜKLEER TIP 1 MRK
Onay Tarihi :	İst. Doktor : Doç Dr. Nurhan ERGÜL

YORUM

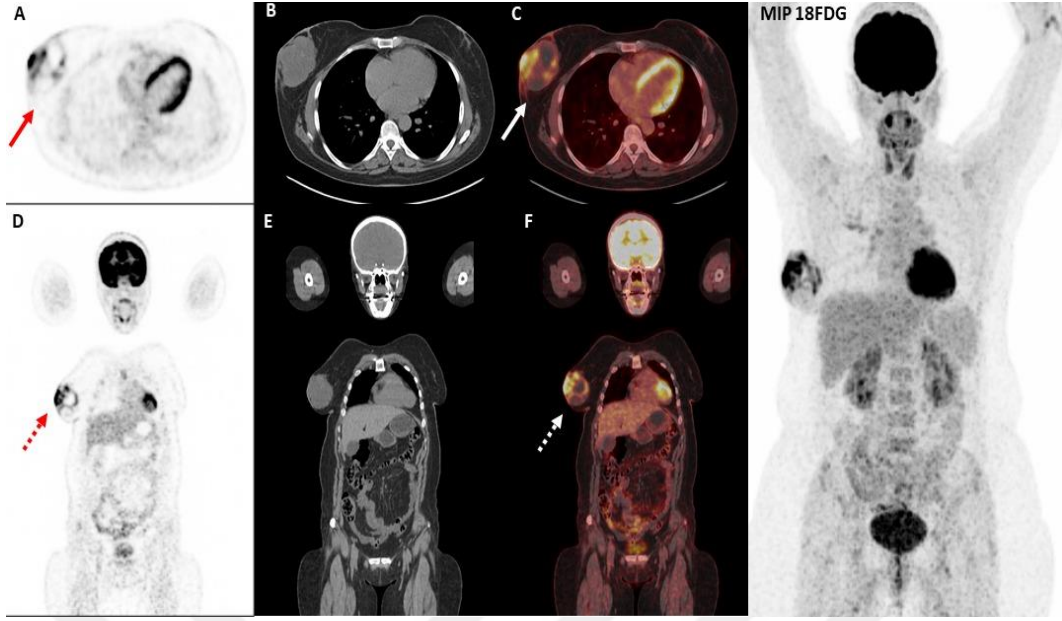
-Alt servikal kesimlerde bir önceki çalışmada da izlenen sol paratrakeal mesafedeki lenf nodu kaynaklı yoğun tutulum benzer şekilde devamlılık göstermektedir. Tanımlanan lezyona yakın komşuluk halinde mediastinde ve superiorunda iki adet subantimetrik lenf nodu kaynaklı tutulumunda benzer şekilde devamlılık söz konusudur. Bu bölgede yeni gelişen nodal nitelikte başka bir artmış patolojik FDG tutulumu gösteren lezyon izlenmemiştir.
-Görüntüleme alanına gren kranial, torakal kesimlerde, abdomen, pelvis ve iskelet sisteminde yeni gelişen başka bir metastatik lezyon izlenmemiştir.

NOT: SUV maksimum (Standart Uptake Değeri) lezyondaki en yoğun FDG tutulumunu gösteren semikuantitatif bir değerdir.

Prof. Dr. Tevlik F. CERMİK
Nükleer Tıp Uzmanı
Tescil No: 64626

Görsel 5.8. Görsel 5.7'ye ait inceleme raporu

İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde Siemens Biograph mCT ile elde edilmiş, sağ memesinde primer meme malign tümöral lezyonu bulunan 32 yaş kadın hastaya ait PET, BT ve PET/BT görüntüleri görsel 5.9'da gösterilmiştir. A, B, C harfleriyle isimlendirilmiş görüntüler dikey kesit ile alınmış görüntülerdir. D, E, F harfleriyle isimlendirilmiş görüntüler ise karşıdan görünüm görüntüleridir. A ve D görüntüleri PET tarayıcı ile elde edilen, B ve E görüntüleri BT tarayıcı ile elde edilen görüntülerdir. C ve F görüntüleri ise PET/BT füzyon görüntüleridir. En sağda ise vücudun karşıdan görünümünün PET görüntüsü bulunmaktadır. PET ve PET/BT füzyon görüntülerinde tutulumun gerçekleştiği bölgeler net olarak görülmektedir.



Görsel 5.9. İstanbul Eğitim ve Araştırma Hastanesi Nükleer Tıp Kliniği'nde PET/BT tarayıcı ile elde edilen 32 yaş kadın hasta sağ meme üst dış kadranda yerleşim gösteren heterojen tarzda yer yer yoğun 18F-FDG izlendiği primer meme malign tümöral lezyonu görüntüleri

5.1. Tarayıcılarda Kullanılan Radyofarmasötiklerin Yan Etkileri

Radyofarmasötiklerin yan etkilerinin kayıt altına alınmasında eksiklikler mevcuttur ve bu yan etkilerle karşılaşma sıklığı ülkelerin yan etkileri kayıt altına alma sistemine göre değişmektedir. Ülke başına ters ilaç etkisi görülme sıklığı ortalama 100.000 hastada 5 kişidir ve görülen etkiler iyi huyludur. Ateş, kusma, bulantı, titreme, deride kaşıntı ve döküntü gibi yan etkiler görülmüştür. Bu sebeple radyofarmasötikler yan etki konusunda yeterince güvenli ilaçlardır. Ülkemizde Sağlık Bakanlığı İlaç ve Eczacılık Genel Müdürlüğü, Ters İlaç İzleme Birimi'ne radyofarmasötik ilaçlar konusunda yan etki ile ilgili herhangi bir reaksiyon bildirilmemiştir (Atak & Özer, 2004).

6. ÜLKELERİN PET TARAYICI VE TARAMA SAYILARI

Türkiye'nin de 20 kurucu ülkesinden biri olduğu İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı (Organisation for Economic Cooperation and Development-OECD) günümüzde 37 ülkenin üye olduğu bir platformdur (Türkiye Cumhuriyeti Dışişleri Bakanlığı, 2021). Tablo 6.1, tablo 6.2 ve tablo 6.3 İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatının 26 ülkeden aldığı veriler ile oluşturulmuştur.

Tablo 6.1. 2011-2019 yılları arasında yapılan tarama sayısı (İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı(OECD), 2021)

Yıl	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Ülke									
A.B.D.	1853700	1723900	1594100	1616900	1718500	1873900	1945000	2086000	2200800
Avustralya	31457	39708	45373	51877	58593	65396	76014	86558	98582
Avusturya					18521	20901	21035	42755	43621
Belçika	68333	72104	75581	79341	84997	103150	107836	104926	116162
Çekya	33812	33732	33666	31813	34270	38242	49163	55799	58407
Danimarka	25748	29708	35203	39006	44468	46991	51415	63440	74939
Estonya					1007	1055	1236	1462	1891
Finlandiya	704	1424	2150	3455	3606	3771	4038	5004	5150
Fransa			320907	356998	404979	458815	499729	606770	637705
Hollanda	49950	41581		77197			101499	111242	114017
İspanya	96145	97068	108890	119363	131953	148933	173375	195869	215704
İsrail	29230	34300	41368	47661	47640	53999	65207	77159	83118
İtalya			272751	285283	296455	301554	317640	337519	337052
Japonya				501349					
Kanada	62668	66428	70414		76824		90530		125775
Kore	338558	353924	379115	382174	197353	192792	200514	191860	213637
Letonya									1142
Litvanya	0	34	445	623	1117	1273	1453	1805	2096
Lüksemburg	1862	1825	2133	2153	2205	2400	2660	3029	3375
Macaristan	11743	13482	14280	16794	19632	22417	20491	18884	22856
Norveç		4742	5760	6858	8021	9782	10577	12296	13690
Polonya				41057	45443	51988	58447	61481	57512
Slovakya	4030	5255	6464	8305	8925	10198	10435	12286	13380
Slovenya							262	411	566
Türkiye	101192	105222	137825	150015	176118	216417	255197	298656	350943
Yunanistan			5200	7150	9000	11500	17618	25004	22956
Toplam	2709132	2624437	3151625	3825372	3389627	3635474	4081371	4400215	4815076
Ortalama	169320,8	154378,7	165875	182160,6	154074	173117,8	170057,1	191313,7	192603

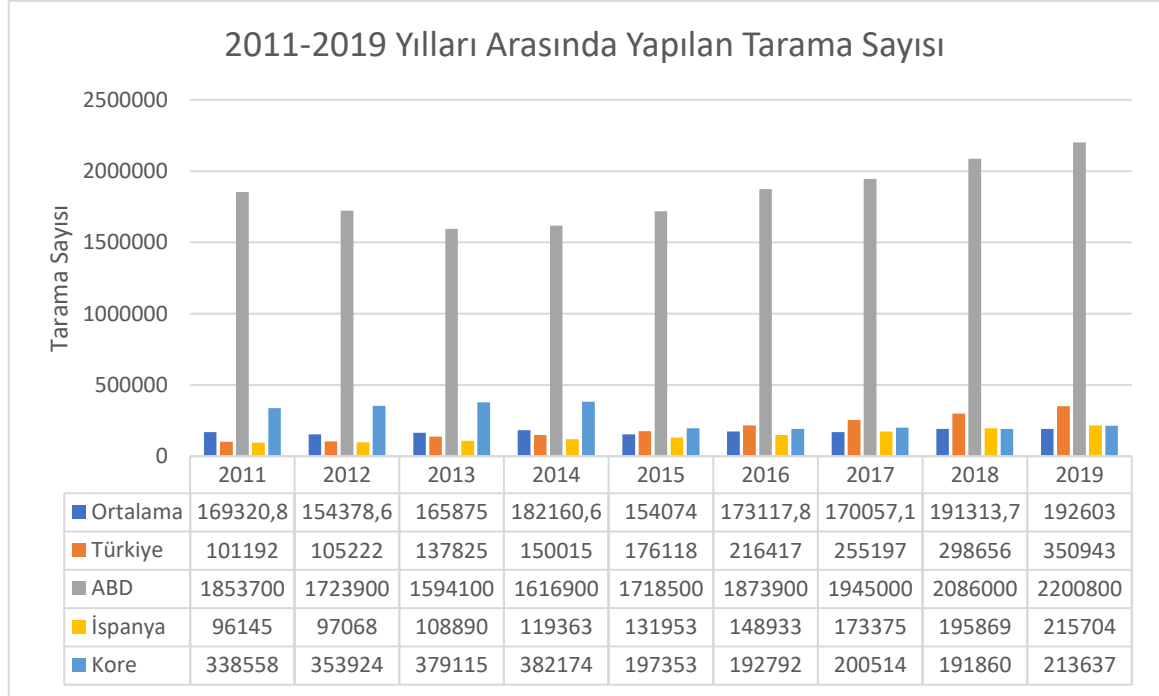
Tablo 6.2. 2011-2019 yılları arasında tarayıcı başına düşen tarama sayısı (İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı(OECD), 2021)

Yıl	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Ülke									
A.B.D.	1278,4	1098		988,9	1044,7			1216,3	1229,5
Avustralya	983	945,4	965,4	926,4	930	883,7	938,4	901,6	1037,7
Avusturya					926,1	908,7	876,5	1781,5	1817,5
Belçika	2628,2	2670,5	2699,3	2644,7	2930,9	4297,9	3594,5	3497,5	3520,1
Çekya	4226,5	4216,5	3366,6	3976,6	3115,5	2390,1	2891,9	3282,3	3435,7
Danimarka	919,6		1035,4	1147,2	1235,2	1118,8	1224,2	1379,1	1561,2
Estonya					335,7	351,7	412	487,3	650,3
Finlandiya	70,4	118,7	179,2	265,8	257,6	269,4	252,4	333,6	286,1
Fransa			3413,9	3305,5	3115,2	3300,8	3399,5	3889,6	3818,6
Hollanda	960,6	799,6		1308,4			1390,4	1373,4	1461,8
İspanya	1526,1	1448,8	1512,4	1613	1736,2	1885,2	2167,2	2331,8	2598,8
İsrail	3653,8	4287,5	3760,7	4332,8	4330,9	4909	5927,9	6429,9	5937
İtalya			1567,5	1620,9	1602,5	1538,5	1572,5	1622,7	1589,9
Japonya				916,5					
Kanada	1392,6	1581,6			1634,6		1676,5		2206,6
Kore	2051,9	1853	1831,5	1846,3	977	926,9	1002,6	983,9	1118,5
Letonya									380,7
Litvanya		34	445	311,5	558,5	636,5	726,5	902,5	1048
Lüksemburg	1862	1825	2133	2153	2205	2400	2660	3029	3375
Macaristan	2935,8	3370,5	3570	3358,8	3926,4	3736,2	2276,8	2098,2	2539,6
Norveç						4891	2644,3	2049,3	2281,7
Polonya				1520,6	1747,8	1999,5	2435,3	1863,1	1742,8
Slovakya	806	1051	1077,3	1186,4	1115,6	1274,8	1304,4	1535,8	1672,5
Slovenya							87,3	137	188,7
Türkiye	2153	1482	1621,5	1485,3	1693,4	1818,6	2074,8	2279,8	2543,1
Yunanistan			1040	1430	900	884,6	1468,2	1923,4	1639,7
Toplam	27447,9	26782,1	30218,7	36338,6	36318,8	40421,9	43004,1	45328,6	49661,1
Ortalama	1829,9	1785,5	1888,7	1816,9	1729,5	2021,1	1869,7	1970,8	1986,4

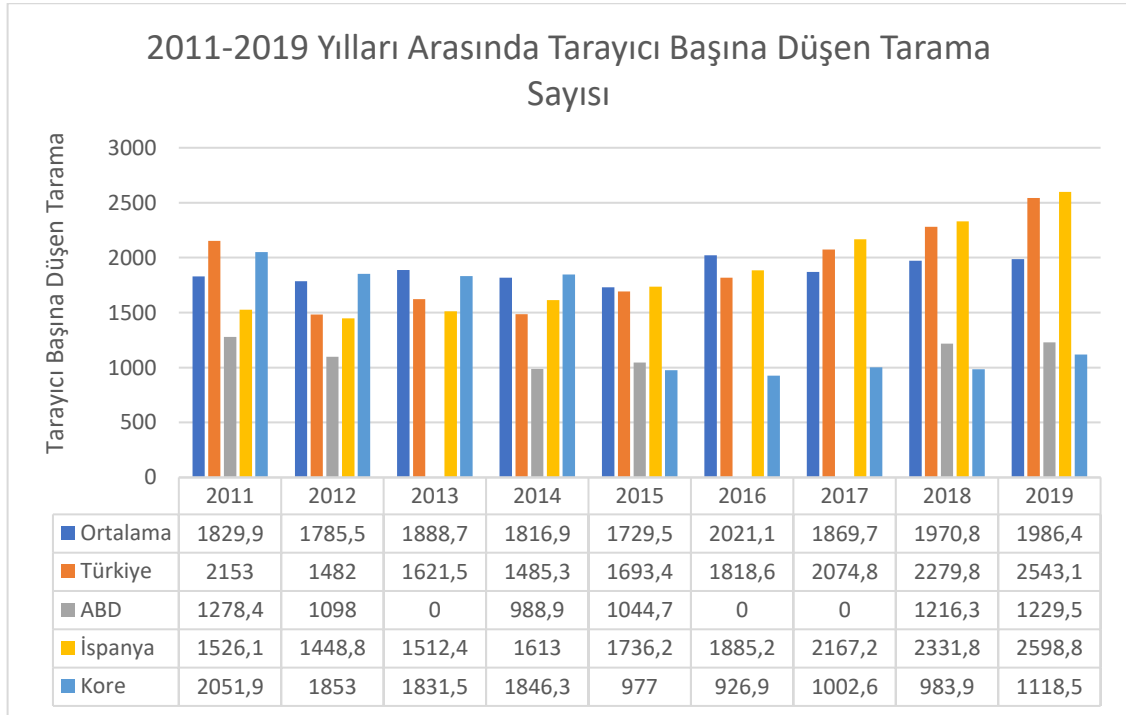
Tablo 6.3. 2011-2019 yılları arasında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısı (İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı(OECD), 2021)

Yıl	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019
Ülke									
A.B.D.	1450	1570		1635	1644			1715	1789
Avustralya	32	42	46	55	63	74	81	96	95
Avusturya					19	23	23	23	24
Belçika	25	27	28	30	29	24	30	30	32
Çekya	8	8	10	8	10	16	17	16	17
Danimarka	27		33	34	36	42	41	46	48
Estonya					2	2	3	3	3
Finlandiya	10	11	11	12	13	13	15	15	18
Fransa			94	108	130	139	147	155	166
Hollanda	51	52		59			72	80	77
İspanya	63	66	71	74	76	79	79	83	83
İsrail	7	8	11	11	11	11	11	12	14
İtalya			174	176	184	196	201	207	211
Japonya				547					
Kanada	45	42			46		53		56
Kore	164	191	206	206	201	207	199	194	191
Letonya									2
Litvanya		1	1	2	2	2	2	2	2
Lüksemburg	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Macaristan	3	4	4	5	5	5	8	9	8
Norveç						2	3	6	5
Polonya				27	26	26	23	32	32
Slovakya	5	5	6	7	8	7	7	7	8
Slovenya							3	3	2
Türkiye	47	71	84	100	104	119	122	131	137
Yunanistan			5	5	10	13	11	12	14
Toplam	1938	2099	785	3102	2620	1001	1152	2878	3035
Ortalama	129,2	139,9	49,1	155,1	124,8	50,1	50,1	125,1	121,4

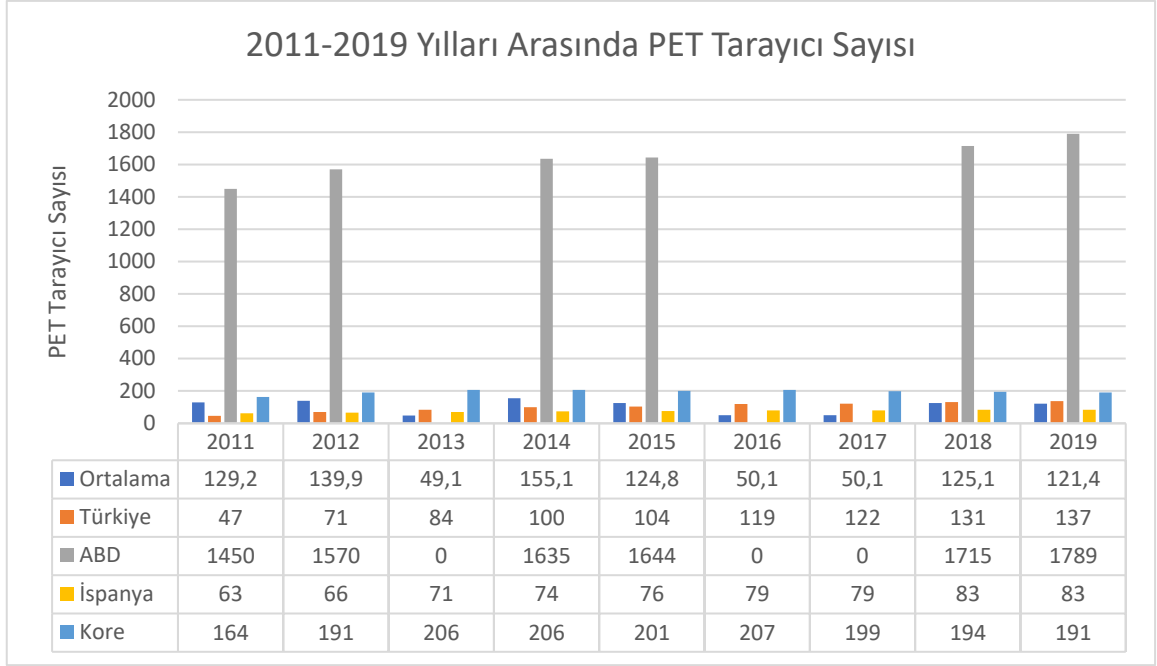
Bu tablolardaki veriler kullanılarak şekil 6.1, şekil 6.2 ve şekil 6.3'te yer alan grafikler elde edilip Türkiye'nin PET tarayıcı sayısı, tarama sayısı ve tarayıcı başına düşen tarama sayısının diğer ülkelere göre durumu gözlemlenmiştir.



Şekil 6.1. 2011-2019 yılları arasında yapılan tarama sayısı

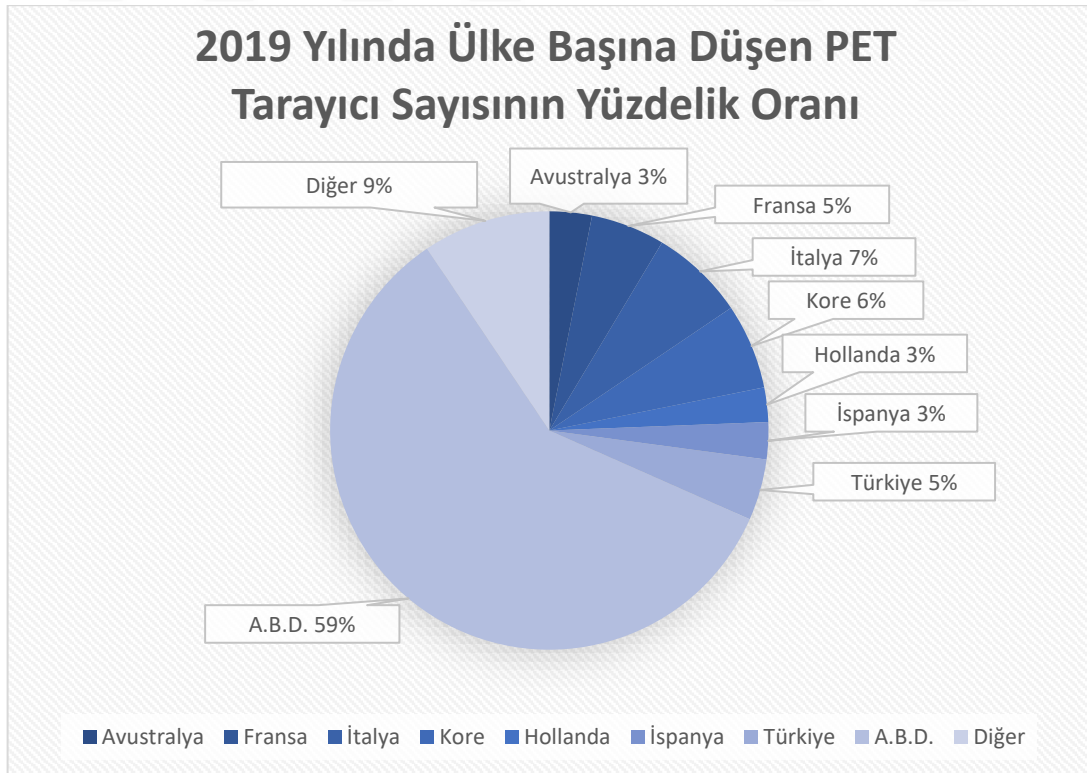


Şekil 6.2. 2011-2019 yılları arasında tarayıcı başına düşen tarama sayısı



Şekil 6.3. 2011-2019 yılları arasında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısı

Şekil 6.4'te OECD verilerindeki son yıl olan 2019 yılında Türkiye'de bulunan PET tarayıcı sayısının diğer ülkelerde bulunan tarayıcı sayılarına göre yüzdelik oranı verilmiştir.



Şekil 6.4. 2019 yılında ülke başına düşen PET tarayıcı sayısının yüzdelik oranı

7. SONUÇ

PET sistemi, nükleer tıp yöntemleri yardımı ile görüntü elde etme konusunda kanserli hücrenin teşhisi için önemli bir yere sahiptir. Bu teşhisin hassaslığı daha sonraki tedavi süreci için büyük katkı sağlamaktadır. PET taraması sonucunda elde edilen görüntünün hassaslığı, kanserli ve sağlıklı hücrelerin kolay ayrılmasına yardımcı olup tedavinin uygulanacağı hedef dokunun içerdiği kanserli hücrelere müdahale edilirken sağlıklı hücrelerin olabildiğince az zarara uğramasını sağlar.

PET sistemi ile yapılan taramalarda radyoişaretleyici kullanarak elde edilen fonksiyonel görüntünün çözünürlüğü diğer nükleer tıp görüntüleme cihazlarından SPECT sistemine göre daha iyidir. Bu farkın sebebi ise PET sisteminin gantrisi boyunca dağılmış olan dedektörlerinin, dijital kolimasyon ile pozitron anihilasyonundan yayılan iki zıt yönlü fotonun tespitidir. PET sisteminde bu iki fotonun iki farklı dedektörde tespit edilmesi ve tespit edildiği zaman bilgisi, anihilasyonun gerçekleştiği noktayı bulma konusunda olabildiğince net bilgi sağlamaktadır. Bu yüzden etkileşimin kaynağı ya da incelenmek istenen dokunun fonksiyonel bilgisi önemli bir hassaslık derecesi ile elde edilmektedir. PET sisteminin çalışma prensibi açısından gelecekte hedeflenen, Dünya Sağlık Örgütü'nün belirlediği oda sıcaklığında yani 21 santigrat derecede radyasyonun vücuda verdiği zararı azaltmak için daha az radyofarmasötik kullanarak daha hassas görüntü elde edilmesidir ve bu amaçla çalışmalar yapılmaktadır.

Radyofarmasötiklerin muhtemel zararları konusunda yan etkilerinin de göz önünde bulundurulması gerekir. Yan etkilerin kayıt altına alınmasında ülkelere bağlı olarak eksiklikler mevcuttur. Buna rağmen ortalama 100.000 hastada 5 kişide yan etki görülmektedir. Bu nedenle radyofarmasötikler oldukça güvenilir ilaçlardır. Fakat ülkemizde yan etkilerin yetkili kurumlara bildirilmesi konusunda eksiklikler bulunmaktadır.

PET sistemin tıp alanında kullanılmaya başlandığı ilk zamanlarda kristal iyileştirme çalışmaları ile görüntü çözünürlüğü arttırılmaya çalışılmışken, son zamanlarda özellikle bilişim sistemlerinin gelişmesi ile ağırlıklı olarak yazılım yardımıyla bu gelişim üzerine çalışmalar yapılmaktadır.

LSO:Ce ve LYSO:Ce gibi lütesyum temelli sintilatörler BGO krsitaline göre daha hassas görüntü elde edilmesini sağlamasına rağmen sağlık sistemlerinde hala daha

çoğunlukla BGO kullanılır. Bu durumun sebebi ise lütesyum temelli sintilatörlerin üretiminin BGO kristaline göre daha fazla maliyeti olması ve BGO kristalinin maliyetine göre elde edilen verimliliğinin lütesyum temelli sintilatörlere göre daha avantajlı olmasıdır.

PET taramaları özellikle fonksiyonel görüntü elde etme konusunda iyi iken anatomik görüntü elde etme konusunda istenen performansı verememektedir. Bu yüzden anatomik görüntü elde etme konusunda PET sistemi yerine BT sistemi kullanılır. Eğer onkoloji gibi PET sisteminin ciddi derecede önemli olduğu bir alanda teşhis için nükleer tıp yöntemleri kullanılacaksa PET sisteminden vazgeçmeyerek PET ve BT sistemlerinin bir arada kullanıldığı PET/BT hibrit sistemi kullanılır ve PET sisteminin anatomik görüntü açısından yetersizliği, bu iki sistemden elde edilen görüntülerin birleştirilmesi ile giderilir. Tezde yer verilen tarama görüntüleri de bu yetersizliğin giderildiğini açıkça göstermektedir.

Nükleer tıpta kullanılan görüntüleme sistemlerinde bulunması istenen özelliklerden biri de sistemin maliyet tarafında büyük yükler getirmemesidir. PET sistemlerinin dezavantajlı durumda olduğu konulardan biri de sistemin kurulum ve işletim maliyetidir. PET sistemlerinde kullanılan kısa yarı ömürlü radyoizotoplar nedeniyle radyofarmasötiklerin PET sisteminin bulunduğu yere uzak noktalardan taşınması zordur. Bu yüzden radyofarmasötiklerin PET sisteminin bulunduğu yere yakın noktalarda üretilmesi gerekir. Bu durum da PET sisteminin kurulup kullanılması için fazladan maliyete sebep olur.

OECD'nin paylaşmış olduğu 26 ülkede PET tarayıcılarında yapılan yıllık tarama sayısı verilerine bağlı olarak Türkiye'de yapılan tarama sayısının 2015 yılına kadar ortalamanın altında kaldığı, fakat 2015 yılından sonra ortalamanın sürekli üstünde olduğu açıkça görülmektedir. PET tarayıcı sayısı bakımından ise Türkiye'nin 2015 yılı ve sonrasında 26 ülkenin ortalamasıyla eşit seviyelerde olduğu görülmektedir. OECD veri tabanında bulunan 2019 yılındaki son verilere göre 26 ülkede bulunan PET tarayıcılarının %5'i Türkiye'de bulunmaktadır. Bu verilere göre PET tarayıcı sayısı bakımından sıralandığında Türkiye, 26 ülke arasında Amerika Birleşik Devletleri, İtalya, Kore ve Fransa'nın ardından beşinci sırada yer almaktadır.

KAYNAKÇA

- Ahmed, S. N. (2014). *Physics and Engineering of Radiation Detection* (2 b.). ABD: Elsevier.
- Akpınar, S. (2014). Akciğer Lezyonlarının Tanı ve Takibinde Pozitron Emisyon Tomografisi - Bilgisayarlı Tomografi Füzyon Görüntüleme Yönteminin Diagnostik Değerleri. *Uzmanlık Tezi*. Samsun, Türkiye: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı.
- Atak, E., & Özer, Y. (2004). Radyofarmasötiklerde Görülen Ters İlaç Reaksiyonları ve Bildirimleri. *Meslek İçi Sürekli Eğitim Dergisi*(9-10), 33-40.
- Barınmaz, D. (2009). Nükleer Tıp Uygulamalarında Radyasyon Doz Dağılımlarının Belirlenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*. İstanbul, Türkiye: İstanbul Üniversitesi.
- Belcari, N. (2016). Basic PET Physics and Instrumentation. *Basic Nuclear Medicine Webinars Series*. İtalya: University of Pisa.
- Block Imaging, I. (2021, 07 10). *PET/CT Price Guide*. Block Imaging: <https://info.blockimaging.com/bid/68875/how-much-does-a-pet-ct-scanner-cost> adresinden alındı
- Bor, D. (2009). *Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri*. Ankara: Bilim Yayıncılık.
- Bozkurt, M. F., Demir, H., Şanlı, Y., Tokmak, H., Okudan, B., Bekiş, R., . . . Polack, B. D. (2015). TNTD, Tümör Görüntülemeye SPECT-BT Hibrid Görüntüleme Uygulama Kılavuzu. *Nükleer Tıp Seminerleri, 1*, 57-61.
- Brambilla, M., Cannillo, B., Dominietto, M., Leva, L., Secco, C., & Inglese, E. (2005). Characterization of Ordered-Subsets Expectation Maximization with 3d Post-Reconstruction Gauss Filtering and Comparison with Filtered Backprojection in 99mTc SPECT. *Annals of Nuclear Medicine, 19*(2), 75–82.
- Çağlan, A. (2006). Girişimsel Kardiyoloji İncelemelerinde Hasta Dozlarının Farklı Yöntemlerle Ölçümü. *Yüksek Lisans Tezi*. Ankara, Türkiye: Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Çelik, İ. C. (2016, 05 23). Nükleer Fizik 1 Ders Notları. Şanlıurfa: Harran Üniversitesi.

- Demir, M. (2011). *Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları* (3 b.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi.
- Dougherty, G. (2011). *Medical Image Processing, Techniques and Applications*. U.S.A.: Springer Science & Business Media.
- Ebruli, C. C., & Beyzadeoğlu, M. M. (2008). *Temel Radyasyon Onkolojisi*. Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi.
- Ercan, M. (2019). Pozitron Emisyon Tomografisi Cihazında İki Farklı Fluorodeoksiglukoz Radyofarmasotik Ürünü Kullanarak Standart Tutulum Değerlerinin Karşılaştırılması. *Yüksek Lisans Tezi*. Antalya, Türkiye: Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı.
- Erdoğan, M., Çimen, B., & Oğul, R. (2017). İyonlaştırıcı Radyasyon ve Korunma Yöntemleri. *S.Ü. Fen Fakültesi Fen Dergisi*, 43(2), 139-147.
- Erol, H. (2006). Pozitron Emisyon Tomografide Görüntü Oluşturma Yöntemlerinin İncelenmesi ve İyileştirilmesi. *Doktora Tezi*. Sakarya, Türkiye: Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Evans, R. D. (1955). *The atomic nucleus* (TMH Edition b.). New York: McGraw-Hill.
- Fahey, F. H. (2002). Data acquisition in PET imaging. *Journal of nuclear medicine technology*, 30(2), 39-49.
- Fornell, D. (2021, 07 24). *SPECT Scanner vs. PET, Which is Best*. Diagnostic and Interventional Cardiology (DAIC): <https://www.dicardiology.com/article/spect-scanner-vs-pet-which-best> adresinden alındı
- Genç, D. T. (2016). Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrolleri. *Yüksek Lisans Tezi*. İstanbul, Türkiye: İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Göker, İ. (2010). Biyolojik Hedeflerin, Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)'de Kullanılan Radyoizotoplar İçin Durdurma Gücü Hesabı. *Yüksek Lisans Tezi*. Ankara, Türkiye: Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

- İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı(OECD). (2021, Temmuz 27). *Health Care Utilisation :Diagnostic exams.* OECD: <https://stats.oecd.org/Index.aspx?QueryId=30160> adresinden alındı
- Iwamoto, R. R., Haas, M. L., & Gosselin, T. K. (2012). *Manual for Radiation Oncology Nursing Practice and Education*. Pittsburgh: Oncology Nursing Society.
- Karsu, E. C. (2005). X Ray Lüminesans Sisteminin Kurulması, Kalibrasyonu ve Çeşitli Termolüminesans Dozimetrelerin Spektroskopik Özelliklerinin İncelenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*. Manisa, Türkiye: Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kılıç, M. (2007). Nükleer Bağlanma Enerjisinde Simetri Enerjisi Teriminin Katsayısının Hesabı. *Yüksek Lisans Tezi*. İstanbul, Türkiye: Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Knapp, F. R., & Mirzadeh, . (1994). The continuing important role of radionuclide generator systems for nuclear medicine. *European journal of nuclear medicine*, 21(10), 1151-1165.
- Kovankaya, G. (2005). Ağır İyonların Çarpıştırılması ve Elektron-Pozitron Çift Oluşumu. *Yüksek Lisans Tezi*. İstanbul, Türkiye: İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Kösem, A. (2018). Hibrid Teknolojisine Dayanan Pozitron Emisyon Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Cihazları ile Görüntülemeye Standart Tutulum Değerinin İncelenmesi ve Etkinliğinin Tespiti. *Yüksek Lisans Tezi*. Antalya, Türkiye: Akdeniz Üniversitesi.
- Krane, K. S. (2002). *Nükleer Fizik*. Ankara: Palme Yayıncılık.
- Krappe, H. J., & Pomorski, K. (2012). *Theory of nuclear fission: a textbook* (838 b.). Springer Science & Business Media.
- Kuntner, C., Auffray, E., Dujardin, C., Kamenskikh, I. A., Lecoq, P., Anton, H., . . . Schneegans, M. (2005). Advances in the Scintillation Performance of LuYAP:Ce Single Crystals. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 537(1-2), 295-301.

- Lamarsh, J. R., & Baratta, A. J. (2001). *Introduction to Nuclear Engineering* (3 b.). New Jersey, ABD: Prentice Hall.
- Lee, Y.-S. (2010). Radiopharmaceuticals for Molecular Imaging. *The Open Nuclear Medicine Journal*, 2, 178-185.
- Levin, C. S., & Hoffman, E. J. (1999). Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution. *Physics in Medicine & Biology*, 44(3), 781-799.
- Liberman, D. A. (1977). Short-range part of the nuclear force. *Physical Review D*, 16(5), 1542.
- Lopes, M. I., & Chepel, V. (2004). Detectors for medical radioisotope imaging: demands and perspectives. *Radiation Physics and Chemistry*, 71, 683-692.
- Macfarlane, A. M., & Miller, M. (2007). Nuclear Energy and Uranium Resources. *Elements*, 3(3), 185-192.
- Martin, B. R. (2006). *Nuclear and Particle Physics*. Londra, İngiltere: Wiley.
- Martin, J. E. (2013). *Physics for radiation protection*. Almanya: Wiley.
- Methe, B. M. (2003). Shielding design for a PET imaging suite: a case study. *Health Physics*, 84(5), 83-88.
- Milli Eğitim Bakanlığı. (2011). *Radyonükleid Görüntüleme Cihazları*. Ankara: Milli Eğitim Bakanlığı.
- NKFU. (2021, 07 12). *Fotoelektrik Olay Nedir*. NKFU: <https://www.nkfu.com/fotoelektrik-olay-nedir/> adresinden alındı
- Osman, H. (2015). Birleşik Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (SPECT/CT) ile Birleşik Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/CT) Sistemlerinde Tomografik Görüntülere Sistem Yazılım Parametrelerinin Etkisinin İncelenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*. Ankara, Türkiye: Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü.

- Öcal, E. (2017). LaBr+3 NaI ve CeBr+3 NaI Sintilatörlerin Paris Projesi Kapsamında Performanslarının Karşılaştırılması. *Yüksek Lisans Tezi*. Niğde, Türkiye: Niğde Ömer Halisdemir Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Powsner, R. A., & Powsner, E. R. (2008). *Essential Nuclear Medicine Physics* (2 b.). Massachusetts: Blackwell Publishing.
- Saha, G. B. (2010). *Basics of PET imaging, Physics, Chemistry, and Regulations*. U.S.A.: Springer.
- Sakal, M. (2015). Nükleer Füzyon Enerjisi Üreten Reaksiyonlarda Kullanılan Çekirdeklerin Yapılarının İncelenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*. Osmaniye, Türkiye: Fen Bilimleri Enstitüsü Ortak Yüksek Lisans Programı.
- Sleno, L. (2012). The use of mass defect in modern mass spectrometry. *Journal of mass spectrometry*, 226-236.
- Stéphan, C. (1997). Gas Filled Detectors. D. N. Poenaru, & W. Greiner içinde, *Experimental Techniques in Nuclear Physics* (s. 57). Walter de Gruyter.
- Şahmaran, T. (2011). Pozitron Emisyon Tomografi – Bilgisayar Tomografi (PET - BT) Uygulamalarında Hastanın Aldığı Radyasyon Dozunun Belirlenmesi. *Yüksek Lisans Tezi*. İzmir, Türkiye: Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Taner, A. C. (2007). Atom, Radyoaktivite, Radyoizotoplar ve Radyasyon Türleri. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu.
- Townsend, D. W. (2008). Positron Emission Tomography/Computed Tomography. *Seminars in Nuclear Medicine*, 38(3), 152-166.
- Townsend, D. W., Carney, J. P., Yap, J. T., & Hall, N. C. (2004). PET/CT Today and Tomorrow. *Journal of Nuclear Medicine*, 45(1 suppl), 4S-14S.
- Türkiye Cumhuriyeti Dışişleri Bakanlığı. (2021, 07 25). *İktisadi İşbirliği ve Gelişme Teşkilatı (OECD)*. T.C. Dışişleri Bakanlığı: https://www.mfa.gov.tr/iktisadi-isbirligi-ve-gelisme-teskilati_-oecd_.tr.mfa adresinden alındı
- Wahl, R. L. (2009). *Principles and Practice of PET and PET/CT*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Yavuz, L. (2018). Pozitron Emisyon Tomografisinde Kullanılan ^{68}Ga ile ^{18}F 'un İncelenmesi ve Görüntülemeye Yeni Bir Yaklaşım. *Yüksek Lisans Tezi*. Kayseri, Türkiye: Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

Yüksel, M. (2013). Doğal ve Katkılanmış Bor Minerallerinin Dozimetre Geliştirmek Amacıyla Termoluminesans (TL) Yöntemi Kullanılarak Çalışılması. *Doktora Tezi*. Adana, Türkiye: Çukurova Üniversitesi.



EKLER

ÖZGEÇMİŞ

ORCID NO:

Kişisel Bilgiler	
İsim Soyisim	: Tolga OLGUN
Uyruk	: T.C.

İş Tecrübesi	
2019-2020	Birebir İlgi Eğitim Kurumu Fizik Öğretmeni
2018-2019	Çözüm Eğitim Kurumu Fizik Öğretmeni
2016-2018	Açı Eğitim Kurumu Fizik Öğretmeni

Eğitim	
2018-2021	Yüksek Lisans Eskişehir Teknik Üniversitesi Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Bilim Dalı (Tezli)
2010-2017	Lisans Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Fizik (%100 İngilizce)
2005-2007	Lise Bahçeşehir Atatürk Lisesi Fen - Matematik