

POZİTRON EMİSYON TOMOGRAFİ (PET) FİZİĞİ

THE PHYSICS OF POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY

Mustafa Demir

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

e-mail: demirm@istanbul.edu.tr

DOI:10.5152/tcb.2015.055

Özet

Pozitron Emisyon Tomografi (PET) görüntüleme, pozitronun (β^+) elektronla (e^-) karşılaşması sonucunda oluşarak zıt doğrultuda yayılan 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının deteksiyonuna dayanan bir yöntemdir. Günümüzde mevcut PET radyonüklidleri fiziksel yarılanma süreleri 2 sn ile 110 dakika arasında değişen ticari kullanımı olan Karbon-11 (^{11}C), Flor-18 (^{18}F) ve Galyum-68 (^{68}Ga) gibi ajanlardır. PET görüntülerinde sintigrafik ayırım ve atenüasyon düzeltimi için Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden yararlanır. Lutesyum Silikat Oksit (LSO) ve Lutesyum Yitrium Silikat Oksit (LYSO) detektör materyalli cihazlara Time of Flight (TOF) teknolojisinin girilmesi ile birlikte PET görüntülerinin kalitesi ve lezyon ayırımı iyileşmiştir. Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT) tetkiki yapılan hastalarda absorbe radyasyon dozu 15-25 mSv kalınan radyasyon dozları müsaade edilen yıllık limitleri aşmamaktadır.

Anahtar kelimeler: BT fiziği, radyofarmasötik, PET detektörleri, TOF-PET teknoloji, radyasyon dozu

Abstract

Positron emission tomography (PET) is an imaging modality based on an annihilation interaction between a positron (β^+) and an electron (e^-), which in turn produces two inverse annihilation photons with 511 keV of energy. Nowadays, commercially available radionuclides with a short half-life ranging from 2 s to 110 min, such as ^{11}C , ^{18}F , and ^{68}Ga , are used for a PET scan. Computed tomography (CT) data are used to perform attenuation correction and lesion discrimination over PET images. Adding TOF technology to the LSO- and LYSO-equipped PET systems impressively enhances the image quality and distinction of lesions in new generation scanners. A PET/CT scan generally leads to impart an absorbed dose of 15–25 mSv for each patient. On the other hand, the technicians who are using PET are exposed to radiation within the annual permitted limits.

Keywords: PET/CT physics, radiopharmaceutical, PET detectors, TOF-PET technology, radiation dose

GİRİŞ

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) 511 keV enerjili anihilasyon fotonlarının deteksiyonu prensibine dayanan modern bir nükleer tıp görüntüleme tekniğidir. PET diğer görüntüleme sistemlerine göre klinisyenlere sayısız avantajlar sunar. Bu teknikte vücuttaki biyolojik bir fonksiyonun moleküler görüntülemesi yapılmaktadır. Bu nedenle PET görüntülerinin sensitivitesi diğer görüntüleme tekniklerinden daha yüksektir. Görüntüleme amaçlı kullanılan radyofarmasötiklerin hedef organda maksimum düzeyde, diğer organlarda minimum düzeyde tutulması beklenir. Bu nedenle radyofarmasötiğin yoğun olarak tutulduğu vücut bölgelerinin dışındaki diğer bölgelerde sintigrafik ayırım zorlaşır. Bununla birlikte radyofarmasötiğin yoğun olarak tutulduğu bölgelerin de çoğu

kez anatomik ayırımı yapılamaz. PET görüntülerinin yorumlanmasında bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden yararlanır. Bu amaçla, aynı kesite ait PET ve BT görüntüleri çakıştırılarak (füzyon) PET görüntülerindeki doğru bilginin kaynağına ulaşılmış olur.

Pozitron Emisyon Tomografi görüntülemeye, vücutta (+) yüklü beta ışını yani pozitron (β^+) yayan radyofarmasötikler verilir. Örneğin ^{18}F ve ^{68}Ga yaygın kullanımı olan PET radyofarmasötikleri olup parçalandıkları zaman β^+ salınımı yaparlar (1).

RADYOAKTİF PARÇALANMA

GENEL PRENSİPLER

Atom çekirdeklerinin temel tanecikleri olan protonlar ve nötronlar stabil atomlarda en düşük enerji düzeyin-

de bulunurlar. Radyoaktif atomların çekirdeklerindeki proton ve nötron sayılarındaki dengesizlik nedeniyle çekirdek uyarılmış enerji düzeylerinden temel enerji düzeyine dönme eğilimindedir. Temel enerji düzeyine dönerken üzerindeki enerji fazlasını dışarı salar. Dışarıya salınan enerji çekirdek içindeki yüklerin uyarılması şeklinde ise çekirdek parçalanmaz, salınan enerji de bir gama fotonudur. Çekirdek içindeki nötron veya proton sayılarının dengesizliğine bağlı bir enerji salınımı varsa bu durumda çekirdek parçalanır. Dışarıya alfa (α) veya beta (β) partikülleri salınımı olur. Radyoaktif bir numune içindeki atomların 1 saniyede bozunma sayısına o numunenin *aktivite miktarı* diyoruz. Aktivite miktarının birimi Curie (Ci) veya Becquerel (Bq)'dir. 1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma/sn dir. 1Bq=1 parçalanma/sn olup aralarında 1 Ci = $3,7 \times 10^{10}$ Bq bağıntısı vardır. Bilindiği gibi Curie biriminde ifade edilen aktivite miktarı çok büyük olduğu için nükleer tıpta hastalara miliCuri (mCi) birimde ifade edilen aktivite miktarlarını kullanmaktayız. Benzer şekilde Bq'de çok küçük birim olduğu için Bq'in 1000 katına eşit olan kBq veya milyon katına eşit olan MBq kullanılır. Nükleer tıpta sıkça kullandığımız Ci ile Bq dönüşümlerine örnek verecek olursak 1 mCi = 37 MBq, 1 μ Ci = 37 kBq eşitlikleri vardır.

Numune içindeki radyoaktif atomların sayısı zaman geçtikçe azalmakta olup, herhangi bir andaki atom sayısının yarısının bozunması için geçen süreye *fiziksel yarılanma süresi* diyoruz. Örneğin onkolojik PET görüntülemeye sıklıkla kullandığımız ^{18}F 'in fiziksel yarılanma süresi 110 dakika, ^{68}Ga 'in fiziksel yarılanma süresi 69 dakikadır.

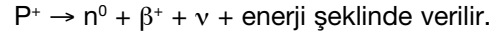
Çekirdeği stabil olmayan atomlardan dışarıya salınan enerjiye radyasyon diyoruz. Radyasyon çeşitlerinden alfa ve beta partikülleri tanecik özelliğindedir. Ağır kütleleri ve yükleri nedeniyle doku içinde kısa mesafeler gidebilirler. Alfa ışınları mikrometre mesafeler gidebilirken, beta partikülleri genellikle milimetre ile ifade edilen mesafelere kadar gidebilirler. Yolları boyunca enerjilerini çarptıkları atom veya moleküllere transfer ederek onları iyonize ederler. Gama ışınlarının meydana gelişleri iki özel şekilde olur. Birincisi, kuvvetli pozitif çekim alanı olan çekirdeklerin kendilerine en yakın K-tabakasından elektron yakalayarak uyarılması ve uyarılma enerjilerini dışarı gama ışını olarak salmaları şeklinde olabilir. İkincisi, çekirdeğin partiküller bir radyasyon salması sonucunda stabiliteye ulaşmak için dışarıya gama ışını salmaları şeklinde meydana gelebilir (2).

POZİTRON BOZUNMA (β^+ DİKEY)

1928 yılında İngiliz fizikçi Paul Dirac pozitronların varlığını ortaya koymuş, bu buluşu ile 1933'te Nobel

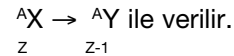
Fizik Ödülüne layık görülmüştür. Carl Anderson isimli fizikçi kozmik ışınları keşfetmiş, kozmik ışınlarda pozitronların gözlemlendiğini ispatlamış ve bu buluşu ile 1936'da Nobel Fizik Ödülünü almıştır.

Pozitron emisyonu ile meydana gelen radyoaktif parçalanmada çekirdekteki bir proton, bir nötrona ve pozitif yüklü bir elektrona dönüşür. Pozitif yüklü elektron veya pozitron (β^+) ve nötrino çekirdekten dışarı fırlar. Bu olay şematik olarak;

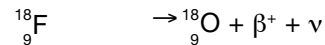


(+) yüklü pozitron, (-) yüklü elektronun antipartikülü olup her ikisinin de kütlesi vardır. β^+ çekirdekten fırladıktan sonra belli bir enerjiye sahiptir. Örneğin ^{18}F bozunarak stabil haldeki ^{18}O 'ya dönüşürken dışarıya 695 keV enerjili pozitronlar salınır. Salınan pozitronlar çevredeki dokuların atomlarıyla çarpışmalar yaparlar, enerjisinin bir kısmını her çarpışmada kaybederek vücut içindeki dokularda birkaç mm mesafe giderek sükunete erişirler. Ancak yol aldıkları mesafe boyunca çarpışma yaptıkları elektronlar ile kuvvetli pırıltı (*flashing*) oluştururlar. Bu nedenle PET görüntülerindeki uzaysal rezolüsyon (ayırma gücü) sonludur. *Flasing* mesafesi ^{18}F için 3-4 mm olup, görüntü rezolüsyonu teorik olarak bu mesafeden daha küçük olamaz. Bu olay yaklaşık 10^{-9} saniye sürer. Pozitronun, elektron ile çarpışması sonucunda iki ayrı kütle enerjiye dönüşerek yok olur. Bu olaya *anihilasyon (yok olma) reaksiyonu* denir. Anihilasyon reaksiyonunda her bir partikülün kütle-enerji eşdeğeri 511 keV'dir. Yani bir elektron ve bir protonun zıt yükleri nedeniyle birbirlerine doğru hızla yaklaşarak çarpışmaları sonucunda enerjileri 511 keV olan ve birbirleri ile zıt doğrultuda yayılan iki tane foton oluşur (Şekil 1) (3). Bu reaksiyonda gama ışını salınmaz. Bu nedenle ^{18}F saf bir pozitron emitteridir.

Standart gösterimde β^+ parçalanma;

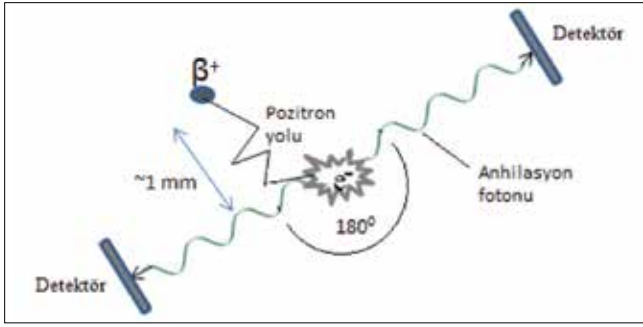


^{18}F 'in parçalanma şeması β^+ salınımına bir örnektir. Bu olay şu şekilde sembolize edilir.

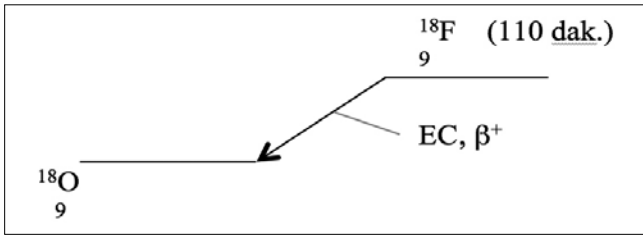


^{18}F 'in parçalanması sonucunda bir $^{18}_8\text{O}$, bir β^+ ve bir nötrino (ν) salınımı olur (Şekil 2).

Pozitron, pozitif yüklü bir elektrondur. Yolu üzerindeki (-) yüklü bir elektrona çarpınca, kütlelerin enerjiye dönüşümü olayı gerçekleşir. Çarpışan kütleler yok olurken, 511 keV enerjili iki tane annihilasyon fotonu birbiriyle 180° açı yaparak zıt doğrultuda salınır. Bu olaya *anihilasyon (yok olma)*, oluşan fotonlara da *anihilasyon fotonları* denir. Anihilasyon fotonlarının



Şekil 1. Pozitron ve elektron arasındaki anihilasyon fotonunun oluşumunun şematik temsili. Birbirine 180° açı yapan iki tane anihilasyon fotonu yayılır. Bu fotonlar etkileştikleri detektörler tarafından eş zamanlı olarak algılanır.



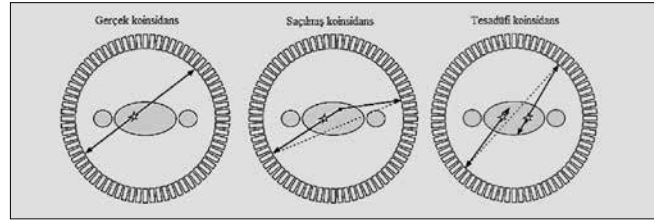
Şekil 2. ^{18}F 'in bozunum şeması.

birbiri ile 180° zıt doğrultuda yayıldığı sanal hat Line of Response – eş cevap eğrisi (LOR) olarak adlandırılır. PET kamerada fotonları detekte etmek için iki detektör karşılıklı olarak yerleştirilir. Aynı anda zıt doğrultularda yayılan iki anihilasyon fotonunu eş zamanlı olarak detekte eden sistemlere *anihilasyon koinsidans deteksiyon* sistemi de denilir. Nükleer tıp görüntülerinde saçılmış fotonların olumsuz etkileri kaçınılmazdır. PET görüntüleme konsidans tekniği ile bu durum önemli ölçüde giderilmiştir. Sistem LOR hatları boyunca karşılıklı gelen fotonları belirler. Koinsidans devresine belli bir zaman aralığında (örneğin 8-12 ns) gelen fotonlar gerçek foton olarak algılanır. Bu süreden önce veya sonra koinsidans devresine gelen fotonlar gerçek olmayan (random) sinyal olarak algılanır (Şekil 3) (4).

Koinsidans devrelerine LOR hatları boyunca giden fotonlar gerçek data olarak kaydedilir. Detektör görüş alanı içinde farklı noktada meydana gelen anihilasyon olayından sonra koinsidans çalışan detektörlere farklı zamanlarda ulaşan fotonlar tesadüfi (*random*) olarak değerlendirilir. Random sayımlarının oluşturduğu görüntü bilgisayar aracılığı ile gerçek sayımların oluşturduğu görüntüden ayrıt edilebilir.

PET RADYONÜKLİDLERİ

Pozitron Emisyon TomograŞ radyonüklidleri vücutta bulunan temel elementler ile benzer biyokimyasal



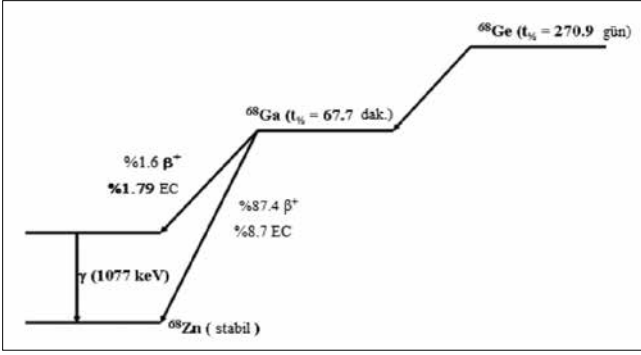
Şekil 3. Üç farklı koinsidans olayının şematik gösterimi. *Gerçek koinsidans* olayında koinsidans merkezinden tam zıt doğrultuda salınan iki anihilasyon fotonu LOR boyunca uzanarak detektörlere düşer. *Saçılmış koinsidans* olayında koinsidans merkezinden tam zıt doğrultuda salınan iki anihilasyon fotonundan biri saçılmaya uğrayıp geliş doğrultusunu değiştirerek LOR ekseninden sapar ve koinsidans olarak çalışmayan farklı detektörlere ulaşır. *Tesadüfi koinsidans* olayında koinsidans merkezleri farklı olan iki anihilasyon fotonu koinsidans olarak çalışan karşılıklı detektörlere düşer. Bu fotonlar görüntüde background etkisi yaratır, düzeltilmesi için görüntü prosesinde background düzeltmesi uygulanır.

özellikler taşırlar. Bu sayede hücresele düzeyde araştırma yapabilmeye olanağı sağlanmakta, hastalıkların altında yatan biyokimyasal ve biyolojik süreçlerin araştırılması ve açığa çıkarılması mümkün olabilmektedir. PET radyonüklidlerinin oldukça kısa Şziksel yarılanma süreleri olması nedeniyle, üretildikleri yerden uzak merkezlere taşınmaları her zaman mümkün olmamaktadır. PET radyonüklidleri ya da pozitron salınımı yaparak bozulan radyonüklidler doğada bulunmayıp sadece yapay olarak üretilirler. Bu nedenle, PET kamera ile birlikte radyonüklid üretimini gerçekleştiren siklotron da gereklidir. En yaygın PET radyonüklidleri Flor-18 (^{18}F), Karbon-11 (^{11}C), Azot-13 (^{13}N), Oksijen-15 (^{15}O) ve Galyum-68 (^{68}Ga)'dir (4). Bu radyonüklidlerden sadece ^{18}F yarılanma süresi ~110 dakika olduğu için üretim yerinden alınıp kullanıcıya ulaştırılabilmekte ve ticari kullanım kolaylığı sağlamaktadır (Tablo 1).

^{18}F elektron yakalama ile bozunur, stabil bir izotop olan Oksijen-18 (^{18}O)'e dönüşürken dışarıya 640 keV enerjili (pozitron) β^+ salınımı yapar. Diğerlerinin yarılanma süreleri 2-20 dakika olduğundan kullanılabilmesi için PET tarayıcının yanında siklotronun da bulunması gereklidir. ^{68}Ga son senelerde rutine giren bir PET görüntüleme ajanı olup, Germanyum-68/Galyum-68 ($^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$) jeneratöründen elde edilir. Jeneratör oldukça uzun ömürlü olup 9 ay etkin kullanım süresi vardır (Şekil 4).

PET TARAYICILAR

Günümüzde tam halka şeklindeki PET tarayıcılar giderek yaygınlaşmaktadır. Tam halka PET tarayıcı, ortada 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında 3 ya da 4 sıralı halka şeklinde dizilmiş detektörler ve elektronik ünitelerden oluşur (Şekil 5).



Şekil 4. ^{68}Ge 'in bozunma şeması. ^{68}Ge jeneratör ürünü olup 270,9 gün fiziksel yarılanma süresine sahiptir. Bozduğunda ^{68}Ga oluşur. ^{68}Ga , %87,4 oranında β^+ salarak stabil durumdaki ^{68}Zn 'e dönüşür.

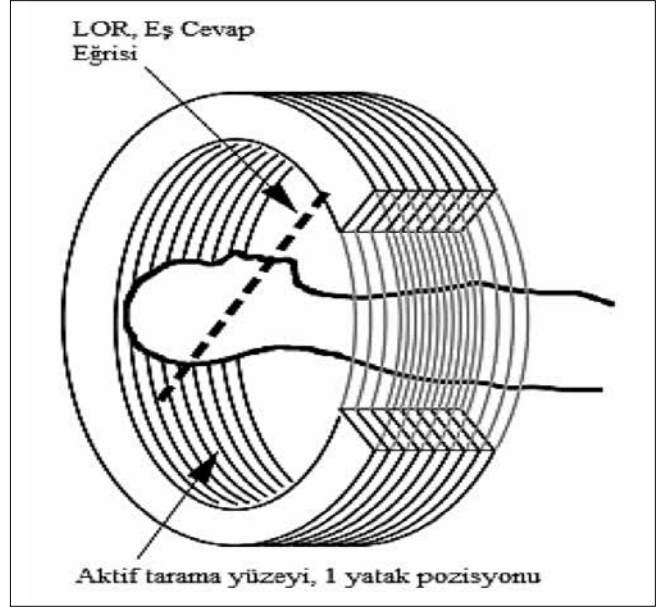


Şekil 5. PET/BT tarayıcıda hasta pozisyonlama.

Hasta yatağı lazerler yardımı ile tünelin tam ortasına pozisyonlanır. Görüntüleme için hasta baş ya da ayak ucundan tünelin içine girer. Detektör halkalarının genişliğine ya da faydalı görüş alanı mesafesine bir *yatak pozisyonu* adı verilir (Şekil 6). Yatak pozisyonu genişliği 16-21 cm arasında değişmektedir. Bu yatak pozisyonu genişliği pratikte faydalı görüş alanı (FOV) olarak bilinir. Hastanın görüntülenmesinin kaç yatak pozisyonunda yapılacağı bilgisayar aracılığı ile belirlenebilir. Modern PET tarayıcıların deteksiyon ünitesi 15-20 cm'lik bir alanı görüntüleyebilmektedir. Bu görüş alanında beyin ve kalp gibi organlar bir kerede görüntülenebilirken, daha uzun mesafedeki vücut bölümleri çoklu yatak pozisyonunda görüntülenir. Onkolojik amaçlı çalışmalarda genellikle kafa tabanından uyluk ortasına kadar olan vücut bölümünü taramak hedeflenir ve bu hastanın boy uzunluğuna bağlı olarak 5-7 yatak pozisyonunda gerçekleştirilir (5).

TOF (TIME-OF-FLIGHT) ÖZELLİĞİ

Time-of-Flight teknolojisine sahip PET tarayıcılar son yıllarda yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu teknolojiye



Şekil 6. PET tarayıcı şematik görünümü.

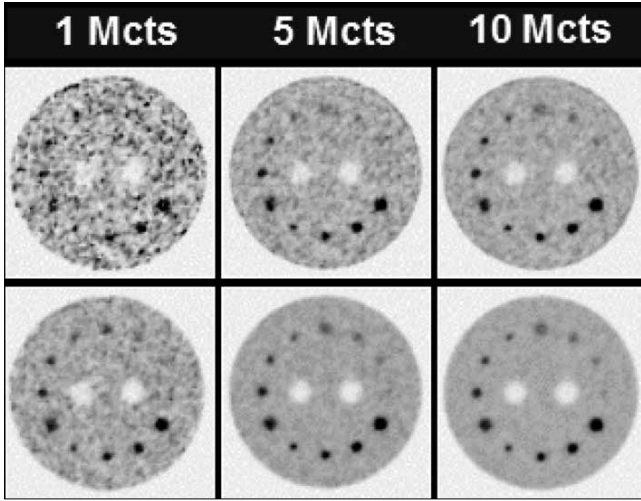
Tablo 1. PET radyofarmasötikleri ve fiziksel özellikleri (4)

Radyo-nüklid	Üretim metodu	Yarılanma Süresi (dak.)	Maximum (ve ortalama) pozitron enerjisi (keV)	Ortalama pozitron range (suda, mm)
^{11}C	Siklotron	20,4	970 (390)	1,1
^{13}N	Siklotron	9,96	1190 (490)	1,3
^{15}O	Siklotron	2,07	1720 (70)	2,5
^{18}F	Siklotron	110	635 (250)	0,5
^{68}Ga	Jeneratör	69	1899 (836)	0,8
^{82}Rb	Jeneratör	1,25	3350 (1532)	1,5

anihilasyon merkezinde salınan fotonların yolları detektörlere eşit mesafede değilse, fotonların detektörlere ulaşma süreleri arasındaki zaman farkı software ile düzeltilerek LOR içinde algılanır. Matematiksel rekonstrüksiyon algoritmalarını kullanmadan tomografik imajların oluşmasını sağlayan teknik TOF PET tekniği olarak adlandırılır. (-) ve (+) yüklerin çarpıştığı yer olan *flashing* merkezinde oluşan fotonların detektörlere ulaşma zamanları arasındaki fark Δt , annihilasyon fotonlarının orijini de iki detektörün arasında bir noktada ise yol farkı (Δd);

$$\Delta d = \frac{\Delta t \cdot c}{2} \text{ bağıntısı ile verilir.}$$

Burada c ışık hızı (3×10^{10} cm/sn) dir. Bu eşitliğe göre 1 cm derinliğe ulaşmak için 66 pikosaniye (psn) gereklidir. Günümüzde rutin işlev gören PET detektör-



Şekil 7. Üstte TOF özelliği olmayan PET tarayıcıda alınmış fantom görüntüleri, altta 300 psn TOF özelliği olan PET tarayıcı ile alınmış görüntüler.

lerinin ışık dönüşüm zamanları (dikey süresi) çok uzun olduğu için (örneğin LYSO kristallerinde 40 nanosaniye) bu yol uzunluklarından kaynaklanan faz farkını doğrudan düzeltmek mümkün değildir (Tablo 2). Sistem bu işlemi ancak software kullanarak düzeltmektedir. Geleceğin PET detektörlerinden BaF_2 'de ışık dönüşüm süresi (dikey süresi) 0,8 sn olduğundan daha yüksek rezolüsyonlu PET görüntüleri alınabilecektir.

Özellikle vücut kenarlarına yakın lezyonların kaliteli görüntülenmesinde TOF teknolojisi klinik olarak anlamlıdır. Aşağıda içinde çeşitli boyutlarda lezyonlar olan bir fontomun 300 psn TOF teknolojisine sahip bir PET tarayıcı ile alınmış görüntüleri ile aynı fantomun aynı şartlarda TOF özelliği olmayan bir PET tarayıcıda alınmış görüntüleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir (Şekil 7).

PET DETEKTÖRLERİ

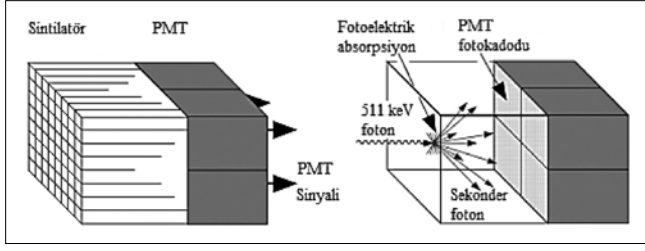
Pozitron Emisyon Tomografi tarayıcılarda çok sayıda detektör vardır. Örneğin 4 sıralı halkanın her bir halka sırasında 48 detektör bloğu (blok kristal) vardır. Detektör bloklarındaki sintilasyon kristallerini birbirinden ayırmak ve fotonlara kolimasyon sağlamak üzere kurşun plakaların kullanıldığı PET sistemleri 2D olarak adlandırılır. Detektörler arasında kurşun plakaların bulunmadığı dizilim şeklinin oluşturduğu tekniğe de 3D adı verilmektedir. 3D görüntülemeye sayım verimi 2D'ye göre 8-10 kat daha fazladır. Ancak 2D görüntülemeye teorik olarak daha iyi rezolüsyon elde edilebilir. Günümüzde gelişmiş softwareleri olan bilgisayarlar aracılığı ile 3D ile alınan görüntüler yeterince gürültü, random ve saçılmış fotonlardan arındırılmaktadır. Bu sayede 4-5 mm'lik yapıları görmek ve sintigrafik ayırımı yapmak mümkündür.

Tablo 2. PET sintilatör materyallerinin fiziksel özellikleri

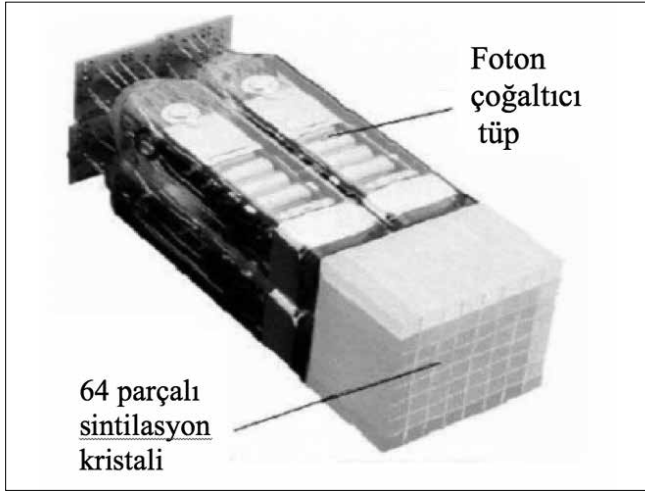
Detektör materyali	Işık verimi (%)	Yoğunluk (g/cm ³)	Dikey süresi (ns)	511 keV'ta (%) enerji rezolüsyonu
Bizmut Germanat Oksit (BGO)	15	7,13	300	20
Gadolinyum Silikat Oksit (GSO)	30	6,71	60	15
Sodyum İyodür NaI (TI)	100	3,67	230	10
Lutesyum silikat Oksit (LSO)	75	7,4	40	15
Lutesyum-Yitrium Silikat Oksit (LYSO)	75	7,3	40	12
Baryum Florür (BaF_2)	25	4,89	0,8	10
Lutesyum alimünyum Perovskit (LuAP)	...	8,3	18	7

Blok kristaller kendi içinde 8 x 8, 11 x 11 veya 13 x 13 parçaya ayrılmaktadır. Örneğin bir sırasında 48 tane detektör bloğu, bir blokta da 13 x 13 = 169 adet kristali olan dört sıralı halkadan oluşan bir PET tarayıcı sisteminde 32448 adet kristal bulunur. Detektör sayısı arttıkça koincidans deteksiyonun verimi de artar. Her detektör bloğu arkasında 4 adet foton çoğaltıcı tüp (PMT) bağlantısı vardır. Hastadan çıkarak detektörlere çarpan fotonlar sintilasyona dönüşür. Sintilasyonlar PMT'de elektrik sinyaline dönüşür. Elektrik sinyalleri diğer elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür (Şekil 8, 9).

PET tarayıcılar hastanın vücudundan gelen fotonları taramanın yanında transmision görüntüleme de yapabilmektedir. Transmision görüntülemenin amacı, hasta vücudundan gelen ışınların değişik doku katmanlarından geçerken oluşan kaybın (atenüasyon) hesaplanması ve gerekli düzeltmelerin yapılmasıdır. Transmision görüntüleme için Germanyum-68 (⁶⁸Ge) veya Sezyum-137 (¹³⁷Cs) radyoaktif kaynakları kullanılır. ⁶⁸Ge, 511 keV enerjili fotonlar yayar ve bu iş için uygun enerjiye sahiptir. ¹³⁷Cs'nin 662 keV enerjili gama fotonları vardır. Bu enerjideki fotonların 511 keV'e azaltılması uygulamanın bir dezavantajı olabilir.



Şekil 8. Solda blok kristal yapının içinde bölünerek çoğaltılmış çoklu kristaller, sağda çoklu kristallerden birine çarpan 511 keV enerjili fotonun etkisi ile PMT'lere yönelen sekonder fotonlar.



Şekil 9. Detektör bloğu ve PMT bağlantıları.

Normalde özel tungsten zırhlar içerisinde gizlenen bu kaynaklar transmisyon görüntüleme esnasında bilgisayar kontrolünde zırhlarından çıkarılır ve bunlardan yayılan ışınların görüntü alanındaki her piksele denk gelen vücut bölümlerinden geçerken uğradığı kayıp (atenüasyon katsayıları) ölçülerek sisteme kaydedilir. Emisyon görüntülerinin işlenmesi aşamasında eşdeğer pozisyonadaki transmisyon özelliklerine göre atenüasyon düzeltmesi yapılır. Böylece PET görüntülerinde birim piksel başına düşen radyoaktivite konsantrasyonunun doğru ve mutlak ölçümü mümkün olur.

UZAYSAL REZOLÜSYON: DETEKTÖR ÖZELLİKLERİ

Uzaysal rezolüsyon tanım olarak; Birbirine yakın iki kaynağın ayırt edilebilme ölçüsüdür. Bu terim fotopik yarı yüksekliğindeki genişlik (FWHM) ile ifade edilir. 3D modda çalışan PET detektörlerinin uzaysal rezolüsyonu kristal boyutlarına göre değişir. Uzaysal rezolüsyonun matematiksel ifadesi

$$FWHM = \frac{d}{2} \text{ bağıntısı ile verilir.}$$

Burada d kristalin kısa eksen genişliği yani enidir. Örneğin, PET görüntülerinde 6 mm'lik bir ayırma gücü sağlanabilmesi için cihazın FWHM değeri en fazla 3 mm olmalıdır.

Uzaysal rezolüsyonun pozitron emisyon fiziğinde özel bir yeri vardır. ^{18}F 'in pozitronları çekirdekten fırladıktan sonra, sahip olduğu enerji ile doku içinde ilerlerken ortalama yol uzunluğu olan 2,4 mm mesafede çarpıştığı her elektron ile *flashing* yapar. Bu nedenle ^{18}F radyonüklidinin uzaysal rezolüsyonunun doğal olarak 2,4 mm den daha kısa olması beklenemez (6).

TRANSMİSYON VE ATENÜASYON

Yeni jenerasyon PET tarayıcılar BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile entegre olarak işlev görürler ve bu sistemlere PET/BT denir. Bu sistemde BT'nin X-ışınları ile transmisyon görüntüleme yapılır. X-ışın huzmesi ile yapılan transmisyon sonucu PET görüntülerine eş zamanlı ve eş pozisyonlu konvansiyonel BT görüntüleri de elde edilir. Eşdeğer PET ve BT kesitlerinin zıt kontrast veren renk kodlarında üst üste çakıştırılması ile "PET/BT füzyon" görüntüleri elde edilerek PET görüntülerinde izlenen lezyonların çok daha etkin lokalizasyonu sağlanır. Ayrıca PET/BT tarayıcılarında hastanın görüntüleme süresi diğer sistemlere göre yaklaşık %50 daha kısadır. BT'nin PET görüntüleri üzerinde iki önemli rolü vardır. Birincisi anatomik lokalizasyon sağlamak, ikincisi atenüasyon düzeltmesi yapmaktır. PET görüntülerinde parlayan odağın hangi organın neresinde olduğu çoğu kez tam belirlenemez. Fakat BT görüntülerinde ilgili organın anatomik detayları rahatlıkla izlenebilmektedir. PET görüntülerinin BT görüntüleri ile çakıştırılmasından sonra parlayan odağın yeri daha iyi belirlenebilir. BT görüntüleri üzerinden atenüasyon düzeltme işlemi için BT kalite kontrol fantomlarından olan *Haunsfield Phantom* görüntüleri üzerinden elde edilen -4000 ile +4000 arasındaki yoğunluk değerlerinin, vücutta ölçülen yoğunluk değerlerine uyarlanması ile yapılır. BT ile yapılan atenüasyon düzeltmesinin diğer yöntemlere göre üstünlüğü, vücuttaki organların yoğunlukları ayrı ayrı ölçülüp atenüasyonlarının ayrı ayrı düzeltilmesidir (6).

Pozitron Emisyon Tomografi görüntülerinde radyofarmasötik tutulumunun derecesini ifade eden Standart Uptake Değeri (SUV) önemli bir parametredir. Matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$SUV = \frac{\text{mCi/mL (lezyonda)}}{\text{mCi (enjekte edilen)/Vücut ağırlığı (gr)}}$$

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

Bunun için 10-20 mL hacimli küçük bir şişe lezyonu, 500-1000 ml hacimli bir kavanoz da vücudu taklit etmek üzere kullanılabilir. Küçük şişenin içine 10-20 mL hacimde bir sıvı konur. Sıvıya 18-37 MBq (0,5-1 mCi) ^{18}F ilave edilir. Kavanoz içine 500-1000 mL sıvı ve 50-100 μCi ^{18}F konur. Çekim pozisyonlamasında, küçük şişenin, kavanozun içindeki sıvıya gömülü ve yüzer konumda olması uygun olur. Yukarıdaki formül kullanılarak bilinen SUV değeri hesaplanır. Sonra PET taraması yapılır ve sistemin verdiği SUV değeri ile bilinen SUV değeri karşılaştırılır. Uyumsuzluk varsa ilgili teknik servise haber verilir.

Pratikte 500 ml su içine 500 μCi ^{18}F konulur. Bir yatak pozisyonunda 3 dak. çekim alınır. Görüntünün herhangi bir yerinden çizilen ROI içinde ölçülen SUV değeri 1 olmalıdır.

NEC (Noise Equivalent Count Rate - (Gürültü Eşdeğeri Sayım Hızı) PET tarayıcıların sayım hızı performansını belirlemek için gerekli bir parametredir. Aktivite dağımı içindeki gerçek, saçılmış ve random sayımların dağılımını veren matematiksel ifade aşağıdaki şekilde verilir.

$$\text{NEC} = \frac{T^2}{T + S + 2kR}$$

T: gerçek sayım hızı

R: Random sayım hızı

S: Saçılmış fotonlara ait sayım hızı

k: Tünel çapına göre değişen katsayı (insan çalışmalarında 1 alınır)

PET tarayıcı sistemlerin NEC değerini hesaplamak ve birbiri ile kıyaslamak için standart, 20 cm uzunluğunda üniform bir Ge-68 fantomu kullanılır (7).

İMAJ REKONSTRÜKSİYONU

Pozitron Emisyon Tomografi'de hasta çekimi tamamlanıp, görüntülerde sinogram kontrolü, atenüasyon ve diğer etkilerin düzeltilmesi yapıldıktan sonra radyofarmasötikğin in vivo dağılımının belirlenmesi için görüntü prosesi yapılır. Proses işleminde amaç, görüntülere matematiksel algoritmalar uygulayarak rekonstrüksiyon yapmak yani görüntünün üç boyutlu yapısını elde etmektir. Rekonstrüksiyon yapıp görüntünün üç boyutlu yapısı elde edildikten sonra vücudun kısa eksen (axial) ya da uzun eksen (koronal, sagittal) kesit görüntüleri istenilen kalınlıkta elde edilebilir. Rekonstrüksiyon işleminde yaygın iki metod vardır. Birincisi Filtrelenmiş Geri Projeksiyon (FBP) metodudur. Bu metod kullanıldığında; projeksiyon görüntüleri sondan başa doğru üst üste katlanarak

Tablo 3. 120 kV enerjili X-ışınlarından kaynaklanan efektif radyasyon dozları

	mAs/Slice				
	20	40	80	120	150
Effektif Dozlar (mSv)	2	4	8	12	15

görüntünün üç boyutlu yapısı elde edilir. İkinci metod İteratif Rekonstrüksiyondur. Bu metotta; projeksiyon görüntülerinden sıralı alt gruplar oluşturulur. Örneğin 64 tane projeksiyon görüntüsü kullanılarak baştan sona doğru 16 tane projeksiyon görüntüsü üst üste katlanması ile 4 tane alt grup (subset) oluşturmak mümkündür. Sonra bu alt gruplara iterasyon işlemi (tekrar) uygulanarak rekonstrüksiyon tamamlanır. Subset sayısının ne olacağına ve iterasyon işleminin kaç kez tekrarlanacağına operatör karar verir. PET rekonstrüksiyon algoritmalarının en yaygın olanı ordered subsets expectation maximization'dir (8). Rekonstrüksiyon işleminden sonra imaj çok gürültülü görünürse, gereğinden fazla smoothing işlemi yapılmış olabilir. Bu durumda komşu yapıların sintigrafik ayırımı mümkün olmaz. Bununla beraber imajda komşu pixeller göz ile seçiliyorsa yine küçük yapıların sintigrafik ayırımı mümkün olmayabilir. Her iki durumda da rekonstrüksiyon algoritmalarının parametreleri uygun seçilmemiş olabilir (9).

PET/BT'DE ABSORBE RADYASYON DOZLARI

PET/BT'de uygulanan radyofarmasötikten ve BT'den kaynaklanan hastadaki absorbe radyasyon dozları büyük ölçüde görüntüleme protokolüne bağlıdır. Anatomik lokalizasyon sağlamak ve atenüasyon düzeltilmesi yapmak için radyasyon dozu daha düşük olan non diagnostik BT görüntüleri, PET görüntülerinin füzyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. 10 mCi (370 MBq) aktivite miktarındaki ^{18}F FDG PET uygulamasından kaynaklanan absorbe radyasyon dozu 7 mSv'tir (10, 11). BT'de efektif dozlar aşağıdaki tabloda görüldüğü gibi mAs/slice ve kV'a bağlı olarak değişmektedir (Tablo 3). Örneğin 120 kV enerjili ve 120 mAs özellikteki X-ışınları için efektif doz 12 mSv'tir. Bu çekim parametreleri kullanıldığında toplam hasta dozu 19 mSv olmaktadır. PET/BT'de toplam absorbe radyasyon dozları genellikle 15-25 mSv aralığında değişmektedir (12).

PET/BT'de çalışan sağlık teknikerlerinin 1250 hastanın tüm işlerini yapması durumunda efektif doz 5,76 mSv olarak, parmak dozları ise sol el için 210 mSv, sağ el için 293 mSv olarak bildirilmiştir (13).

KAYNAKLAR

1. Khalil MM. Basic science of nuclear medicine. Berlin:Springer Verlag;2008.pp:179-217.
2. Cherry SR, Sorensen JA, Phelps ME. Physics in nuclear medicine. Orlando, FL: Grune Stratton, Inc. 2003.
3. Valk PE, Bailey DE, Townsend DW, Maisey MN. Positron emission tomography: basic science and clinical practice. London: Springer-Verlag; 2003.
4. International atomic energy agency. Quality assurance for PET and PET/CT systems. Vienna,2009.
5. Alessio AM, Kinahan PE, Cheng PM, Vesselle H, Karp JS. PET/CT scanner instrumentation, challenges, and solutions. Radiol Clin North Am 2004;42:1017-32. **[CrossRef]**
6. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. Med Phys 1998;25:2046-53. **[CrossRef]**
7. Levin CS, Hoffman EJ. Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution. Phys Med Biol 1999;44:781-99. **[CrossRef]**
8. Boellaard R, Van Lingen A, Lammertsma AA. Experimental and clinical evaluation of iterative reconstruction (OSEM) in dynamic PET: quantitative characteristics and effects on kinetic modeling. J Nucl Med 2001;42:808-17.
9. Westerterp M, Pruim J, Oyen W, et al. Quantification of FDG PET studies using standardised uptake values in multi-centre trials: effects of image reconstruction, resolution and ROI definition parameters. Eur J Nucl Med Mol Imaging 2007;34:392-404. **[CrossRef]**
10. Benatar NA, Cronin BF, O'Doherty MJ. Radiation doses rates from patients undergoing PET: implications for technologists and waiting areas. Eur J Nucl Med 2000;27:583-89. **[CrossRef]**
11. International Commission of Radiation Protection. Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. ICRP Publication 80. London:Pergamon Press;1997.
12. Guillet B, Quentin P, Waultier S, Bourelly M, Pisano P, Mundler O. Technologist radiation exposure in routine clinical practice with 18F-FDG. J Nucl Med Technol 2005;33:175-9.
13. Demir M, Demir B, Yaşar D, et al. Radiation doses to technologists working with 18 F-FDG in a PET center with high patient capacity. Nukleonika 2010;55:107-12.