

## Nükleer Tıpta Teknolojik Dönüşüm: Hibrit Ve Dijital Sistemler

Turan Şahmaran<sup>1</sup>

### Özet

Nükleer tıp, radyofarmasötiklerin vücuttaki dağılımını görüntüleyerek hastalıkları anatomik bulguların ötesinde fonksiyonel ve moleküler düzeyde değerlendirir. Bu bölüm, hibrit sistemlerin (SPECT/BT, PET/BT, PET/MR) ve yeni dedektör teknolojilerinin tanı sürecine etkisini derler. SPECT/BT’de BT tabanlı atenüasyon düzeltmesi, iteratif rekonstrüksiyon (MLEM/ OSEM) ve çözünürlük geri kazanımı; kontrastı artırır, artefaktları azaltır, çekim süresini kısaltır ve düşük doz protokollerini destekler. Dedektör tarafında PMT’den SiPM/APD ve CZT gibi yapılara geçiş, enerji ve zaman çözünürlüğünü iyileştirerek düşük aktiviteyle hızlı çekimleri mümkün kılar. Dijital PET/BT’de TOF ve çözünürlük iyileştirmeleri küçük lezyon saptanabilirliğini artırır. Uzun aksiyel görüş alanlı tüm vücut PET ve meme odaklı PEM, tek pozisyonda görüntüleme ve daha yüksek duyarlılık sunar. PET/MR’da MR-tabanlı atenüasyon düzeltmesinin sınırlılıkları ve derin öğrenme ile iyileştirme girişimleri tartışılır. Yapay zekâ destekli gürültü azaltma ve otomatik segmentasyonun iş akışını hızlandırabileceği vurgulanır. Bu yenilikler, daha erişilebilir, hızlı ve güvenli hasta yönetimini hedefler birlikte. Merkezler, altyapı, maliyet ve standardizasyon gereksinimlerini protokol seçiminde mutlaka değerlendirmelidir.

### 1.GİRİŞ

Nükleer tıp, hastalıkların tanı ve tedavisinde vücuda verilen radyofarmasötiklerin görüntülenmesine dayanan görüntüleme tetkikidir. Özellikle kanser, kardiyovasküler hastalıklar, nörolojik ve endokrinolojik bozuklukların değerlendirilmesinde; hastalığın yalnızca yapısal değil, fonksiyonel ve moleküler düzeyde incelenmesini sağlayarak klasik görüntüleme yöntemlerinden ayrılmaktadır. Bu yaklaşım, moleküler görüntüleme ve

1 Doç.Dr. Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi, Kırıkkhan MYO, Orcid: 0000-0003-3708-6162, turansahmaran@mku.edu.tr

teranostik kavramlarının ortaya çıkmasıyla birlikte daha da önem kazanmıştır [Alqahtani, 2023; Powsner vd, 2021; Harkness-Brennan, 2023; Şahmaran vd, 2022; Şahmaran vd, 2025].

Son yıllarda nükleer tıpta kullanılan cihaz teknolojilerinde önemli bir dönüşüm yaşanmaktadır. Hibrit görüntüleme sistemleri olan Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT), (Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi) SPECT/BT ve Pozitron Emisyon Tomografi/Manyetik Rezonans Görüntüleme (PET/MR) cihazları, anatomik ve fonksiyonel bilgiyi tek seansta birleştirerek tanısal doğruluğu belirgin şekilde artırmıştır. Bu sistemlere ek olarak; tüm vücut PET sistemleri, dijital dedektör teknolojileri, kadmiyum-çinko-tellür (CZT) tabanlı gama kameralar ve gelişmiş rekonstrüksiyon algoritmaları gibi yenilikler, daha yüksek uzaysal çözünürlük, daha düşük radyasyon dozu ve daha kısa çekim süreleri gibi klinik avantajlar sunmaktadır [Voss, 2023; Demir, 2014; Lecoq & Gundacker, 2021]. Dijital PET/BT sistemlerinde silikon fotodetektörler (SiPM) ve zaman-uçuşu (Time-of-Flight, TOF) teknolojisi kullanılması, sinyal-gürültü oranını ve küçük lezyonları saptama gücünü artırmakta; aynı zamanda düşük doz ve hızlı tarama imkânı sağlamaktadır. Benzer biçimde, CZT temelli dijital SPECT/BT sistemleri, fotonları doğrudan elektrik sinyaline dönüştürebilen yarıiletken dedektörleri sayesinde enerji çözünürlüğünü ve görüntü kalitesini iyileştirmekte, özellikle kardiyak ve onkolojik incelemelerde yeni olanaklar sunmaktadır [Lecoq & Gundacker, 2021; Yavuzkanat, 2016; Piemonte & Gola, 2019].

Donanımdaki bu gelişmelere ek olarak, yapay zekâ ve derin öğrenme tabanlı yazılım çözümleri de nükleer tıp cihaz teknolojilerinin ayrılmaz bir parçası hâline gelmektedir. Gürültü azaltma, düşük doz görüntülerin iyileştirilmesi, otomatik lezyon segmentasyonu ve hasta bazlı doz tahmini gibi uygulamalarda yapay zekâ destekli algoritmalar kullanılmakta; böylece hem tanısal performans artmakta hem de iş akışları hızlanmaktadır.

Bu çalışma kapsamında, nükleer tıpta yeni gelişen cihaz teknolojileri genel hatlarıyla ele alınacak; hibrit görüntüleme sistemleri, dijital dedektör teknolojileri, tüm vücut PET sistemleri, CZT tabanlı cihazlar ve yapay zekâ entegre yazılımlar ayrı başlıklar altında incelenecektir. Ayrıca bu teknolojilerin hasta güvenliği, görüntü kalitesi, işlem süreleri ve maliyet üzerindeki etkileri tartışılarak, gelecekte nükleer tıp pratiğinin nasıl şekillenebileceğine dair öngörüler sunulacaktır.

## 2. SPECT (Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi) ve SPECT/BT (Tek Foton Bilgisayarlı Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi)

SPECT görüntüleme, foton yayan radyoaktif maddelerin gama ışınlarının belirli bir zaman aralığında dedektör etrafında açısız olarak deteksiyonu ve matematiksel rekonstrüksiyon algoritmaları ile üç boyutlu görüntüler haline getirilmesi esasına dayanır. Bu sistemlerde kullanılan dedektörlerin büyük çoğunluğu, sodyum iyodür kristalinin talyum aktivasyonu ile oluşturulmuş NaI(Tl) sintilatörleridir. Gama fotonları kristale çarptığında, foton enerjisi görünür ışığa dönüştürülür; bu ışık fotoçoğaltıcı tüpler tarafından çoğaltılarak elektrik sinyaline dönüştürülür. Dedektörün enerji çözünürlüğü, kristalin ışık verimliliği ve fotoçoğaltıcı tüplerin gürültü özellikleri ile yakından ilişkilidir [Bouchareb vd, 2024; Matsuo vd, 2015; Madsen, 2007].

SPECT görüntü kalitesini belirleyen en önemli fiziksel bileşenlerden biri kolimatör tasarımıdır. Kolimatörler gama fotonlarını belirli bir geometrik yönde kabul ederek, görüntüdeki konum bilgisinin oluşturulmasını sağlar. Ancak bu süreç, fotonların büyük bölümünün soğrulmasına neden olduğu için, SPECT doğası gereği düşük sayım verimliliğine sahip olup görüntü kalitesi çoğunlukla “istatistiksel yetersizlik” nedeniyle sınırlanmaktadır. Modern sistemlerde kullanılan çok delikli paralel kolimatörler, çözünürlük ve duyarlılık arasında karmaşık bir fiziksel denge oluşturur. Bu nedenle SPECT görüntülerinin çözünürlüğü genellikle klinik PET görüntülerinden daha düşüktür [Delbeke vd, 2009; IAEA, 2008].

SPECT sistemlerinin BT ile entegre edilmesi hem anatomik eşleme hem de fiziksel düzeltme açısından önemli bir yenilik sunar. BT’den elde edilen doku zayıflama (attenuation) katsayıları, gama fotonlarının dokulardan geçerken maruz kaldığı enerji kaybını telafi etmek için kullanılır. Böylece doku derinliği nedeniyle enerji kaybına uğramış sinyallerin yapay olarak azaltılması engellenir ve kantitatif doğruluk artar. Ayrıca üç boyutlu rekonstrüksiyon algoritmalarının BT ile hizalanmış veriler üzerinden yürütülmesi, artefaktların azalmasına ve ince anatomik yapıların daha doğru şekilde lokalize edilmesine olanak sağlar [Ljungberg & Pretorius, 2018; Kinahan vd, 2003].

### 2.1. SPECT/BT’de Kullanılan Dedektör Teknolojileri

Son yıllarda dedektör teknolojilerinde önemli değişimler yaşanmış ve geleneksel PMT tabanlı sistemler yerine;

- Pozisyon duyarlı PMT’ler (PSPMT)
- Avalanche fotodiyotlar (APD)
- Silikon fotodiyotlar (SiPM)

d. Katı-hâl dedektörleri (CZT) kullanılmaya başlanmıştır.

## 2.2. SPECT/BT Görüntülemede Azalım Katsayısının Rolü

SPECT/BT sistemlerinin önemli bir avantajı, nükleer tıp görüntü verilerinin doğru bir şekilde azalım düzeltmesini sağlamasıdır. SPECT görüntülerinde doğası gereği var olan en büyük sorunlardan biri, insan vücudundaki fotonların kameraya ulaşmadan önce zayıflaması ve bunun da görüntülerde aktivitede belirgin bir azalmaya yol açmasıdır. BT'den elde edilen veriler bu azalımı gidermek için çok önemlidir. BT, doku azalımının yüksek kaliteli gösterimleri olan transmisyon haritaları olarak elde edilir ve bu nedenle azalım düzeltmesinin temelini oluşturur. Tüm doku tipleri boyunca azalım ölçümlerini içeren BT görüntüleri, filtered backprojection gibi tomografik yeniden yapılandırma teknikleri kullanılarak çapraz kesitli bir doku azalım katsayıları dizisi üretir. Bu katsayılar, BT numaralarına (Hounsfield birimleri) dönüştürülür ve suyun azalım katsayısına normalize edilerek standartlaştırılır. Azalım düzeltmesini gerçekleştirmek için, BT verilerinin SPECT radyonüklidinin enerjisiyle eşleşecek şekilde dönüştürülmesi gerekir. Tipik olarak BT'de kullanılan X-ışını demetinin etkin enerjisi (yaklaşık 70 keV) ile SPECT'te kullanılan radyonüklidin enerjisi ( $^{99}\text{Tc}$  için 140 keV) farklı olduğundan bu dönüşüm gereklidir. Bu dönüşüm genellikle, ölçülen BT numaralarını istenen enerjideki azalım katsayılarına bağlayan bilineer bir model kullanılarak yapılır. BT azalım katsayısı verileri, SPECT taraması için dilim bazında doku azalımını düzelten düzeltme faktörlerini belirlemek için kullanılır [Patton & Turkington, 2008; Kinahan vd, 2003].

## 2.3. SPECT/BT Görüntülemede Rekonstrüksiyon Algoritmaları

SPECT/BT'nin kullanılmasıyla birlikte, hesaplama gücünde ve yeniden yapılandırma algoritmalarında önemli bir artış meydana gelmiştir. Bu da SPECT görüntü kalitesinde fark edilir iyileştirmeler sağlamıştır. Özellikle maksimum olasılık beklenti maksimizasyonu (maximum likelihood expectation maximisation, MLEM) ve ardından sıralı alt kümeler beklenti maksimizasyonunun (ordered-subsets expectation maximisation, OSEM) geliştirilmesi, filtrelenmiş geri projeksiyon yöntemlerine kıyasla daha iyi gürültü kontrolü sağlamıştır. İteratif tekniklerin zorlukları arasında, görüntü gürültüsünü artırma ve nokta yayılım fonksiyonlarının uzamsal değişkenliğini şiddetlendirmedir. Bu sorunları çözmek ve görüntüdeki uzamsal bulanıklığı gidermek için çözünürlük geri kazanımı yöntemleri önerilmiştir [Garcia vd, 2011; Ritt vd, 2014]. Pek çok SPECT kamera üreticisi, bu çözünürlük geri kazanımı ve gürültü azaltma algoritmalarını ticari yazılım paketlerine entegre

etmiştir. Bu algoritmaların başlıcaları şunlardır [Knoll vd, 2012; O'Mahoney & Murray, 2013; Daou vd, 2003]:

**Astonish (Philips Healthcare):** OSEM tabanlıdır ve gürültü azaltma tekniklerini iteratif sürece dahil ederek projeksiyon verilerinin derinliğe bağlı çözünürlüğünü modeller. Ayrıca foton saçılması, azalım ve uzamsal çözünürlük değişimleri için düzeltmeler içerir. Bu sayede, geleneksel OSEM'e göre çözünürlük ve gürültüde önemli iyileşmeler sunar.

**Flash3D (Siemens Healthineers):** Hızlı iteratif OSEM yeniden yapılandırmasını 3D çözünürlük geri kazanımı ile birleştirir. Azalım ve saçılmayı telafi eden bu yöntem, özellikle kardiyak SPECT (Cardio-Flash) protokollerinde çekim sürelerini %33 ila %50 oranında kısaltabilmektedir.

**Evolution (GE Healthcare):** OSEM-RR modelini temel alır ve kolimatör deliği, kristal kalınlığı ve dedektör-hastaya uzaklık gibi çeşitli fiziksel parametreleri hesaplar.

**Geniş Işınlı Yeniden Yapılandırma (Wide-Beam Reconstruction, WBR-UltraSPECT):** Emisyon ve tespit sürecinin fizliğini ve geometrisini modelleyerek çözünürlük geri kazanımını amaçlar. WBR, çekim süresini kısaltırken görüntü kalitesini artırır ve hastanın radyasyon maruziyetini azaltır.

Kullanılan algoritma ve dedektör teknolojisine göre birçok SPECT sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemler aşağıda verilmiştir.

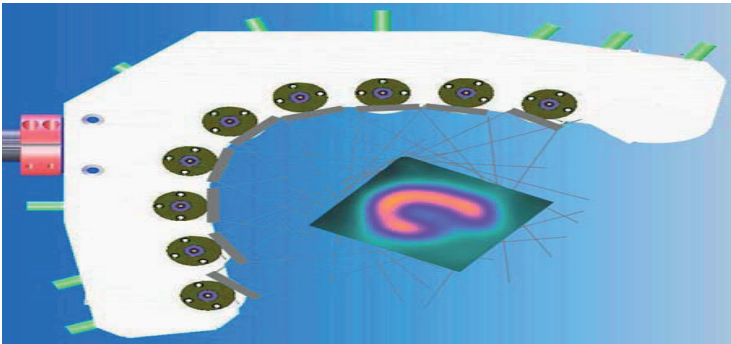
#### 2.4. D-SPECT Sistemleri

**D-SPECT (Digital SPECT),** geleneksel SPECT/BT sistemlerinden teknoloji açısından önemli farklılıklar gösteren, miyokard perfüzyon görüntülemesi için tasarlanmış özel bir dijital kalp kamerasıdır. Bu sistem, geleneksel sodyum iyodür (NaI) kristali yerine Kadminyum Çinko Tellür (Cadmium Zinc Telluride, CZT) gibi katı hal yarı iletken dedektörlerini kullanmaktadır. CZT gibi yarı iletken dedektörler, fotonları doğrudan elektrik sinyallerine dönüştürdüğünden daha yüksek enerji çözünürlüğü, daha hızlı yanıt süresi ve daha iyi pozisyon doğruluğu sunar. Bu gelişmeler, kardiyak SPECT sistemlerinde yüksek çözünürlüklü ve hızlı tarama olanağı sağlamıştır [Johnson vd, 2020; Allie vd, 2016; Duvall vd, 2012]. Şekil 1'de D-SPECT cihazının görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 1. D-SPECT Cihazı [Spectrum-dynamics, 2025].

D-SPECT, geleneksel SPECT’te olduğu gibi döner bir gantry kullanmaz. Bunun yerine, bir dizi çoklu iğne deliği kolimatör ile donatılmış sabit dedektörler kullanır. Bu sabit geometri, dedektörlerin sürekli olarak kalbe odaklanmasını sağlayarak, dönme hareketinin neden olduğu kayıpları ortadan kaldırır ve yüksek hassasiyet elde edilmesini sağlar. Yüksek hassasiyet ve verimli alım geometrisi sayesinde, D-SPECT, geleneksel SPECT’e göre çok daha kısa görüntüleme süreleri sunar (dakikalar içinde). Bu hız, hasta konforunu artırır, hareket artefaktları riskini azaltır ve daha verimli bir klinik iş akışı sağlar. 9 dikey dedektör kolonu vardır; her biri 1024 küçük dedektörden oluşur. Sistemin yüksek hassasiyeti, aynı görüntü kalitesini koruyarak veya hatta iyileştirerek, hastaya verilen radyofarmasötik dozunun düşürülmesine olanak tanır [Duvall vd, 2012; Slomka vd, 2009]. Şekil 2’ de D-SPECT kamerasının miyokarddan veri toplanmasını optimize etmek için kullandığı ROI merkezli teknik gösterilmiştir [Slomka vd, 2009].



Şekil 2. Miyokarddan veri toplanmasını optimize etmek için kullandığı ROI merkezli teknik [Spectrum-dynamics, 2025].

## 2.5. MyoSPECT Sistemleri

MyoSPECT, özellikle miyokard perfüzyon görüntülemesi için tasarlanmış, geleneksel SPECT sistemlerinden tamamen farklı bir dijital, katı hal dedektöre sahip kalp kamerasıdır. Bu teknolojinin çekirdeğinde, sistemin tamamen hareketsiz (sabit) olmasını sağlayan Alcyone teknolojisi yer alır. Alcyone teknolojisi, iki önemli yenilik sayesinde mümkün olmuştur: Geleneksel NaI kristali yerine kullanılan 76 adet hareketsiz CZT yarı iletken dedektör ve bu dedektörlerin önünde yer alan 19 çoklu iğne deliği (pinhole) kolimatör dizisi. Bu odaklı kolimasyon dizisi, kalbi çevrelemeye yetecek büyüklükteki bir hacme odaklanarak, çok kısa sürede daha fazla bilgi toplar ve kardiyak anatomiye büyük bir netlik ve hızla odaklanan bir kaliteli görüş alanı sağlar [Slomka vd, 2009]. Bu cihaz, kalbi üç boyutlu (3B) olarak tarayarak geleneksel SPECT'e göre önemli üstünlükler sunmaktadır. MyoSPECT, geleneksel SPECT kameralara kıyasla 5 ila 10 kat daha yüksek hassasiyet ve 2 kat daha iyi çözünürlük elde eder. Yüksek hassasiyet sayesinde, standart sistemlerin 12-15 dakikalık çekimleriyle aynı görüntü kalitesi, MyoSPECT'te sadece 2-3 dakikalık çekimlerle sağlanır. Bu hızlı tarama yeteneği, yüksek klinik verimlilik sağlar ve aynı zamanda hastanın hareket etme olasılığını azaltarak hareket artefaktları riskini düşürür. Sistem, neredeyse PET (Pozitron Emisyon Tomografisi) kalitesine yakın görüntüleme sunar. Yüksek hassasiyet, aynı zamanda düşük doz protokolleri ile çalışmaya imkân tanıyarak hastalar için daha güvenli bir kullanım sağlar. Ayrıca, MyoSPECT'in BT entegre versiyonu bulunmaktadır. Bu entegrasyon sayesinde, SPECT görüntüleme verilerinin güvenilirliğini artırmak için azalım düzeltilmesi de doğru bir şekilde sağlanabilmektedir [Funk vd, 2006]. Şekil 3'te MyoSPECT cihazının görseli gösterilmiştir.



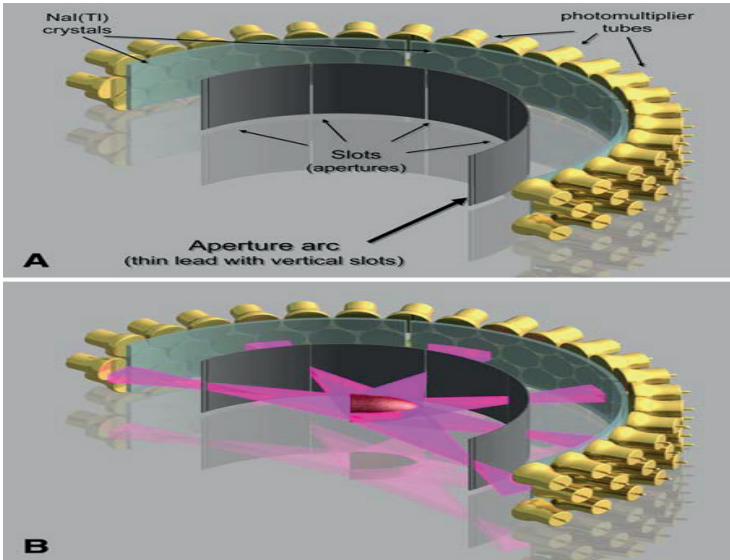
Şekil 3. MyoSPECT cihazı [Gehealthcare, 2025].

## 2.6. CARDIARC Sistemleri

CardiArc (Canton, MI) tarafından geliştirilen bu sistem, dedektör ve kolimasyon yapısı kardiyak görüntüleme için özel olarak yeniden tasarlanmış, kardiyoloji SPECT kamerasıdır. Hastalar için konforu artırmak amacıyla dik pozisyonda görüntüleme sağlar. Cihazın dışarıdan görünen hareketli bir parçası olmaması, hasta için daha rahat bir deneyim sunar. Şekil 4 ve 5'te CARDIARC cihazı ve dizaynı gösterilmiştir.



Şekil 4. CARDIARC cihazı [Slomka vd, 2009].



Şekil 5. CardiArc kameranın tasarımı ve çalışma prensibi [Slomka vd, 2009].

CardiArc'ın sistemi, hastayı masa yerine bir sandalyeye oturtuyor ve sistemin dedektörleri, hastanın etrafında C şeklinde bir yay çizen bir düzenekte yer almaktadır. Çalışma sırasında ne sandalye ne de dedektör dizisi hareket etmemektedir; bunun yerine, dedektör dizisinin içindeki kolimatörler, sintilasyon olaylarını ölçmek için gereken farklı açılar üretmek üzere ileri geri hareket etmektedir. Dedektör olarak sodyum iyodür kristali kullanılmaktadır. Önceki CardiArc versiyonlarında kadmiyum çinko tellür katı hal dijital dedektörler kullanılmaktaydı [Duvall vd, 2012; Slomka vd, 2009; Funk vd, 2006].

180°'lik görüş alanını üç dedektörle kapsamaktadır. Farklı kolimasyon tekniğiyle hareket artefaktlarını azaltmayı hedefler. Kamera, foton tespiti için üç sabit NaI(Tl) kristali ve bunlara karşılık gelen 60 adet fotoçoğaltıcı tüp kullanır. Diyafram arkı, yatay kolimasyon için altı yuvaya (açıklığa) sahiptir ve görüntüleme sırasında sürekli döner. Tüm dedektör, pikselleri aynı anda kullanılır ve bu da birden fazla açıda görüntülemeye olanak tanır. Görüntüleme 2 dakikaya kadar düşebilir. Yapılan araştırmalarda, CardiArc sisteminin geleneksel çift başlı kameralara kıyasla görüntü kalitesinde 5 ila 10 kat iyileşme sağlayabildiği sonucu bildirilmiştir. Sistemin yeniden yapılandırılmış uzamsal çözünürlüğü ise (kaynağın açıklık yayına olan mesafesine bağlı olarak) 3.6 mm ile 7.8 mm arasında değişmektedir [Duvall vd, 2012; Slomka vd, 2009; Funk vd, 2006; O'Connor, 2005].

## 2.7. Cardius 3 (Digirad) Sistemleri

Sodero SPECT (Cleveland, OH) tarafından geliştirilen Cardius sistemleri, nükleer kardiyoloji alanındaki bir diğer özel SPECT kamera tasarımıdır. Bu sistemler, görüntü kalitesini artırmak ve hastanın hareket etme riskini azaltmak amacıyla tasarlanmış olup konfor odaklı bir görüntüleme çözümü sunmaktadır. Bu sistem CsI (Tl) ve fotodiyotlardan oluşan katı hal dedektörleri kullanarak, fotoçoğaltıcılarla donatılmış geleneksel kameralardan daha kompakt dedektör kafaları bulunmaktadır. Her dedektör kafası 21,2 x 15,8 cm uzunluğundadır ve ışığı dönüştürmek için kullanılan ayrı silikon fotodiyotlara bağlı 6,1 x 6,1 x 6 mm kalınlığında CsI(Tl) kristal dizisi içerir. Hasta oturur pozisyonda çekim yapılır ve bu sayede kol kaldırmaya gerek kalmaz. Çekim süresi yaklaşık 7.5 dakika, geliştirilmiş nSPEED algoritmasıyla 4 dakikaya kadar düşürülebilmektedir. Görüntü kalitesi yüksek ve çözünürlük 8.95 mm'dir. Bu sistemlerle ilgili standart çift başlı kameranın performansı ile karşılaştırılan raporlar yayınlanmış ve benzer kalitenin, çekim süresinde %38'lik bir azalmayla elde edilebileceği bulunmuştur [Slomka vd, 2009; Lewin & Hyun, 2005]. Şekil 6'da Cardius cihazı gösterilmiştir. Diğer sistem tasarımlarına göre daha açık ve daha küçük bir tasarıma daha fazla görüntüleme gücü sığdırır. 225 kg'a kadar olan hastaların görüntülenmesini sağlar. Dik tasarım, hasta giriş

ve çıkışını kolaylaştırır; ayrıca, dik konumun diyaframı alçaltması, kalp ve bağırsak arasında daha iyi bir ayrım sağlaması ve hem klinik kaliteyi hem de hekim güvenini artırması nedeniyle önemli bir klinik avantaj sunar.



Şekil 6. Cardius cihazı [Ovissolutions, 2025].

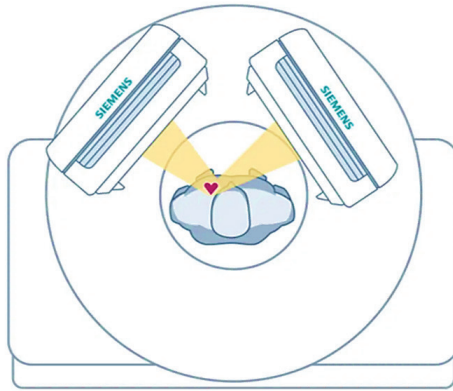
## 2.8. IQ-SPECT Sistemleri

SIEMENS tarafından geliştirilen IQ•SPECT sistemi, miyokard perfüzyon SPECT görüntülemesinde standart kameraların temel sınırlamalarını aşmak amacıyla tasarlanmış, ileri düzey bir teknolojik cihazdır. Bu sistem, geleneksel çift başlı dedektör yapısını korumakla birlikte, görüntüleme mekanizmasını tamamen değiştirerek yüksek performans sunmaktadır. IQ•SPECT'in en önemli kısmı, özel olarak tasarlanmış SMARTZOOM kolimatör teknolojisinin kullanılmasıdır. Bu odaklanmış kolimasyon sistemi, detektörlerin geleneksel dairesel yörünge yerine, kalbe çok yakın ve sıkı bir non-dairesel yörüngede hareket etmesini sağlar. Bu yakın ve odaklanmış geometri, görüntüleme sırasında kalbe odaklanarak çevredeki diğer organlardan gelen gereksiz sinyalleri minimize eder. Klasik SPECT'e göre 4 kat daha hızlı çekim yapılabilir ve 4 dakikada kalp taraması tamamlanabilir. Daha az radyasyon dozu ve daha kısa süre ile benzer görüntü kalitesi sağlar. Hem SPECT hem SPECT/BT sistemlerinde kullanılabilir [Vija vd, 2008; Nakajima vd, 2017; Meden vd, 2011; Corbett vd, 2010]. Şekil 7'de konvansiyonel SPECT ve IQ•SPECT'in karşılaştırılması verilmiştir. Şekil 8'de IQ•SPECT cihazı gösterilmiştir. SMARTZOOM kolimatör, görüş alanının (FOV) merkezine yakın bir noktada odaklama kolimatörünün büyütme özelliklerini kullanır. Görüş alanının kenarına doğru paralel delikli bir kolimatör gibi davranarak

kesintiyi azaltır. Bu sayede dedektörler, dört kat daha fazla hassasiyetle kalbe yaklaşabilir. Kalp bölgesini büyütürken çevre dokuları da kapsar. Böylece trunkasyon (görüş dışı kalma) artefaktlarını önler. Her bir kolimatör deliği (yaklaşık 48.000 adet) özel bir vektör haritası ile fabrikada ölçülür. Bu sayede daha fazla foton toplar ama çözünürlük düşmez [Vija vd, 2008; Nakajima vd, 2017; Meden vd, 2011; Corbett vd,2010]. Kalp her zaman kolimatörün en duyarlı noktasında kalır.

|                                                                                              | Conventional <sup>2</sup> |           |               | IQ•SPECT |          |               |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------|-----------|---------------|----------|----------|---------------|
|                                                                                              | Dose                      | Time      | Image quality | Dose     | Time     | Image quality |
| Standard    | Standard                  | 16-minute | Excellent     | Standard | 4-minute | Excellent     |
| Pediatric   | Half                      | 16-minute | Sub-optimal   | Half     | 8-minute | Excellent     |
| Bariatric  | Standard                  | 16-minute | Sub-optimal   | Standard | 8-minute | Excellent     |

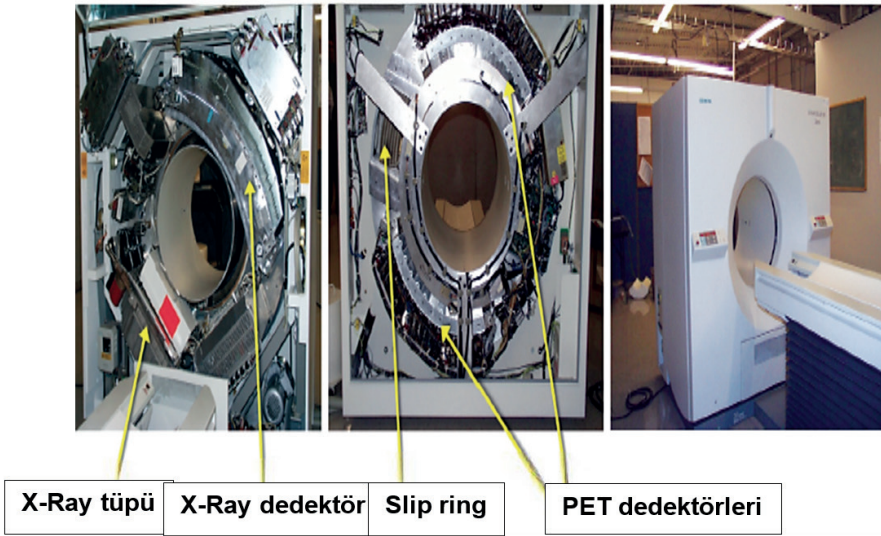
Şekil 7. Konvansiyonel SPECT ve IQ•SPECT'in karşılaştırılması [Siemens-healthineers, 2025]



Şekil 8. IQ•SPECT cihazı [Siemens-healthineers, 2025]

### 3. Pozitron Emisyon Tomografi/Bilgisayarlı Tomografi (PET/BT)

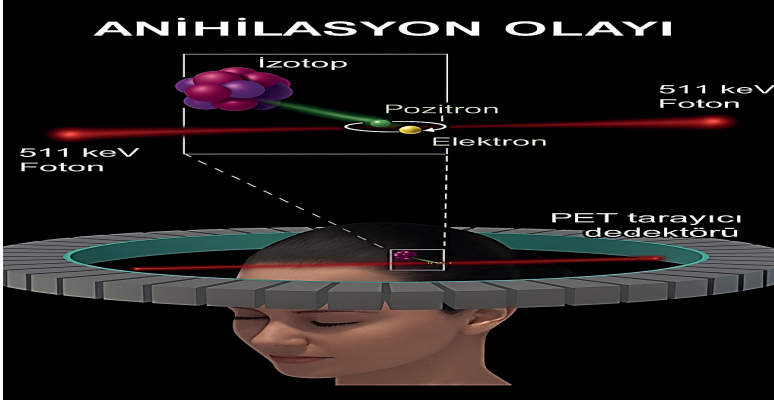
PET/BT, 2000'li yılların başından itibaren görüntüleme pratiğinde devrim yaratmıştır. Bu teknoloji sayesinde metabolik aktivite anatomik doğrulukla eşleştirilebilmektedir. PET fonksiyonel bilgi sağlarken, BT anatomik yapı ve atenüasyon düzeltmesi sunar. Hibrit sistemle iki yöntem aynı anda kullanılarak tanısal doğruluk artırılır. PET/BT iki farklı görüntüleme yöntemini birleştirir. PET kısmı, radyofarmasötiklerin yaydığı pozitronları algılayarak metabolik/fonksiyonel aktiviteyi gösterir. BT kısmı ise X-ışını tabanlı anatomik görüntüleme yapar ve PET verilerine konumsal doğruluk sağlar. Şekil 9'da PET/BT cihazı gösterilmiştir.



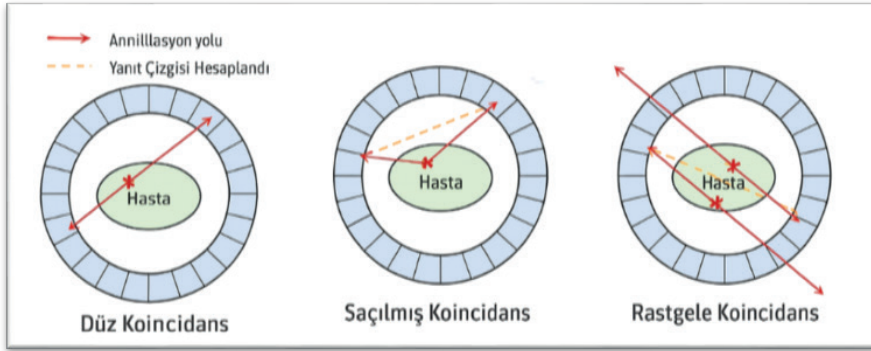
Şekil 9. PET/BT cihazı [Demir, 2015; Townsend vd, 2010].

PET'te pozitron yayan bir radyonüklid (örneğin F-18) vücuda enjekte edilir. Pozitron, elektronla yok olma (anihilasyon) reaksiyonu sonucu iki adet 511 keV gama fotonu üretir. PET dedektörleri, anihilasyon sonucu oluşan 511 keV foton çiftini aynı anda saptar. Bu fotonlar  $180^\circ$  karşılıklı yönlerde yayılarak dedektör halkasındaki sintilasyon kristaller tarafından eşzamanlı (coincidence) olarak tespit edilir. Böylece tespit edilen bu fotonlar görüntüye dönüştürülür. Şekil 10 ve 11'de anihilasyon ve LOR (Line of Response – eş cevap eğrisi) olayı gösterilmiştir. Çakışma (koincidans) devresi yalnızca 8-12 ns arasındaki belirlenmiş zaman penceresinde ulaşan fotonları geçerli sinyaller olarak tanır. Bu zaman aralığının dışında kalan (daha erken veya daha geç) fotonlar ise rastgele gürültü (gerçek olmayan sinyal) olarak reddedilir [Demir,

2014; Demirci & Kabasakal, 2018; Demir, 2015]. Zaman uçuşu (Time of Flight, TOF), iki 511 keV fotonun detektörlere ulaşma zaman farkını ( $\Delta t$ ) ölçer. Bu fark sayesinde, olayın LOR üzerindeki konumu yaklaşık olarak belirlenebilir. TOF PET, klasik PET'e kıyasla daha doğru lokalizasyon ve daha yüksek sinyal gürültü oranı sağlar. Bu teknoloji özellikle büyük vücut çapına sahip hastalarda daha keskin ve gürültüsüz görüntüler elde edilmesine olanak tanır [Demir, 2015; Townsend vd, 2010].



Şekil 10. Anihilasyon olayı [Townsend vd, 2010].



Şekil 11. LOR olayı [Demir, 2015; Townsend vd, 2010].

### 3.1. PET/BT'de Kullanılan Kristaller ve Dedektörler

PET/BT de son yıllarda oldukça çeşitli kristaller kullanılmaktadır. Sıklıkla kullanılan özellikleri tablo 1 de özetlenmiştir.

**Tablo 1. PET/BT de kullanılan kristaller ve özellikleri [Xie vd, 2024; Lecoq & Gundacker, 2021].**

| Özellik                       | NaI(Tl)*    | CsI(Tl)** | BGO***         | LSO <sup>s</sup> | LYSO <sup>&amp;</sup> | GSO <sup>#</sup> |
|-------------------------------|-------------|-----------|----------------|------------------|-----------------------|------------------|
| Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> ) | 3.67        | 4.51      | 7.13           | 7.4              | 7.10                  | 6.70             |
| Etkin Atom Numarası           | 51          | 54        | 74             | 66               | 65                    | 59               |
| Hacimsel Durdurma Gücü        | Düşük       | Orta      | Çok Yüksek     | Yüksek           | Yüksek                | Yüksek           |
| Işık Çıkışı (Foton/MeV)       | 38.000      | 52.000    | 8.200          | 30.000           | 32.000                | 8.000-10.000     |
| Işık Çıkışı_NaI(Tl)'e göre    | %100        | %137      | %22            | %79              | %84                   | %25              |
| Bozunma Süresi                | 230 ns      | 1000 ns   | 300 ns         | 40 ns            | 41 ns                 | 60 ns            |
| Zaman Çözünürlüğü             | Zayıf       | Çok Zayıf | Zayıf          | Mükemmel         | Mükemmel              | Çok İyi          |
| Temel Kullanım Alanı          | SPECT, Gama | SPECT     | Geleneksel PET | PET/BT, PET/MR   | PET/BT, PET/MR        | PET/BT           |

*\*Sodyum iyodür talyum, \*\*Sezyum iyodür talyum, \*\*\*Bizmut germanyum oksit, <sup>s</sup>Lutesyum silikat oksit, <sup>&</sup>Lutesyum yittrium silikat oksit, <sup>#</sup>Gadolinyum ortosilikat*

Tablo 1’de verilen yoğunluk ve etkin atom numarası değerleri, kristalin gama fotonlarını durdurma yeteneğini belirler. Bu değerler ne kadar yüksekse, fotonlar o kadar iyi soğurulur ve daha verimli dedeksiyon sağlanır. Yoğunluğun yüksek olması ile daha ince kristallerin kullanılmasına olanak verirken ayrıca çözünürlüğü de artırır. Fotonların kristalde soğurulma olasılığıdır. PET cihazları için oldukça önemli bir parametredir. Çünkü PET cihazlarında 0.511 MeV’lik yüksek gama fotonları kullanılmaktadır. BGO kristalinin hacimsel durdurma gücü iyi olsa da diğer özellikleri istenilen düzeyde olmadığından dolayı PET/BT sistemlerinde pek tercih edilmemektedir. Çoğu zaman NaI(Tl) kristalinin ışık çıkışı (yaklaşık 38.000 foton/MeV) referans olarak kabul edilir ve diğer kristallerin çıkışı buna göre yüzdelik olarak verilir. Yüksek ışık çıkışı daha iyi görüntü kalitesi ve daha kolay elektronik işleme sağlamaktadır. Bozunma süresi kristalin ışığı ne kadar hızlı ürettiği/sonlandırdığı ile ilgili bir diğer önemli parametredir. Daha kısa sürede bozunan kristal daha hızlı sinyal verir. Bu, PET sistemlerinde zaman çözünürlüğü için kritik bir değerdir. Zaman çözünürlüğü de aynı bozunma süresi gibi PET sistemlerinde oldukça önemlidir. Sinyallerin zamanlamasını doğru algılama yeteneğinin bir göstergesidir. TOF PET için oldukça en önemli parametrelerden biridir. Tablo 1’e göre PET/BT sistemlerinde, LSO ve LYSO gibi kristaller hem yüksek durdurma gücü hem de çok kısa bozunma süresi sayesinde diğer kristallere göre oldukça avantajlı seçeneklerdir. Bu kristaller, hızlı sinyal üretimi ve çok iyi zaman çözünürlüğü sayesinde daha kısa çekim süresi, daha düşük doz ve daha yüksek

görüntü kalitesi sağlamaktadır. Tablo 2’de PET/BT sistemlerinde kullanılan fotodiyotların özellikleri gösterilmiştir.

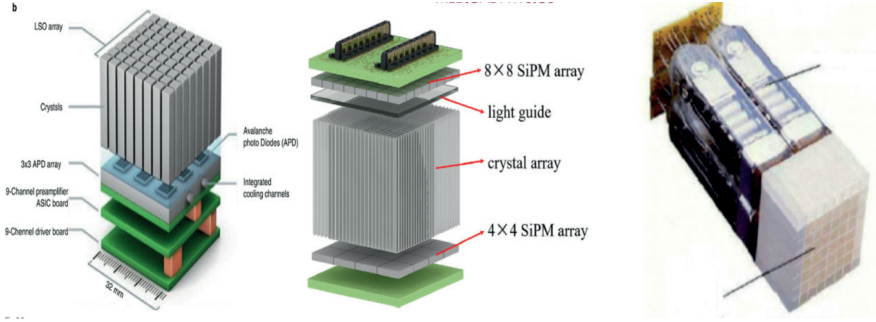
*Tablo 2. PET/BT sistemlerinde kullanılan fotodiyotların özellikleri [Xie vd, 2024].*

| Özellik                           | PMT*                                                                                                   | APD**                                                           | SiPM***                                                                           |
|-----------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Temel Yapı</b>                 | Vakum tüpü içerisinde elektronların dinotlara çarpması.                                                | Ters gerilimle çalıştırılan özel bir fotodiyot.                 | Yüksek yoğunluklu mikron boyutunda binlerce küçük APD hücresinin birleştirilmesi. |
| <b>Çalışma Modu</b>               | Vakum içerisinde elektronların çoğalması işlemi.                                                       | Yüksek gerilim altında çalışan tek bir silikon yapıli dedektör. | Her bir küçük APD hücresi, özel bir çalışma modu olan Geiger modunda çalışır.     |
| <b>Gerekli Voltaj</b>             | 1000 V ve üzeri                                                                                        | 200 V – 1500 V                                                  | 20 V – 100 V                                                                      |
| <b>İç Kazanç</b>                  | $10^5 - 10^7$                                                                                          | 10 – 100                                                        | $10^5 - 10^6$                                                                     |
| <b>Manyetik Alandan Etkilenme</b> | Çok yüksek-Güçlü manyetik alanda çalışmaz. Elektron demetinin yolu manyetik alan tarafında saptırılır. | Çok Düşük                                                       | Etkilenmez                                                                        |

*\* foton çoğaltıcı tüp, \*\* avalans fotodiyotlar, \*\*\* silikon foton çoğaltıcı fotodiyotlar*

Foton çoğaltıcı tüpler (photon multiplier tube, PMT) yüksek iç kazanç ve iyi sinyal çoğaltma yeteneğine sahiptirler. Ancak yüksek voltaj gerektirmeleri ve manyetik alanlara karşı son derece duyarlı olmaları nedeniyle modern hibrit ve PET/MR sistemleri için önemli kısıtlamaları bulunmaktadır. Çalışma prensipleri vakum tüpü içinde elektron hızlandırılmasına dayandığı için çevresel faktörlere duyarlıdır. PET sistemlerinde uzun yıllar standart dedektör olarak kullanılmış olsalar da günümüzün gelişen teknolojisiyle birlikte son yıllarda tercih edilmemeye başlamışlardır. PMT’lerin kısıtlılıklarını aşmak için avalans fotodiyotlar (Avalanche Photodiodes, APD) sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu fotodiyotlar katı hal tabanlı olup, PMT’ye göre daha küçük, daha düşük manyetik alan hassasiyetine ve düşük kazançla sahiptir. Ancak, PMT’lere göre iç kazançlarının düşük olması ve bazı çalışma koşullarında gürültü performanslarının daha kötü olması, onları tek başına ideal bir alternatif olmaktan alıkoymaktadır. Silikon foton çoğaltıcı fotodiyotlar (silicon photomultipliers, SiPM), çok sayıda mikro-APD’nin paralel diziliminden oluşmuştur. Geiger modunda çalışan yapıları sayesinde, düşük çalışma voltajı

ve iyi bir zaman çözünürlüğü sağlar. Manyetik alandan etkilenmemeleri ve düşük voltajla çalışmaları oldukça önemli avantaj sağlamaktadır. Bu özellikleri sayesinde PET/MR sistemleri için ideal bir malzemedir [Townsend vd, 2010; Xie vd, 2024; Lecoq & Gundacker, 2021]. Şekil 12’de PMT, SİMP ve APD diyodları gösterilmiştir.



Şekil 12. APD (a), SİMP (b) ve PMT (c) fotodiyodları [radiologykey, 2025].

PET sistemi kullanılarak geliştirilen cihazlar son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Bunlardan bazıları pozitron emisyon mamografi (Positron emission mammography, PEM) ve tüm vücut PET sistemidir. Bu sistemler ayrı başlık altında incelenmiştir.

### 3.2. Pozitron Emisyon Mamografi (Positron emission mammography, PEM)

PEM, meme görüntülemesi için kullanılan PET sistemidir.  $^{18}\text{F}$ -FDG gibi pozitron yayan radyofarmasötiklerin tümör metabolizmasını hedefleyerek memeyi yüksek uzaysal çözünürlükle görüntüler. Geleneksel tüm vücut PET/BT’den farklı olarak, FOV’u memeyle sınırlıdır ve tipik olarak iki dedektör plakası arasında hafif kompresyonla (mamografiye benzer) ya da asılı meme için halka/geometrik sistemlerle tomografik veri toplar. Şekil 13’de PEM cihazı gösterilmiştir.



Şekil 13. PEM cihazı [İtnonline, 2025].

PEM cihazı, radyofarmasötüğün yaydığı gamma fotonlarının dedekte etme prensibini kullanır. Bu, gama kamera teknolojisinde kullanılan ve hassasiyeti sınırlayan kolimatöre olan ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır. Böylece daha düşük radyasyon dozlarının kullanılmasına imkân sağlar. PEM, tüm vücut yerine sadece meme dokusunu hedef alarak görüntülemeye odaklanır. Çalışmalarda,  $^{18}\text{F}$ -FDG dozu olarak 37 MBq, 74 MBq ve 185 MBq gibi düşük dozlar kullanılmıştır [Freitas vd, 2024; Keshavarz vd, 2020]. PEM, MR çekilemeyen (ör. şiddetli klostrofobi) hastalarda problem çözme amacıyla değerlendirilebilir. Ancak evreleme için sistemik değerlendirme gerektiğinden tek başına Tüm vücut-PET/BT'nin yerini tutmamaktadır. Yüksek uzaysal çözünürlük ile küçük odakların (özellikle  $> 1$  cm) daha net gösterimi, meme kompresyonu sayesinde daha yüksek sayım verimliliği ve daha düşük aktivite ihtiyacı sağlamaktadır [Xie vd, 2024; Lecoq & Gundacker, 2021; Freitas vd, 2024; Keshavarz vd, 2020].

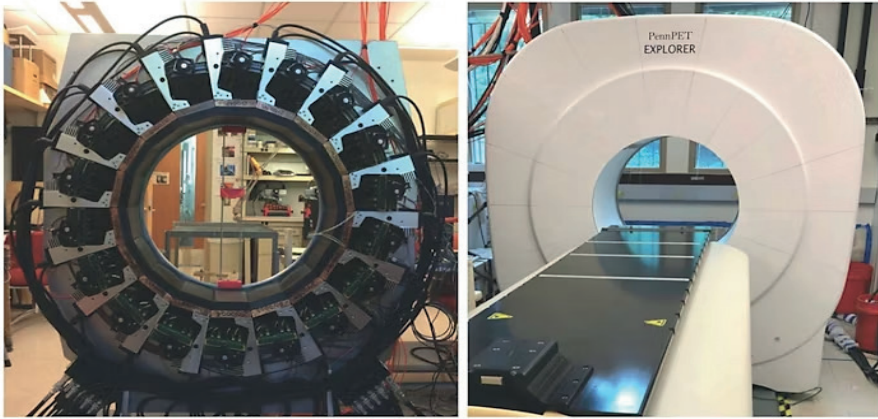
### 3.3 Tüm Vücut PET Sistemi (PET\_EXPLORER)

PET EXPLORER, dünyanın ilk tüm-vücut PET/BT sistemi olarak, Pensilvanya Üniversitesi ve United Imaging Healthcare iş birliğiyle geliştirilmiştir. Amacı, PET görüntülemeye mevcut duyarlılığı yaklaşık 40 kat artırarak tüm vücudu tek seferde görüntüleyebilmektir. Cihazda çok sayıda dedektör kullanılarak vücuttan yayılan gama fotonları toplanır, yüksek duyarlılık sağlanır. Klasik PET cihazları 20-80 cm civarında FOV'a sahipken, EXPLORER'in 194 cm'lik FOV'u sayesinde tüm vücut tek pozisyonda görüntülenir. Bu geniş FOV sayesinde, klasik PET sistemlerinde olduğu gibi vücudun farklı bölümlerinin ardışık yatak pozisyonlarıyla taranması yerine, tek bir tarama ile tüm vücut görüntülenebilir. Bu da tarama süresini kısaltabilir

ve dozları azaltabilir. Şekil 14 ve 15’de PET EXPLORER cihazı ve FOV açıklığı gösterilmiştir.



Şekil 14. PET EXPLORER cihazı [Medicaldevice, 2025].



Şekil 15. PET EXPLORER ve FOV açıklığı [Auntminnie, 2025].

Uzun FOV tasarımı sayesinde, tarayıcı hassasiyetini büyük ölçüde artırır. Geleneksel PET sistemlerine kıyasla hassasiyette 15 ila 68 kat arasında bir artış sağlar. NEMA NU-2-2018 standartlarına göre ölçülen hassasiyeti 174 kcps/MBq’dır [Spencer vd, 2021; Badawi vd, 2019]. Sistem, LYSO kristallerinden yapılmış 564.480 kristal ve bunların okuyucuları olan SiPM teknolojisini kullanır. Toplamda 8 PET ünitesinden oluşur [Spencer vd, 2021; Badawi vd, 2019; Tang, 2019]. Hassas hizalama ( $<2$  mm füzyon doğruluğu) sağlayan bir hasta yatağı ile entegre, 160 dilimli BT tarayıcısı ile birleştirilmiştir [Spencer vd, 2021]. Klasik 10–20 dakikalık taramalar, 15–30 saniyede tamamlanabilmektedir. Radyoaktif madde dozu oldukça düşük seviyelerde olup pediatrik ve araştırma

uygulamaları için büyük avantaj sağlamaktadır. Artan duyarlılık sayesinde izleyici madde aktivitesi 5–6 yarı ömür daha izlenebilmektedir. Her tarama da yaklaşık 1 TB veri üretebilir ve bu da güçlü bilgisayar altyapısı gerektirir. 500 000'den fazla kristal dedektörden oluştuğu için gelen sinyallerin senkronizasyonu gerekebilir. 2 metre uzunluğundaki dedektör halkasının soğutma, erişim ve bakım problemleri başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır. Yüksek maliyetinden dolayı erişim kısıtlıdır buna karşın bir EXPLORER cihazı 6–8 klasik PET sisteminin iş yükünü karşılayabilmektedir [Spencer vd, 2021; Badawi vd, 2019; Tang, 2019; Tang vd, 2019].

Spencer ve ark. tarafından yapılan çalışmada, cihazın çok düşük dozda bile yüksek kalite görüntüler verdiğini doğrulamıştır. Çalışmalarda 10 kat daha düşük FDG aktivitesiyle elde edilen görüntüler, klinik olarak yeterli kalite sağlamıştır. Ayrıca, paralel sinyal toplama sayesinde hasta hareketlerinden kaynaklı artefaktlar azalmıştır [Spencer vd, 2021].

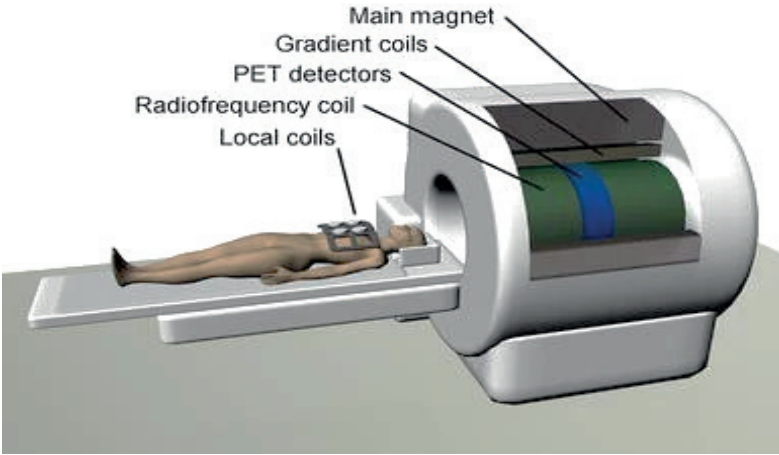
#### 4. PET/MR Cihazı

PET kısmı, bir radyoaktif izotopun pozitron yayması, pozitron-elektron yok oluşu ile iki adet  $\sim 511$  keV enerjili gama fotonunun  $180^\circ$  ayrılarak ortaya çıkması ve bu fotonların dedektör halkaları tarafından eş zamanlı olarak algılanması prensibine dayanır. MR kısmı, güçlü bir manyetik alan, radyo-frekans (RF) darbeleri ve manyetik alan gradyanlarının yardımıyla proton spinlerinin rezonans davranışını ölçer. Bu da doku iç yapısı, kontrast maddesi davranışı, fonksiyonel ve anatomik bilgi üretir.

PET/MR sistemlerinde amaç hem PET hem de MR verilerinin aynı anda ya da en azından aynı seansta elde edilmesidir. Bu sayede hareket artefaktlarının, hasta yeniden pozisyonlanmasının ve zaman kaymasının önüne geçilebilir. Şekil 16'da PET/MR cihazı gösterilmiştir.

PET/MR sistemlerinde yapılandırma iki temel şekildedir:

- Sıralı (sequential) sistem: PET ve MR ayrı cihazlar olarak ardışık şekilde kullanılır, ortak yatak ya da hasta transfer sistemi olabilir. Bu yapı daha kolay ve daha az entegrasyon gerektirir.
- Eşzamanlı (simultaneous) sistem: PET dedektörleri doğrudan MR gantri içinde yer alır; PET ve MR verisi aynı anda toplanır. Bu tasarım, maksimum entegrasyon ve tam zamanlı iç korelasyon sağlar ancak teknik zorlukları fazladır (manyetik uyumluluk, RF parazitleri, dedektör yerleşimi vs.).



Şekil 16. PET/MR cihazı [Ziegler & Delso, 2013].

PET/MR dedektörlerinde ışığın soğurulması ve sintilasyon üretimi için yoğun, yüksek  $Z_{\text{eff}}$  (etkin atom numarası) ve manyetik alana duyarlı olmayan kristaller gereklidir. Yaygın kullanılan kristaller arasında LSO ve LYSO bulunmaktadır. Bu kristaller kısa bozunma zamanına, yüksek ışık verimine ve manyetik alana karşı uyumludur. Alternatifler arasında Bizmut Germanat (BGO) gibi kristaller de geçmişte kullanılmıştır; ancak manyetik alana ve zaman çözünürlüğüne dair sınırlamaları vardır [Ziegler & Delso, 2013; Singnurkar vd, 2024].

MR cihazı, vücudu güçlü bir manyetik alan içine alır. Vücuttaki su ve yağ dokusunda bulunan hidrojen atomlarının protonları bu manyetik alana göre hizalanır. Ardından cihaza dışarıdan radyo frekans (RF) dalgaları gönderilerek bu hizalanmış protonların geçici olarak yön değiştirmesi sağlanır. RF dalgaları kesildiğinde, protonlar orijinal hizalanma durumlarına geri dönerken radyo sinyalleri yayarlar. MR cihazındaki özel sargılar (gradient bobinler) ve alıcı bobinler bu sinyalleri toplar. Bilgisayar, sinyallerin yoğunluğuna ve geri dönme sürelerine göre doku özelliklerini ayırt ederek, organların, yumuşak dokuların ve iskelet yapılarının yüksek çözünürlüklü anatomik ve fonksiyonel MR görüntüsünü oluşturur. PET/MR da kristal seçimi yapılırken, MR ortamında oluşabilecek manyetik duyarsızlık sorunlarını minimize edecek şekilde seçilmelidir. Ayrıca, dedektör bloklarında “Depth of Interaction (DOI)” ölçümü ya da kristal-piksel geometrisi optimizasyonu gibi gelişmelerle zaman/uzaysal çözünürlük iyileştirilmektedir. Geleneksel PET cihazında kullanılan PMT’ler manyetik alan varlığında çalışmakta güçlük çekerler. Bundan dolayı manyetik alana dayanıklı yarıiletken fotodiyotlar kullanılmaktadır. Bunlardan

en sık kullanılanları APD ve SiMP'lerdir. APD'ler zıt gerilim altında p-n birleşiminde taşınan yüklerin çığ etkisi ile sinyal üretir. MR ortamına uyumludur. SiPM ise Mikro-APD hücrelerinin paralel bağlı olduğu yapıdır. Daha yüksek kazanç, daha iyi zaman çözünürlüğü sunar. Ayrıca son yıllarda PET/MR sistemlerinde tercih edilen dedektör tiplerinden biridir. Dedektör modülleri kristal dizisi, optik bağlama, fotodiyot ve ön-okuma elektronığı şeklinde yapılandırılır. Özellikle MR ortamında kalıcı mıknatıs, gradyan bobinleri ve RF sistemlerinin yarattığı parazitler ve manyetik alan etkilerinden kaçınma için özel tasarım gerekmektedir. MR'da BT gibi doğrudan zayıflama haritası elde edilemediğinden özel MR-tabanlı yöntemler gereklidir. MR görüntülerinden kemik, hava, yumuşak doku ayrımı zor olduğundan dolayı PET sinyalinin doğru bir şekilde haritalanmasını etkiler. Derin öğrenme yaklaşımları bu alanda öne çıkmaktadır. MR, BT gibi doku yoğunluğunu doğrudan ölçen bir görüntüleme modu değildir; dolayısıyla gama fotonlarının zayıflamasını hesaplamak için gerekli olan haritayı (attenüasyon haritası) kendiliğinden üretemez. PET/MR, atenüasyon düzeltmesini MR görüntülerini kullanarak karmaşık algoritmalarla gerçekleştirir (45-47). Tablo 3'de PET/BT, SPECT/BT ve PET/MR cihazlarının özellikleri gösterilmiştir.

Bu algoritmalar aşağıda kısa şekilde verilmiştir.

- Doku Segmentasyonu: MR görüntüleri, yazılımlar aracılığıyla hava, yumuşak doku ve yağ gibi temel doku tiplerine ayrılır (segmentasyon).
- Kemik/Yoğun Doku Sorunu: Kemik dokusu MR'da zayıf sinyal verdiği için, özel teknikler ve doku atlasları kullanılır. Örneğin, beyin PET/MR'da normal anatomik yapılar temel alınarak kemik dokusu için sanal bir atenüasyon haritası oluşturulur.
- Harita Uygulaması: Oluşturulan bu tahmini yoğunluk haritası (mikro-harita), PET verilerine uygulanarak foton zayıflaması düzeltilir ve nicel (kantitatif) açıdan doğru PET görüntüleri elde edilir.

**Tablo 3. PET/BT, SPECT/BT ve PET/MR cihazlarının özellikleri [Ziegler & Delso, 2013; Singmurkar vd, 2024].**

| Özellik            | PET/BT                      | SPECT/BT                       | PET/MR                          |
|--------------------|-----------------------------|--------------------------------|---------------------------------|
| Uzaysal çözünürlük | Yüksek (4–6 mm)             | Orta (8–12 mm)                 | Çok yüksek (MR ile <2 mm)       |
| Fonksiyonel bilgi  | Glukoz, reseptör, kan akımı | Perfüzyon, reseptör, fonksiyon | PET + MR metabolik + morfolojik |
| Radyasyon dozu     | Orta                        | Orta                           | Düşük (MR radyasyon içermez)    |
| Süre               | 15–30 dk                    | 30–45 dk                       | 45–90 dk                        |
| Maliyet            | Yüksek                      | Düşük-Orta                     | Çok yüksek                      |
| Erişilebilirlik    | Yaygın                      | Çok yaygın                     | Kısıtlı (büyük merkezlerde)     |

PET/MR cihazı MR bileşeninin sağladığı üstün yumuşak doku kontrastı sayesinde çok yüksek uzaysal çözünürlük ile en ayrıntılı anatomik bilgiyi sunmaktadır. PET/BT 4–6 mm ile yüksek çözünürlük sağlarken, SPECT/BT 8–12 mm ile daha orta bir uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Fonksiyonel bilgi açısından, SPECT/BT perfüzyon ve reseptör bilgilerine odaklanırken, PET/BT glukoz metabolizması, reseptör ve kan akımı gibi fizyolojik süreçleri gösterir. PET/MR ise PET'in metabolik bilgisini, MR'ın morfolojik ve ilave fonksiyonel bilgileriyle birleştirerek en kapsamlı değerlendirmeyi sağlar. Ekonomik açıdan bakıldığında, cihazların maliyetleri erişilebilirliklerinde belirleyici bir faktördür. PET/MR, MR bileşeninin radyasyon içermemesi sayesinde toplam radyasyon dozunun düşük seviyede olmasıyla özellikle tekrarlanan taramalar ve pediyatrik hastalar için önemli bir güvenlik avantajı sağlar. Görüntüleme süresi açısından, PET/BT nispeten diğerlerine göre daha hızlıdır. Tablo 4'de PET/BT, SPECT/BT ve PET/MR cihazlarının uygulama alanları gösterilmiştir.

**Tablo 4. PET/BT, SPECT/BT ve PET/MR cihazlarının uygulama alanları [Ziegler & Delso, 2013; Singnurkar vd, 2024; Delso & Ziegler, 2009; Zaidi & Alavi, 2007; Sönmezoğlu & Şahin, 2024; Demir, 2024].**

| Cihaz    | Temel Klinik Uygulama Alanları                                                                                                                                                                                                                                                                        | Tercih Edilme Nedenleri (Avantajları)                                                                                                                                                                                                                                           |
|----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| PET/BT   | Onkoloji: Kanser evreleme, nüks tespiti, tedavi yanıtı değerlendirme (Baş-Boyun, Akciğer, Kolon, Meme, Lenfoma vb.)<br>Kardiyoloji: Miyokard canlılığı<br>Nöroloji: Demans türlerinin ayrımı (Alzheimer, FTD)                                                                                         | Hızlı Tarama: Tüm vücut taramada hızlıdır.<br>Yüksek Çözünürlük: PET sinyalinin anatomik olarak doğru konumlandırma.<br>Atenüasyon Düzeltme: PET verisi için güvenilir ve hızlı atenüasyon düzeltilmesi sağlar.                                                                 |
| SPECT/BT | Kemik Sintigrafisi: Metastaz, enfeksiyon/inflamasyon (osteomyelit), travma.<br>Endokrinoloji: Tiroid/paratiroid lezyonlarının lokalizasyonu.<br>Kardiyoloji: Miyokard perfüzyon sintigrafisi (özellikle küçük lezyonlarda).<br>Nöroloji: Beyin perfüzyon ve dopamin taşıyıcı görüntüleme (Parkinson). | Ucuzluk/Erişilebilirlik: PET'e göre daha uygun maliyetli ve daha yaygın erişilebilir.<br>Geniş Radyofarmasötik Yelpazesi: Tek Foton yayan birçok izotop kullanabilme<br>Doğru Lokalizasyon: SPECT'in fonksiyonel bilgisini BT ile anatomik olarak birleştirme.                  |
| PET/MR   | Nöroloji: Epilepsi odak tespiti, beyin tümörleri, demans.<br>Pelvik ve Baş-Boyun Tümörleri: Prostat, serviks, rektum kanserleri (MR'ın yumuşak doku kontrastı nedeniyle).<br>Pediyatrik Onkoloji: Düşük radyasyon dozu avantajı nedeniyle çocuk hastalar.                                             | Mükemmel Yumuşak Doku Kontrastı: Tümör, sinir, yumuşak doku lezyonlarında BT'den üstün detay.<br>Düşük Radyasyon Maruziyeti: MR kısmı radyasyon içermediğinden, özellikle tekrarlanan taramalarda ve pediatrik hastalarda radyasyon dozu PET/BT'ye göre önemli ölçüde düşüktür. |

## 5. Sonuç

Nükleer tıpta teknolojik dönüşümün ulaştırdığı temel sonuç, tanısal değerlerin artık yalnızca görüntü elde etme ile sınırlı değildir. Nicel doğruluk, tekrarlanabilirlik, hasta güvenliği ve iş akışı verimliliğinin teknoloji seçiminin ana belirleyicileri hâline gelmiştir. Hibrit görüntüler fonksiyonel veriyi anatomik bağlamla aynı seansta birleştirerek klinik kararların hedeflenmesini kolaylaştırırken, dijital dedektörler ve gelişmiş rekonstrüksiyonlar daha az doz daha kısa süre hedefini pratikte erişilebilir kılmıştır. Bu çıkarım, hibrit görüntülemenin klinik kararları güçlendirdiğini vurgulayan benzer derlemelerle

uyumludur. Ayrıca üretici bazlı iteratif rekonstrüksiyon raporlarında bildirilen çekim süresi kazanımlarıyla da paralellik gösterir. Örneğin bazı kardiyak SPECT protokollerinde çekim süresinin %33–%50 kısaldığı belirtilmesi, yazılım ekosisteminin donanım kadar kritik olduğunu göstermektedir. Tüm vücut PET tarafında, çok düşük aktiviteyle klinik olarak yeterli görüntü kalitesinin elde edilebildiğini bildiren çalışmalar, bu yaklaşımın pediatrik olgular, dinamik bütün-vücut izlem ve araştırma protokollerinde belirgin bir sıçrama potansiyeli taşıdığını destekler. Buna karşın yüksek veri üretimi, güçlü hesaplama/depoma altyapısı gereksinimi, soğutma-bakım zorlukları ve yüksek yatırım maliyeti gibi kısıtlar, teknolojinin yaygınlaşmasını merkezler arası eşitsizliğe açık hâle getirebilir. PET/MR'da MR-tabanlı atenüasyon düzeltmesinin karmaşıklığı standardizasyonu zorlaştıran temel engeldir; derin öğrenme yaklaşımları umut verici olsa da dış doğrulama, cihazlar arası uyumluluk ve yanlılık yönetimi zorunludur. Bu bölümün bir derleme niteliğinde olması, sonuçların klinik sonuçları yerine literatürde bildirilen teknik performans göstergelerine dayanması gibi doğal bir sınırlılık taşır; ayrıca teknoloji çok hızlı değiştiği için bulguların güncelliği zamanla azalabilir. İleride benzer çalışma yapacak araştırmacılara öneriler: (i) değerlendirmeyi çok merkezli ve standardize protokollerle yapmak; (ii) doz, süre ve maliyet-etkinlik ölçütlerini birlikte raporlamak; (iii) kantitatif metrikler için kalite kontrol şemaları tanımlamak; (iv) yapay zekâ modellerinde bağımsız test setleri ve şeffaf raporlama ile yanlılığı azaltmak; (v) bilişim altyapısı ile kullanıcı eğitimini başlangıçtan planlamak ve klinik uygunluğu izlemek. Sonraki adım, bu teknolojilerin gerçek yaşam verilerinde klinik sonuçları ve kaynak kullanımı üzerindeki etkisini karşılaştırmalı çalışmalarla ortaya koymaktır. Bu yaklaşım, teknolojik kazanımların klinik faydaya güvenilir biçimde tercüme edilmesini kolaylaştıracaktır.

## Kaynaklar

- Allie, R., Hutton, B. F., Prvulovich, E., Bomanji, J., Michopoulou, S., & Ben-Haim, S. (2016). Pitfalls and artifacts using the D-SPECT dedicated cardiac camera. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(2), 301-310.
- Alqahtani, F. F. (2023). SPECT/CT and PET/CT, related radiopharmaceuticals, and areas of application and comparison. *Saudi Pharmaceutical Journal*, 31(2), 312-328.
- Badawi, R. D., Shi, H., Hu, P., Chen, S., Xu, T., Price, P. M., ... & Cherry, S. R. (2019). First human imaging studies with the EXPLORER total-body PET scanner. *Journal of Nuclear Medicine*, 60(3), 299-303.
- Bouchareb, Y., AlSaadi, A., Zabab, J., Jain, A., Al-Jabri, A., Phiri, P., ... & Sirasanagandla, S. R. (2024). Technological advances in SPECT and SPECT/CT imaging. *Diagnostics*, 14(13), 1431.
- Corbett, J., Meden, J., & Ficaro, E. (2010). Clinical validation of attenuation corrected cardiac imaging with IQ-SPECT SPECT/CT.
- Daou, D., Pointurier, I., Coaguila, C., Vilain, D., Benada, A. W., Lebtahi, R., ... & Le Guludec, D. (2003). Performance of OSEM and depth-dependent resolution recovery algorithms for the evaluation of global left ventricular function in 201Tl gated myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Medicine*, 44(2), 155-162.
- Delbeke, D., Schöder, H., Martin, W. H., & Wahl, R. L. (2009, September). Hybrid imaging (SPECT/CT and PET/CT): improving therapeutic decisions. In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 39, No. 5, pp. 308-340). WB Saunders.
- Delso, G., & Ziegler, S. (2009). PET/MRI system design. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 36(Suppl 1), 86-92.
- Demir, M. (2014). Nükleer tıp fiziği ve klinik uygulamaları. İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi.
- Demir, M. (2015). Pozitron Emisyon Tomografi (PET) Fiziği. *Bulletin of Thoracic Surgery/Toraks Cerrahisi Bülteni*, 6(2).
- Demir, M. (2024). PET/MR Sistemleri: PET/BT'den Ne Farkı Var? *Nucl Med Semin*;10:206-212.
- Demirci, M., & Kabasakal, L. (2018). Prostat Kanserinde Lu-177 Prostat Spesifik Membran Antijeni Tedavisi review Lu-177 prostate specific membrane antigen therapy of metastatic castration resistant prostate cancer. *Nucl Med Semin*, 4, 245-250.
- Duvall, W. L., Sweeny, J. M., Croft, L. B., Ginsberg, E., Guma, K. A., & Henzlova, M. J. (2012). Reduced stress dose with rapid acquisition CZT SPECT MPI in a non-obese clinical population: Comparison to coronary angiography. *Journal of Nuclear Cardiology*, 19(1), 19-27.

- Freitas, V., Li, X., Scaranelo, A., Au, F., Kulkarni, S., Ghai, S., ... & Reznik, A. (2024). Breast cancer detection using a low-dose positron emission digital mammography system. *Radiology: Imaging Cancer*, 6(2), e230020.
- Funk, T., Kirch, D. L., Koss, J. E., Botvinick, E., & Hasegawa, B. H. (2006). A novel approach to multipinhole SPECT for myocardial perfusion imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 47(4), 595-602.
- Garcia, E. V., Faber, T. L., & Esteves, F. P. (2011). Cardiac dedicated ultrafast SPECT cameras: new designs and clinical implications. *Journal of Nuclear Medicine*, 52(2), 210-217.
- Harkness-Brennan, L. (2023). *An introduction to the physics of nuclear medicine*. IOP Publishing.
- <https://radiologykey.com/> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://spectrum-dynamics.com/products/d-spect-series/> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.auntminnie.com/clinical-news/molecular-imaging/article/15624674/pennpet-explorer-acquires-1st-human-images> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.gehealthcare.com/en-sg/courses/discovery-nm> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.itnonline.com/content/positron-emission-mammography-scanner-launched-europe> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.medicaldevice-network.com/projects/explorer-total-body-pet-scanner/?cf-view> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.ovissolutions.com/nuclear-imaging-cameras/digirad-cardius-3xpo/> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- <https://www.siemens-healthineers.com/tr/molecular-imaging/options-and-upgrades/software-applications/iq-spect-technology> (Erişim Tarihi: 10.12.2025)
- International Atomic Energy Agency. (2008). *Clinical Applications of SPECT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System*. IAEA.
- Johnson, R. D., Bath, N. K., Rinker, J., Fong, S., James, S. S., Pampaloni, M. H., & Hope, T. A. (2020). Introduction to the D-SPECT for technologists: workflow using a dedicated digital cardiac camera. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 48(4), 297-303.
- Keshavarz, K., Jafari, M., Lotfi, F., Bastani, P., Salesi, M., Gheisari, F., & Hemami, M. R. (2020). Positron Emission Mammography (PEM) in the diagnosis of breast cancer: A systematic review and economic evaluation. *Medical Journal of the Islamic Republic of Iran*, 34, 100.
- Kinahan, P. E., Hasegawa, B. H., & Beyer, T. (2003). X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography

- scanners. In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 33, No. 3, pp. 166-179). WB Saunders.
- Kinahan, P. E., Hasegawa, B. H., & Beyer, T. (2003). X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. In *Seminars in nuclear medicine* (Vol. 33, No. 3, pp. 166-179). WB Saunders.
- Knoll, P., Kotalova, D., Köchle, G., Kuzelka, I., Minear, G., Mirzaei, S., ... & Bergmann, H. (2012). Comparison of advanced iterative reconstruction methods for SPECT/CT. *Zeitschrift für medizinische Physik*, 22(1), 58-69.
- Lecoq, P., & Gundacker, S. (2021). SiPM applications in positron emission tomography: toward ultimate PET time-of-flight resolution. *The European Physical Journal Plus*, 136(3), 292.
- Lewin, H. C., & Hyun, M. C. (2005). 34.04 A clinical comparison of an upright triple-head digital detector system to a standard supine dual-head gamma camera. *Journal of Nuclear Cardiology*, 12(4), S113.
- Ljungberg, M., & Pretorius, P. H. (2018). SPECT/CT: an update on technological developments and clinical applications. *The British journal of radiology*, 91(1081), 20160402.
- Madsen, M. T. (2007). Recent advances in SPECT imaging. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(4), 661-673.
- Matsuo, S., Nakajima, K., Onoguchi, M., Wakabayash, H., Okuda, K., & Kinuya, S. (2015). Nuclear myocardial perfusion imaging using thallium-201 with a novel multifocal collimator SPECT/CT: IQ-SPECT versus conventional protocols in normal subjects. *Annals of nuclear medicine*, 29(5), 452-459.
- Meden, J., Ficaro, E., & Corbett, J. (2011). Clinical comparison of four minute IQ-SPECT imaging with conventional parallel hole collimated SPECT/CT.
- Nakajima, K., Okuda, K., Momose, M., Matsuo, S., Kondo, C., Sarai, M., ... & Vija, A. H. (2017). IQ· SPECT technology and its clinical applications using multicenter normal databases. *Annals of Nuclear Medicine*, 31(9), 649-659.
- O'Connor, M. (2005). Evaluation of the CardiArc dedicated cardiac system (unpublished independent evaluation). Rochester, MN: Mayo Clinic.
- O'Mahoney, E., & Murray, I. (2013). Evaluation of a matched filter resolution recovery reconstruction algorithm for SPECT-CT imaging. *Nuclear medicine communications*, 34(3), 240-248.
- Patton, J. A., & Turkington, T. G. (2008). SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *Journal of nuclear medicine technology*, 36(1), 1-10.

- Piemonte, C., & Gola, A. (2019). Overview on the main parameters and technology of modern Silicon Photomultipliers. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 926, 2-15.
- Powsner, R. A., Palmer, M. R., & Powsner, E. R. (2021). *Essentials of nuclear medicine physics, instrumentation, and radiation biology*. John Wiley & Sons.
- Ritt, P., Sanders, J., & Kuwert, T. (2014). SPECT/CT technology. *Clinical and Translational Imaging*, 2(6), 445-457.
- Singnurkar, A., Poon, R., & Metser, U. (2024). Head-to-head comparison of the diagnostic performance of FDG PET/CT and FDG PET/MRI in patients with cancer: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Roentgenology*, 223(3), e2431519.
- Slomka, P. J., Patton, J. A., Berman, D. S., & Germano, G. (2009). Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. *Journal of nuclear cardiology*, 16(2), 255-276.
- Sönmezoğlu, K., & Şahin, O. E. (2024). PET/MR Görüntülerinin Değerlendirilmesinde Temel Esaslar. *Nucl Med Semin*; 10:213-232
- Spencer, B. A., Berg, E., Schmall, J. P., Omidvari, N., Leung, E. K., Abdelhafez, Y. G., ... & Cherry, S. R. (2021). Performance evaluation of the uEXPLORER total-body PET/CT scanner based on NEMA NU 2-2018 with additional tests to characterize PET scanners with a long axial field of view. *Journal of Nuclear Medicine*, 62(6), 861-870.
- Şahmaran T., Atılğan H. İ., Nur S., Şahutoğlu G., Yalçın H. (2022). Evaluation of the Occupational External Radiation Exposure of Personnel in Nuclear Medicine Practices. *Radiation Protection Dosimetry*, 198(5), 274-280.
- Şahmaran T., Nur S., Atılğan H. İ., Peker H. (2025). Dose Estimation for Indoor Radon, Occupational Radiation, and Electromagnetic Field Exposure in a Nuclear Medicine Department in Türkiye. *Health Physics*, 128,
- Tang, S. (2019). Dead time correction method for long axial field-of-view, whole-body PET scanner.
- Tang, S., Zhao, Y., Wang, J., Liu, Y., & Dong, Y. (2019, October). Geometric correction in normalization for long axial field-of-view, whole-body PET scanner. In *Poster presented at: 2019 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*.
- Townsend, D., Weissleder, R., Ross, B. D., Rehemtulla, A., & Gambhir, S. S. (2010). *Imaging of structure and function with PET/CT. Molecular Imaging: Principles and Practice*, Ralph Weissleder, Brian D. Ross, Alnawaz Rehemtulla, Sanjiv Sam Gambhir, People's Medical Publishing House—USA, Shelton, CT, 10-28.

- Vija, H., Chapman, J., & Ray, M. (2008). IQ• SPECT Technology White Paper. Siemens Medical Solutions USA Molecular Imaging, 2008, 1-7.
- Voss, S. D. (2023). SPECT/CT, PET/CT and PET/MRI: oncologic and infectious applications and protocol considerations. *Pediatric Radiology*, 53(7), 1443-1453.
- Xie, J., Wang, H., Cherry, S. R., & Du, J. (2024). PET detectors based on multi-resolution SiPM arrays. *IEEE transactions on radiation and plasma medical sciences*, 8(5), 493-500.
- Yavuzkanat, N. (2016). Development of novel scintillation detection techniques for use in nuclear physics and medical applications (Doctoral dissertation, University of York).
- Zaidi, H., & Alavi, A. (2007). Current trends in PET and combined (PET/CT and PET/MR) systems design. *PET clinics*, 2(2), 109-123.
- Ziegler, S. I., & Delso, G. (2013). Technical and methodological aspects of PET/MR. *Clinical and Translational Imaging*, 1(1), 11-16.