

**T.C.  
MİLLÎ EĞİTİM BAKANLIĞI**

**RADYOLOJİ**

**RADYONÜKLEİD GÖRÜNTÜLEME  
CİHAZLARI  
725TTT086**

**Ankara, 2011**

- 
- Bu modül, mesleki ve teknik eğitim okul/kurumlarında uygulanan Çerçeve Öğretim Programlarında yer alan yeterlikleri kazandırmaya yönelik olarak öğrencilere rehberlik etmek amacıyla hazırlanmış bireysel öğrenme materyalidir.
  - Millî Eğitim Bakanlığınca ücretsiz olarak verilmiştir.
  - PARA İLE SATILMAZ.

# İÇİNDEKİLER

AÇIKLAMALAR .....	iv
GİRİŞ .....	1
ÖĞRENME FAALİYETİ-1 .....	3
1. NÜKLEER TIP .....	3
1.1. Nükleer Tıp ile İlgili Radyolojik Terimler .....	3
1.2. Nükleer Tıp Yönteminin Tanımı ve Önemi .....	5
1.3. Nükleer Tıp Yönteminin Tarihsel Gelişimi .....	5
UYGULAMA FAALİYETİ .....	7
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME .....	8
ÖĞRENME FAALİYETİ-2 .....	9
2. RADYONÜKLEİD (NÜKLEER TIP) GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI .....	9
2.1. Gamma Kamera Cihazları ve Ana Ünite ve Elemanları .....	9
2.2. Emülsiyon Komputere Tomografi Cihazları .....	17
2.2.1. SPECT Cihazları .....	18
2.2.2. PET Cihazları .....	26
UYGULAMA FAALİYETİ .....	36
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME .....	37
MODÜL DEĞERLENDİRME .....	38
CEVAP ANAHTARLARI .....	42
KAYNAKÇA .....	43

# AÇIKLAMALAR

<b>KOD</b>	<b>725TTT086</b>
<b>ALAN</b>	<b>Radyoloji</b>
<b>DAL/MESLEK</b>	<b>Radyoloji Teknisyenliği</b>
<b>MODÜLÜN ADI</b>	Radyonükleid görüntüleme cihazları
<b>MODÜLÜN TANIMI</b>	Radyonükleid görüntüleme cihazlarıyla ilgili bilgilerin verildiği öğrenme materyalidir.
<b>SÜRE</b>	40/16
<b>ÖNKOŞUL</b>	
<b>YETERLİK</b>	Radyonükleid görüntüleme cihazlarını kullanmak.
<b>MODÜLÜN AMACI</b>	<b>Genel Amaç</b> Öğrenci, Radyasyon Güvenliği Mevzuatına uygun olarak, hastanenin / Nükleer tıp ünitesinde gerekli araç ve gereç sağlandığında, radyonükleid görüntüleme cihazlarını incelemeye hazır hale getirebilecektir. <b>Amaçlar</b> <b>1.</b> Nükleer tıp yöntemi ve tarihsel gelişimiyle ilgili bilgilere ait kazanımları elde edeceksiniz. <b>2.</b> Nükleer tıp cihazlarını kullanabileceksiniz.
<b>EĞİTİM ÖĞRETİM ORTAMLARI VE DONANIMLARI</b>	<b>Donanım:</b> Gamma kamera cihazı, SPECT cihazı, PET cihazına ait ana ünite ve elemanları, reaktörler, parçacık hızlandırıcılar, jeneratörler, tetkiklerde kullanılan radyoaktif madde ve kitleri, kurşun kaplar, kurşun levhalar, kurşun radyoaktif madde atık kutuları, radyasyon ölçer cihazlar, acil seti, oksijen tüpü, yazıcı, kuru ve yaş film basım cihazları bulunan, havalandırma ve soğutma sistemlerinin bulunduğu, teknisyen ve hasta için radyasyon güvenlik önlemlerinin alındığı nükleer tıp ünitesi. <b>Ortam:</b> Derslik, nükleer tıp ünitesi.
<b>ÖLÇME DEĞERLENDİRME VE</b>	Modül içinde yer alan her öğrenme faaliyetinden sonra verilen ölçme araçları ile kendinizi değerlendireceksiniz. Öğretmen modül sonunda ölçme aracı (çoktan seçmeli test, doğru-yanlış testi, boşluk doldurma, eşleştirme vb.) kullanarak modül uygulamaları ile kazandığınız bilgi ve becerileri ölçerek sizi değerlendirecektir.

# GİRİŞ

## **Sevgili Öğrenci,**

Ülkemizde ayrı bir uzmanlık dalı olarak faaliyet gösteren ve diyagnostik radyolojinin temel yöntemlerinden biri olan nükleer tıp, bilimsel veya teknik alanda birden fazla bilim dalının bir arada kullanılmasıyla hayat bulan multidisipliner bir bilim dalıdır. Gama kamera, bilgisayarlı tek foton ve tomografi sistemi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografi sistemi (PET) günümüz teknolojisinde nükleer tıp görüntülemenin yapıldığı kompleks sistemlerdir. Bu sistemlerin etkin olarak kullanılabilmesi için iyi bir cihaz ve bilgisayar bilgisi gerekir.

Bu modülle, radyo nükleid görüntülemenin yapıldığı gama kamera, bilgisayarlı tek foton ve tomografi sistemi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografi sistemi (PET) cihazları bilgileri ve kullanılmasına ait kazanımları elde edeceksiniz.



# ÖĞRENME FAALİYETİ-1

## AMAÇ

Bu öğrenme faaliyeti ile nükleer tıp yöntemi ve tarihsel gelişimi ile ilgili bilgilere ait kazanımları elde edeceksiniz.

## ARAŞTIRMA

Nükleer tıp yöntemi ve tarihsel gelişimini farklı kaynaklardan ve internetten araştırarak rapor hâlinde hazırlayınız, sınıf ortamında sununuz.

## 1. NÜKLEER TIP

Diyagnostik radyolojinin temel yöntemlerinden biridir. Ülkemizde nükleer tıp adı altında ayrı bir uzmanlık dalı olarak faaliyet göstermektedir. Radyonüklid maddelerin değişik yollarla doku ve organlara ulaştırılması neticesinde doku ve organlardaki dağılımının dedektörlerle algılanması ve görüntü şeklinde oluşturulması esasına dayanır.

Nükleer tıp, bilimsel veya teknik alanda birden fazla bilim dalının bir arada kullanılmasıyla hayat bulur. Yani multidisipliner bir bilim dalıdır. Gama kamera, bilgisayarlı tek foton ve tomografi sistemi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografi sistemi (PET) günümüz teknolojisinde nükleer tıp görüntülemenin yapıldığı kompleks sistemlerdir. Bu sistemlerin etkin olarak kullanılabilmesi için iyi bir cihaz ve bilgisayar bilgisi gerekir.

### 1.1. Nükleer Tıp ile İlgili Radyolojik Terimler

**ALARA (As Low As Reasonably Achievable) PRENSİBİ:** Ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak yapılacak bütün radyasyon ışınlamalarında maruz kalınan radyasyonun mümkün olan en alt düzeyde tutulmasıdır.

**SİNTİGRAFI:** Eser düzeyde radyoaktif bir maddenin genellikle damardan verilmesinden sonra "Gamma Kamera" denen görüntüleme aygıtıyla tetkik edilen bölgenin görüntülenmesi tekniği olup, kemik, kalp, beyin, ve dinamik böbrek sintigrafisi gibi türleri bulunmaktadır.

**PLANAR YÖNTEM:** Nükleer tıpta tek düzlemde ve 2 yönde film çekilmesi yöntemidir.

**TOMOGRAFİK YÖNTEM:** Nükleer tıpta filmlerin kesitsel olarak çekilmesidir.

**DETEKSİYON:** Gelen radyasyon etkisinin veya şiddetinin sayısal veya görüntüsel olarak değerlendirilmesidir.

**GÜRÜLTÜ (noise):** Cihazlardan gelen istenmeyen sinyallerdir.

**RADYOFARMASÖTİK:** Nükleer tıpta kullanılmak üzere hazırlanmış yapısında radyonüklid bulunan ve insanlarda tanı veya tedavi amacıyla kullanılan ürünlere denir.

**GAMMA IŞINLARI:** Radyoaktif bozunma sırasında yayılan ve son derece kısa bir dalga boyuna sahip elektromanyetik radyasyona denir.

**COMPTON SAÇILMA:** Atomun dış tabaka elektronlarından biri ile bir fotonun çarpışması esnasında meydana gelen saçılmaya denir.

**TRANSMİSYON:** Geçme, aktarma, radyasyonun objeyi delip geçmesi demektir.

**İZOTOP:** Aynı atom numarasına sahip ve kütle numaraları farklı elementlere denir.

**RADYONÜKLEİD:** Çekirdeği kendiliğinden bozunmaya uğrayan, bir veya birden çok iyonlaştırıcı radyasyon yayan radyoaktif nitelikli atoma denir.

**RADYOAKTİF MADDE:** Bir veya birden çok iyonlaştırıcı radyasyon yayınlarken çekirdekleri kendiliğinden bozunmaya uğrayan alaşım, karışım, çözelti veya bileşik formunda radyonükleid içeren maddelere denir.

**REKONSTRÜKSİYON:** Yeniden oluşturma; bilgisayarda tarama bölgesini temsil eden sayısal verilerin birleştirilmesiyle tarama bölgesi haritasının oluşturulması işlemidir.

**REZOLÜSYON:** Görüntü netliği, çözünürlük demektir.

**HOL:** Kolimatörlerde bulunan deliklere verilen isimdir.

**SİKLATRON (cyclatron):** Pozitron salıcısı olarak kullanılan radyonükleidlerin üretildiği aygıta denir.

**FOTON:** Elektromanyetik dalgaların yapısını oluşturan yüksüz ve kütsüz enerji tanecikleridir.

**POZİTRON:** Pozitron ( $\beta^+$ ), negatron ( $\beta^-$ ) olarak da adlandırılan elektron ile aynı kütleye sahip ancak elektrondan farklı olarak pozitif yüklü partiküler bir radyasyondur.

**LOR (LINE OF RESPONSE) :** Nükleer tıp görüntüleme cihazlarında anihilasyon fotonlarının çıktığı iki dedektör arasında yer alan “yanıt çizgisi” - adı verilen düz bir çizgidir.

**BİYOLOJİK YARI ÖMÜR:** Vücuda alınmış radyoaktif madde miktarının yarısının vücut dışına atılması için geçen süredir.

**REKONSTRÜKSİYON (reconstruction):** Yeniden yapılandırma demektir.

**REFORMATING (reformatting):** Yeniden formatlamadır.

## 1.2. Nükleer Tıp Yönteminin Tanımı ve Önemi

Nükleer tıp, canlılara verilen radyoaktif maddelerin yaydıkları gamma ışınlarının tarayıcılar tarafından (Gamma kamera, SPECT, PET) planar ya da tomografik yöntemle algılanarak işlenmesi sonucu elde edilen görüntünün izlenmesi ile tanı konulmasını sağlayan tıp dalıdır.

Nükleer tıp, bir kişinin belirli organlarının tanı ve tedavisi için radyasyonun kullanıldığı bir daldır. Çoğu zaman bu yöntem hastalıkla ilgili hızlı ve doğru tanı koymak için kullanılır. Beyin, kemikler, kalp, böbrekler, sindirim borusu, karaciğer ve dalak gibi organlar ayrıntılı olarak incelenebilmektedir. Bazı durumlarda hastalıklı organlar veya tümörleri tedavi etmek için kullanılır.

Organda yer alan lezyon içerisindeki görev yapan hücre sayısı azaldıkça, bu lezyonun radyoaktif maddeyi tutma oranı da azalır ve sonuçta obje kontrastı artan lezyon, daha çok aktivite tutan çevre dokular içerisinde ayırt edilebilir.

Nükleer Tıp, biyolojik maddelerin x ve gamma ışınına geçirgen olması ilkesine göre çalışır. Nükleer Tıp uygulamalarında kullanılan radyofarmasötiklerin çoğu, tanı amacına yöneliktir. Radyofarmasötikler genellikle radyoaktif bölüm ile farmasötik bölüm olmak üzere iki bileşenden oluşur. Radyonükleid görüntüleme bazı radyonükleidlerin incelenecek doku veya organa ulaşmasını sağlamak için farmasötik maddelere bağlanması gerekir. Radyonükleidlerin birbirine bağlı şekline, “**radyofarmasötik madde**” denir.

## 1.3. Nükleer Tıp Yönteminin Tarihsel Gelişimi

Nükleer tıp tarihesi 1800'lü yılların başında İngiliz kimyager John Dalton'un atom teorisini ortaya atmasıyla başlamış 19. yüzyılın son yıllarında Alman Fizikçi Prof. Dr. Wilhelm Conrad RÖNTGEN (1895) tarafından X ışınlarının bulunması ile devam etmiştir. Daha sonra Fransız fizikçi Henri BECQUEREL (1896) tarafından, uranyum tuzlarının kendiliğinden ışın yaydığı saptayarak doğal radyoaktiviteyi bulmuştur. 1898 yılın'da Polonyalı asıllı Marie CURIE ve eşi Fransız Fizikçi Pierre CURIE'nin radyum ve polonyumu bulmasıyla devam etmiştir.

Nükleer tıp'ın ilerlemesi, esaslı olarak 1910-1945 yılları arasında olmuştur. Bu bağlamda 1929 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde Ernest Orlando Lawrence tarafından radyonükleid üreten parçacık hızlandırıcısı olan siklatron aygıtı kurumsal olarak tasarımılandı. Bu aygıt, protonları hızlandırıp atom çekirdeği üzerine gönderilmek üzere hazırlandı. Ernest Orlando Lawrence'nin siklatronu keşfi ve geliştirmesi alandaki başarılarıyla 1939 yılında, Nobel Fizik ödülü aldı. 1934 yılında Frederic ve Irene Joliot-Curie yapay radyoaktiviteyi keşfetti. Ancak birçok tarihçi nükleer tıbbın gerçek başlangıcı olarak radyoaktif iyodun toksik guatr (zehirli guatr) tedavisinde kullanılmaya başlandığı 1940'lı yılları göstermektedir. Halen nükleer tıp görüntülemelerinde en sık kullanılan radyoaktif madde olan teknesyum, yapay olarak 1937 yılında üretilmiştir. 1950 yıllarda ve daha sonrasında bu çalışmalar insanlar üzerinde yoğunlaştırılarak ilerlemeler kaydedilmiştir. 1960'ların başına kadar nükleer tıp sadece bir kaç organ üzerinde kullanıldı. 1965 yılından sonra da ticari üretim, dağıtım ve kullanımı başlamıştır. Takip eden yıllarda karaciğer, dalak, ve beyin görüntülemesinde kullanılan ajanlar bulunarak nükleer tıp, günümüze kadar süren hızlı gelişmesine başlamıştır.

Yetmişli yılların başlarında Hounsfield ve arkadaşları, ilk bilgisayarlı tomografi görüntüsünü elde etmeyi başardılar. Yine bu dönemlerde pozitron elektron yok olmasından kaynaklanan 511 KeV fotonlarının kullanımı ile bir nesnenin 3-boyutlu bir görüntüsünün elde edilebilmesi fikri ortaya çıkınca, çeşitli pozitron emisyon tomografi (PET) cihazı denemeleri yapıldı. Günümüzde bilinen PET prensiplerinin temeli Phelps ve Hoffman'ın 1974'lerin sonlarında insan çalışmaları için 48 NaI (Tl) detektörden oluşan hegzagonal PET III'ü geliştirmeleri ile atılmış oldu. Temel prensiplerinde bir değişiklik olmamakla beraber son zamanlarda özellikle PET sintilasyon kristallerinin etkinliği açısından çok önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Günümüz modern PET'leri dairesel olarak yerleştirilmiş birkaç sıra sintilatör halkası ve bu kristallere birleştirilmiş foton çoğaltıcı tüplerden (PMT) oluşmuştur. Kullanılan sintilatör materyalleri, vücuttan yayınlanan fotonları detekte edecek özelliklerde malzemelerdir. Ayrıca bu detektörler arasında kurulan çeşitli elektronik üniteler sayesinde yayınlanan fotonların eş zamanlı deteksiyonu sağlanabilmektedir. Sistemde, detektörler tarafından toplanan verilerden faydalanılarak görüntünün 3-boyutlu olarak oluşturulmasını sağlamak için yüksek işlem kapasiteli bir bilgisayar da bulunmaktadır.

## UYGULAMA FAALİYETİ

Nükleer Tıp ile ilgili temel bilgileri kavrayınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
➤ Nükleer tıp ile ilgili radyolojik terimleri kavrayınız.	➤ İnternet, kitap vb. kaynaklardan araştırma yapabilirsiniz.
➤ Nükleer tıp yönteminin tanımı ve önemini kavrayınız.	
➤ Nükleer tıp yönteminin tarihsel gelişimini kavrayınız.	

## ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyunuz ve doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Nükleer Tıp görüntülemenin yapıldığı sistemler arasında, aşağıdakilerden hangisi yer almaz?  
A) Gama kamera sistemi  
B) SPECT sistemi  
C) PET sistemi  
D) Bilgisayarlı tomografik görüntüleme sistemi  
E) Manyetik rezonans görüntüleme sistemi
2. Aşağıdaki tanımlamalardan hangisi yanlıştır?  
A) Gürültü (nois), cihazların diğer kısımlarından gelen istenmeyen sinyallerdir.  
B) İzotop, aynı atom numarasına sahip ve kütle numaraları aynı elementlere denir.  
C) Rezolüsyon, görüntü netliği, çözünürlük demektir.  
D) Foton, elektromanyetik dalgaları yapısını oluşturan yüksüz ve kütesiz enerji tanecikleridir.  
E) Hol, kolimatörlerde bulunan deliklere verilen isimdir.
3. Aşağıdaki tanımlamalardan hangisi yanlıştır?  
A) Nükleer tıpta çekilen filmler kesitsel olarak çekiliyorsa bu yönteme planar yöntem denir.  
B) Deteksiyon, gelen radyasyon etkisinin veya şiddetinin sayısal veya görüntüsel olarak değerlendirilmesidir.  
C) Rekonstrüksiyon, yeniden yapılandırmadır.  
D) Reformating, yeniden formatlamadır.  
E) Radyonükleid, çekirdeği kendiliğinden bozunmaya uğrayarak, bir veya birden çok iyonlaştırıcı radyasyon yayımlanan radyoaktif nitelikli atoma denir.

Aşağıdaki cümlelerde verilen bilgiler doğru ise (D) yanlış (Y) yazınız.

4. ( ) Radyonükleid görüntülemeyle beyin, kemikler, kalp, böbrekler, sindirim borusu, karaciğer ve dalak gibi organların işlevleri ayrıntılı olarak incelenebilmektedir.
5. ( ) Radyonükleidlerin birbirine bağlı şekline “**radyofarmasötik madde**” denir.

## DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

# ÖĞRENME FAALİYETİ-2

## AMAÇ

Bu öğrenme faaliyeti ile Radyonükleid görüntüleme cihazlarından gamma kamera cihazları, SPECT cihazları ve PET cihazlarıyla ilgili bilgilere ait kazanımları elde edeceksiniz.

## ARAŞTIRMA

- Gamma kamera cihazını, hastane ortamında görünüz yetkililerden bilgi alarak almış olduğunuz bilgileri ve çekmiş olduğunuz resimleri rapor halinde hazırlayınız. Sınıf ortamında sununuz.
- SPECT cihazını, hastane ortamında görünüz yetkililerden bilgi alarak almış olduğunuz bilgileri ve çekmiş olduğunuz resimleri rapor halinde hazırlayınız; sınıf ortamında sununuz.
- PET cihazını, hastane ortamında görünüz yetkililerden bilgi alarak almış olduğunuz bilgileri ve çekmiş olduğunuz resimleri rapor halinde hazırlayınız; sınıf ortamında sununuz.

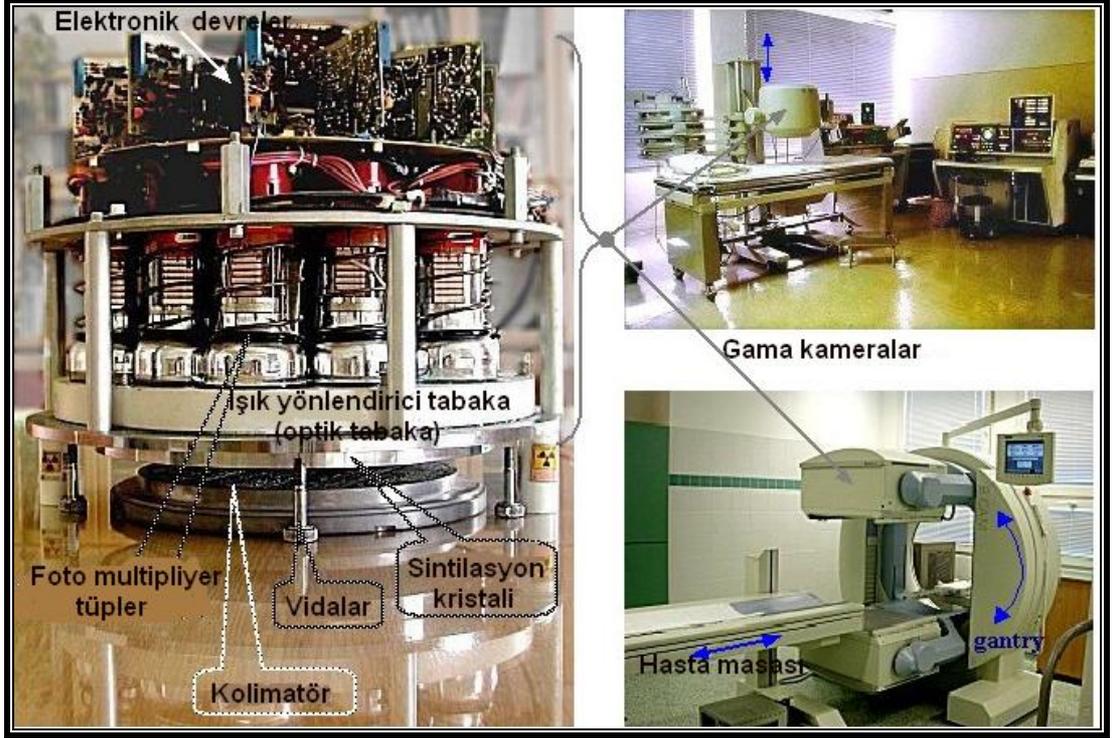
## 2. RADYONÜKLEİD (NÜKLEER TIP) GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI

### 2.1. Gamma Kamera Cihazları ve Ana Ünite ve Elemanları

İlk gamma kamera, Hal Anger tarafından 1956 yılında icat edilmiştir. Bu Gamma Kameranın 10 cm çaplı, NaI (Tl) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü PMT vardı. Bu icattan sonra bu kameralara Anger Kameralar da denilmiştir.

Gamma kameralar, hastadan gelen gamma ışınını, kolimatörden geçirdikten sonra kristalde oluşturduğu görünür; ışığın elektronlarını fotomultipliyer tüpler tarafından çoğaltarak bilgisayara gönderen ve bu yöntemle hastada, radyofarmasötik dağılımını görüntüleyen bir tıbbi cihazdır. Cihaz, bir tarama sistemi ve görüntü depolama biriminden oluşur. Görüntüler; hastaya verilen talyum-210 veya sodyum iyodürden yayılan gama fotonları, incelenen organ etrafında döndürülen dedektörler tarafından algılanır. Bu sinyaller bir bilgisayara aktarılır. Bilgisayar elde ettiği sinyalleri sayısal olarak işleyerek renkli görüntüye çevirerek analizini yapar.

Gamma kamera cihazlarının ana ünite ve elemanları; kolimatörler, sintilasyon kristali, foto multipliyer tüp (PMT), preamplifiyer (ön yükseltici), amplifiyer (yüksetici), pozisyonlama elektronik devreleri, sinyal yükseklik analizörü PHA ( Puls Height Analyzer), Katot Işınları Tüpü (CRT)'den oluşturmaktadır (bk. Resim 2.1).



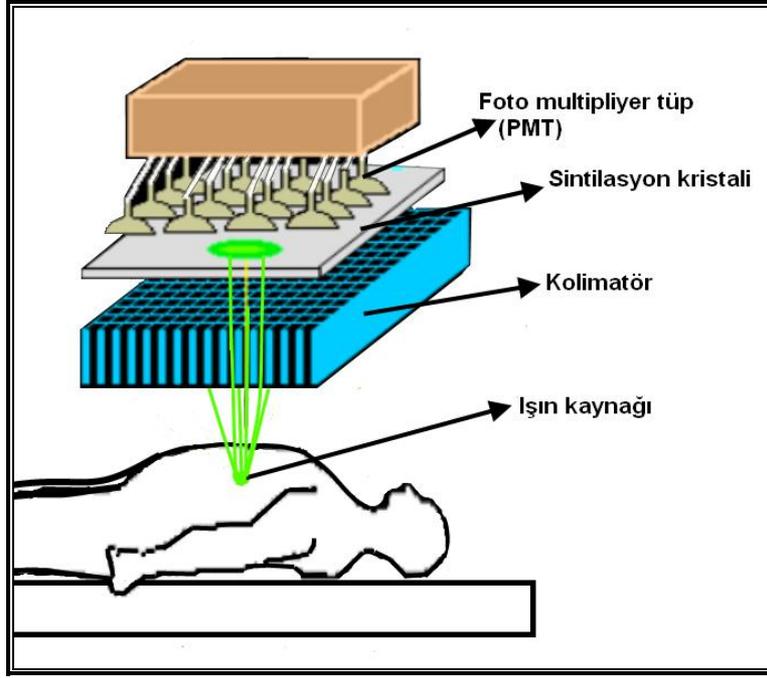
Resim 2.1: Gama Kamera cihazı Ana ünite ve elemanları

### 2.1.1.1. Kolimatörler Tanımı ve Genel Yapısı

Kolimatör, organdan gelen gamma ışınlarını dedektöre yönlendirmek, bunun dışındaki gamma ışınları ile Compton saçılmaya uğrayan gamma ışınlarını absorbe etmek amacıyla gamma kamerada kristalin ön tarafında bulunan elemandır.

Görüntünün netliğini (rezolüsyonunu) artırmak amacıyla kullanılır. Kolimatörlerin yapımında gamma ışınlarını iyi absorbe etmelerinden dolayı kurşun vb. ağır elementler kullanılır.

Kolimatörler iç kısımlarında ışınların geçişine uygun delikler (holler) vardır. Delikler, yuvarlak veya köşeli şekilde olabilir. Kolimatörlerde bulunan deliklerin boyları, kullanım özelliklerine göre uzun veya kısa olabilir. Kullanılan radyonükleidin enerjisine göre de ince veya kalın delikli olarak dizayn edilmiş kolimatörler kullanılır. Deliklerin arasındaki kalınlığa, septa denir. Kolimatör çeşitleri yapısal özelliklerine göre değişir (bk. Şekil 2.1).



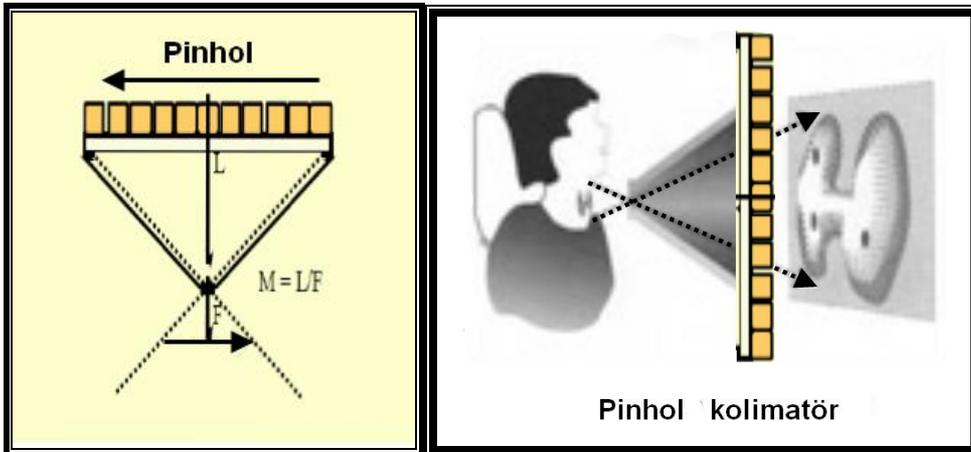
Şekil 2.1: Gama Kamera Cihazı Ana ünite ve elemanları

### 2.1.1.1. Kolimatör Çeşitleri

Kolimatörler, yapılaş özelliklerine göre çeşitlendirilmiştir.

#### ➤ Tek Delikli (pinhole) Kolimatörler

İçi boş koni şeklinde kurşun, tungsten, platin veya diğer ağır metallere biri kullanılarak yapılır. Kurşundan koni şekilde yapılmış olan ve tepe kısmı aşağıya bakan ve tepesinde 3-4 mm'lik açıklık olan aygıtın ucuna yerleştirilmiştir (bk. Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Pinhol kolimatörler

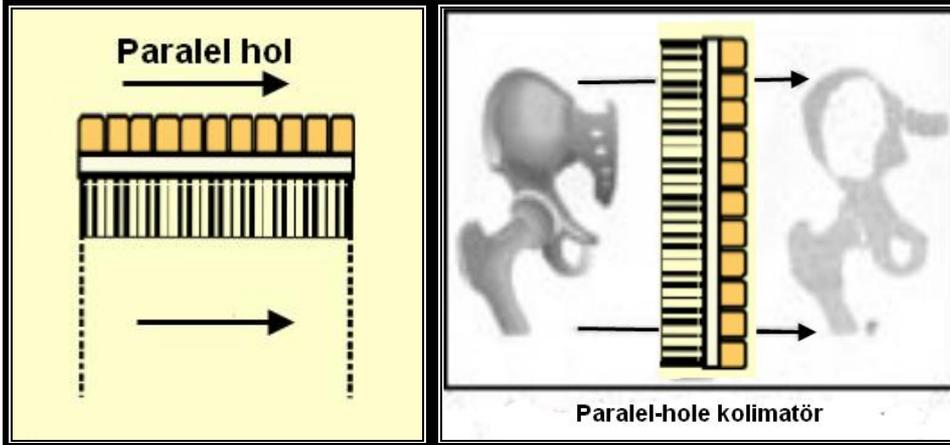
### ➤ Çok Delikli Kolimatörler

Bu tür kolimatörlerde, kolimatör kanalları bir birine paralel kolimatörler olduğu gibi, kanalları birbirine paralel olmayan kolimatörler de bulunur.

#### • Paralel Delikli Düz Aralıklı Kolimatörler

Günümüzde kullanılan kolimatörler, genelde paralel deliklidir ve en çok kullanılan kolimatör çeşididir. Birbirine paralel ve çok sayıda kanaldan oluşmuştur. Paralel gelen ışınların kristale ulaşmasını sağlarlar (bk. Şekil 2.3).

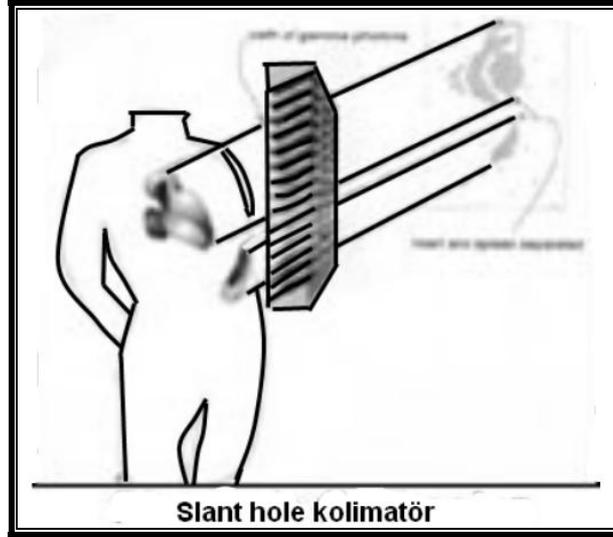
- Düşük Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 150 KeV'den düşük olan radyonükleidlerin görüntülenmesinde kullanılır.
- Orta Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 150-300 KeV arasındaki radyonükleidlerin görüntülenmesinde kullanılır.
- Yüksek Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 300 KeV'den büyük olan radyonükleidlerin görüntülenmesinde kullanılır.



Şekil 2.3: Paralel hol kolimatörler

#### • Paralel Delikli Eğimli (slant hole) Kolimatörler

Bu kolimatörler çok sık kullanılmaz. Özellikle beyin sintigrafisinde kullanılır. Bu kolimatörlerin holleri kesik bir daire diliminin yüzey kavisine uygun bir tarzda uzanır. (bk. Şekil 2.4).

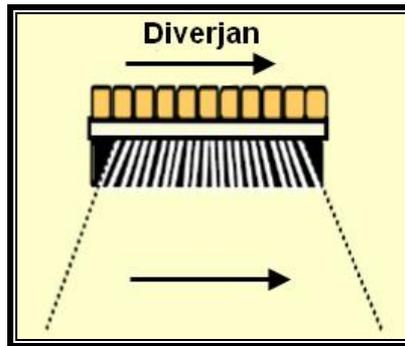


Şekil 2.4: Paralel Delikli Eğimli (slant hole) kolimatör

- Yüksek Sensitiviteli Kolimatörler: Belli bir organda radyoaktivite tutulumunun olup olmadığının anlaşılması gibi, kısa sürede yüksek sayım toplamasının amaçlandığı çalışmalarda kullanılır. Bu tip kolimatörlerde kanalların boyu kısa, çapları geniştir.
- Yüksek Rezolüsyonlu Kolimatörler: Görüntüde uzaysal rezolüsyonun (çözünürlük) önemli olduğu durumlarda kullanılır. Bu tür kolimatörlerde kanalların boyları uzun, çapı dardır. Örneğin, kemik sintigrafisinde birbirine yakın lezyonların görüntülenmesinde kullanılır.

- **Diverjan (uzaklaşan delik aralıklı) Kolimatörler**

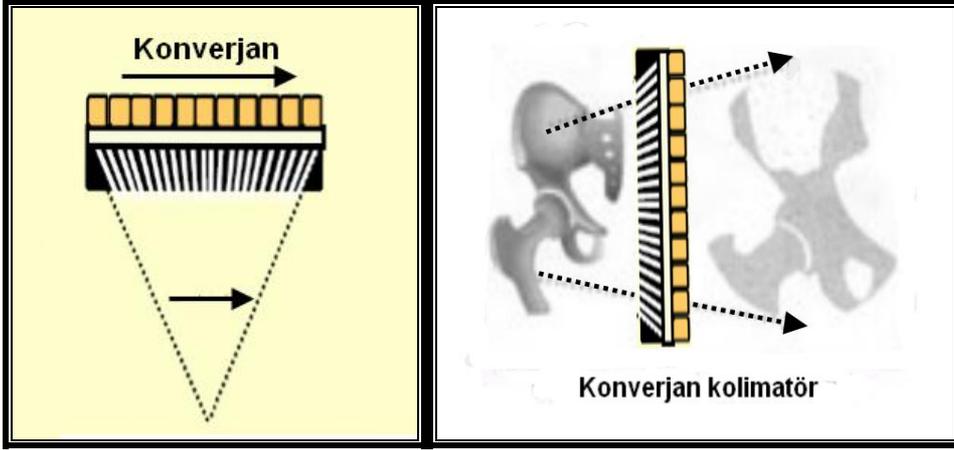
Bu tür kolimatörlerde kanalların çapı dedektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek artar. Kamera çapından daha büyük organların görüntülenmesinde kullanılır. Örneğin akciğerler gibi. Küçük görüş alanlı kameralar kullanıldığından dolayı görüntü biraz küçülür; ancak günümüzde büyük görüş alanlı kameraların yaygınlaşmış olması bu kolimatörlerin kullanım ihtiyacını azaltmıştır (bk. Şekil 2.5).



Şekil 2.5: Diverjan kolimatörler

- **Konverjan (yakınlaşan) Delik Aralıklı Kolimatörler**

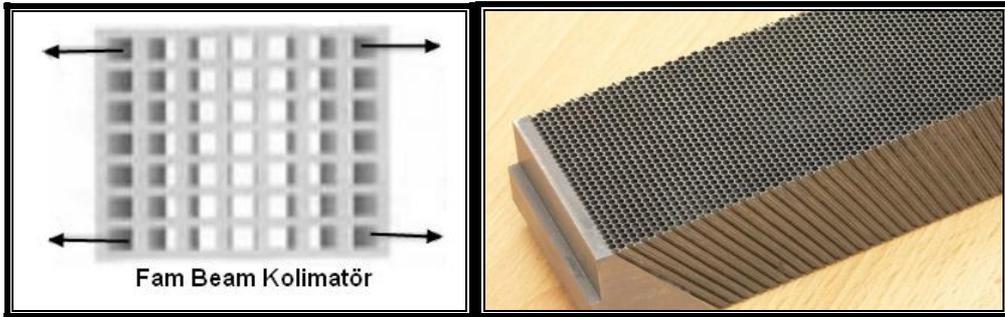
Bu tür kolimatörlerde kanalların çapı dedektör yüzeyinden uzaklaştıkça giderek azalır. Bu kolimatörler küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına imkan sağlar. Rezolüsyon artan mesafelerde bozulur. Çekimlerde; beyin, karaciğer gibi kalın organların derin kısımlarında şekil değişikliği (distorsiyon) olabilir (bk. Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Konverjan kolimatörler

- **Fan Beam Kolimatörler**

Kolimatör delikleri uzun ve dedektörün dönme eksenine paralel eksen boyunca odaklanmıştır; fakat delikler diğer eksen boyunca paralel yapılmıştır. Daha fazla kristal yüzeyi kullanılması nedeniyle hassasiyet ve rezolüsyon iyileşmekte, ancak bu tür kolimatörlerde özel bilgisayar yazılım programları gerekmektedir. (bk. Şekil 2.7).



Şekil 2.7: Fan beam kolimatörler

- **Cone Beam Kolimatörler**

Kolimatör delikleri çok uzun (> 17 cm) olduğundan dolayı, kolimatör yüzeyi dedektör zırhına uzatılmıştır. Beynin SPECT çalışmalarında, hasta omuzları görüş alanına girmediği için dedektörün dönme çapı kısaltılmış ve artan deliklerden çok iyi bir rezolüsyon sağlanmıştır. Kolimatör delikleri her iki eksen boyunca odaklandığı için hassasiyet; fan beam kolimatöre göre çok daha fazla artmıştır.

### 2.1.1.2. Sintilasyon Kristali

Organdan yayılan ve kolimatörlerden geçen gamma fotonlarını durdurarak enerjileri oranında sintilasyon fotonları çıkarır. Böylece yüksek enerjili bir fotonu, çok sayıda ancak düşük enerjideki fotonlara çeviren bir yükselteç görevi yapar.

Kristal dikdörtgen ya da daire şeklindedir. Kristalin çapı 30-50 cm, kalınlığı ise 1,25 cm veya 6-8mm'dir.

İnce Kristaller genellikle  $^{201}\text{Tl}$ (70KeV) ve  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (140 KeV) vb. düşük enerjili radyonükleidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. Düşük enerjili fotonları görüntüleme hassastır. Görüntü netlikleri daha keskindir.

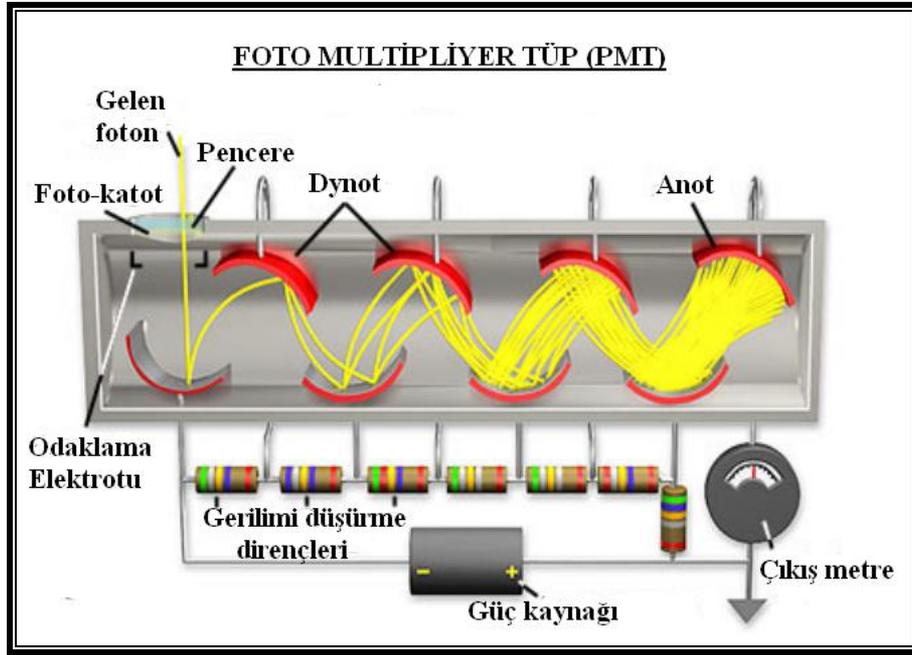
Kalın kristaller ise yüksek enerjili fotonları görüntüleme hassastır. Görüntü netlikleri zayıftır.

### 2.1.1.3. Foto Multiplier Tüpleri (PMT)

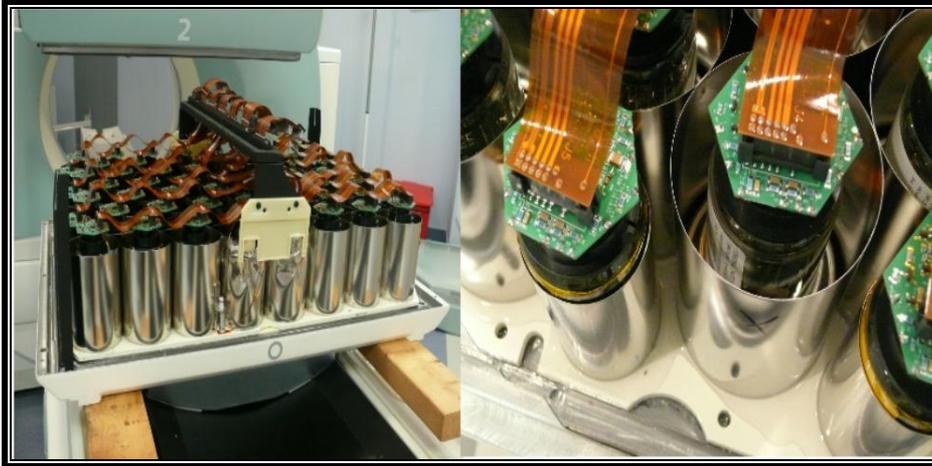
Sintilasyon kristali tarafından çıkarılan sintilasyon fotonları, kristal ve PMT arasında bulunan ışık yönlendirici tabaka (optik tabaka) tarafından odaklanıp PMT'lerin girişinde bulunan fotokatoda çarptırılarak burada durdurulmaları neticesinde elektron kopmasına neden olur. Açığa çıkan serbest elektronlar, PMT içerisindeki dynotlarda yüksek voltajın etkisiyle hızlandırılır. Dynotlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda serbest elektron açığa çıkaran yapıya sahiptir. Bu serbest elektronlar, PMT çıkışındaki anotta toplanarak bir elektrik sinyali oluşturur. Buna, voltaj pulsu denir. Oluşan elektrik sinyalinin büyüklüğü, katoda gelen sintilasyon fotonlarının sayısı ile doğru orantılıdır.

Günümüzde kullanılan gamma kameralarda PMT'lerin çoğu altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı 37, 55,61, 75 veya 91 olabilir (bk. Şekil 2.9).

PMT oluşan elektrik sinyali (votaj pulsu) düşük voltajlıdır. Bu düşük voltajlı elektrik sinyalini yükseltmek, PMT ve amplifiyer arasındaki direnci uyumlu hale getirmek ve gelen sinyali amplifiyer tarafından en uygun şekilde alınacak biçime sokmak amacıyla kullanılan devre elemanına, Preamplifiyer (**ön yükseltici**) denir (bk. Şekil 2.8).



Şekil 2.8: Sintilasyon fotonlarının Foto Multipliyer Tüpte (PMT) bir elektrik sinyaline dönüşmesi



Şekil 2.9: Foto Multipliyer Tüp (PMT)

#### 2.1.1.4. Amplifiyerler (yükseltici)

En önemli görevi, preamplifiyerdan gelen milivolt seviyesindeki elektrik pulslarını volt seviyesine yükseltmektir. Ayrıca elektrik sinyalini yeniden şekillendirerek bu sinyallerin çakışmalarını önleyip gürültüyü azaltır.

### **2.1.1.5. Pozisyonlama Elektronik Devreleri**

Organdan çıkan gamma fotonlarının yayılma noktası, ekranda organ görüntüsünü oluşturan noktalarla uyum içinde olmalıdır. İşte bu uyumun sağlanabilmesi amacıyla doğru pozisyon bilgilerinin girilmesi gerekir.

Pozisyonlamanın tüm dedektör düzeyinde yapılabilmesi için kristal merkezinin koordinat merkezi olarak alınıp X ve Y eksenleri belirlenir. X ve Y pozisyonlama sinyalleri ile sintilasyon merkezinin pozisyon bilgileri elde edilir. Z ise toplam sinyali ifade eder.

### **2.1.1.6. Sinyal (Puls) Yükseklik Analizörü (PHA)**

Sinyal Yükseklik Analizörü (PHA), organdan yayılan ve orijinal pozisyon ve enerji bilgisi taşıyan gamma fotonlarının fotoelektrik etkileşme ile durdurulmasıyla elde edilen pikleri geçirir. Böylece elde edilecek görüntü meydana gelirken compton saçılması, kullanılan izotobun farklı enerjilerde foton yayması ve yanlış enerji ve pozisyon bilgileri taşıyan compton olayının etkisi büyük oranda kaldırılmış olur.

Gamma kamerada pencere genişliği seçimiyle sinyal yükseklik analizörünün hangi pencere aralığına karşı gelecek elektrik sinyallerini geçireceğini belirlenmiş olur. Bu durum sonucunda olumsuz etkenler engellenerek kaliteli görüntü elde edilir.

### **2.1.1.7. Katot Işını Tüpü (CRT)**

Sinyal Yükseklik Analizöründen (PHA) geçen Z toplam sinyali katot ışını tüpü elektron tabancasını ateşler ve Z toplam sinyali büyüklüğü orantısında bir elektron demeti oluşur. Bu zaman aralığında X (poz) ve Y(poz) sinyalleri yatay ve dikey yönlendiricilere uygulanır. Elektron demeti yönlendirici levhalar arasından geçerken uygulanan X ve Y pozisyon sinyallerinin büyüklüğüne uygun olarak yönlendirilir. Yönlendirilen bu elektron demeti, katot ışını tüpün fosfor ekranına çarparak bir ışımaya oluşturur. Böylece ekran üzerinde oluşan her noktanın ışımalarının şiddeti, kaynak organ üzerindeki gamma fotonunun yayınladığı noktaya karşılık gelir.

Bunun sonucu kaynak organ üzerindeki her nokta katot ışını tüpü ekranına yansıtılarak görüntü meydana gelir.

## **2.2. Emülsiyon Komputerize Tomografi Cihazları**

Bu cihazlar ileri tıbbi görüntüleme sistemleri içinde yer alan ve konvansiyonel sintigrafinin bilgisayarlı tomografiyle birleştirilmesi neticesinde radyoaktif maddeler kullanılarak radyoaktif tarayıcılar tarafından kesitsel görüntü oluşturan cihazlardır.

Konvansiyonel sintigrafide kaynaktan gelen gamma fotonları, derinden ve yüzeyden gelmelerine göre süperpoze olmaktadır. Bu durumu ortadan kaldırmak amacıyla emülsiyon komputerize tomografi yöntemiyle kesitsel tarama yapılmıştır. Buna ek olarak konvansiyonel sintigrafide göre derindeki lezyonlarda görüntüleme daha iyi yapılabilmektedir.

Emülsiyon komputerize tomografide SPECT ve PET olmak üzere bir birinden farklı iki teknik geliştirilmiştir.

### 2.2.1. SPECT Cihazları

SPECT, bilgisayarlı tek foton tomografi sistemidir. SPECT (Single Photon Emission Compurized Tomography) kısaltması yaygın olarak kullanılır. SPECT tekniğinde vücuda verilen radyoformasötik maddelerden tek doğrultuda yayılan gamma fotonları, SPECT dedektörleri tarafından dedekte edilerek bilgisayar ünitesinde işlenerek kesitsel görüntünün oluşturulması prensibine dayanır. SPECT'te görüntülerde ayırma gücü; planar sisteme göre daha kalitesizdir, fakat SPECT'te organ derinliklerinin planar sisteme göre daha yüksek kontrastta görüntülenmesi ve hacim, boyut ve aktivitenin nümerik olarak ölçülmesinin yüksek bir doğrulukta gerçekleşmesi, SPECT cihazlarının kullanımını ön plana çıkarmıştır.

SPECT'te görüntü alınacak bölgede bir eksen boyunca alınan belirli bir derinliğe ait kesitte, bu derinliğin alt ve üst kısımlarında yer alan diğer katmanların etkisi olmadığı için görüntüde bozulma olmaz bu durum hacim; boyut ve aktivitenin nümerik olarak ölçülmesinde yüksek bir doğruluk sonucu verir.

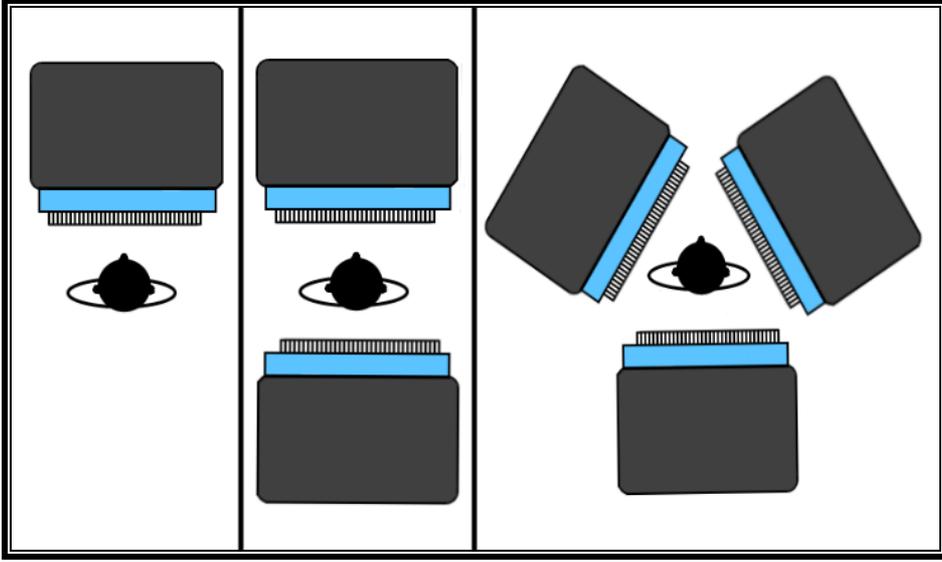
SPECT sistemleri 1960 yılı başlarında değişik dedektörler kullanılarak tasarlanmış, ancak daha sonra 1970 yıllarında gamma kamera SPECT sistemlerinin temel ünitesi olmuştur. Tek dedektörlü olarak tasarlanmış olan SPECT sistemi, 1990 sonrasında iki ve üç dedektörlü olarak geliştirilmiştir.

SPECT ve BT iki ayrı gantryde birleştirilerek. SPECT/BT adı altında görüntüleme yapan cihaz geliştirilmiştir. Hasta masası her iki sistemde de ortak olup tamamen bilgisayar kontrollüdür. SPECT/BT fonksiyonel ve anatomik hasta verilerini tek bir görüntüde toplayabilen, teknik açıdan iki farklı sistemin bir yapı içerisinde kullanıldığı görüntüleme teknolojisidir. SPECT/BT 1989 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde 2001 yılından itibaren Avrupa'da kullanılmaya başlanmıştır. Alınan SPECT ya da BT görüntüleri ayrı ayrı bilgisayar hafızasına kaydedilir. Sonra BT görüntülerinden elde edilen atenüasyon düzeltme katsayıları SPECT görüntülerine uygulanır ve bu görüntüler düzeltilmiş şekilde üst üste çakıştırılır ve buna, füzyon denir.

SPECT sisteminde dedektör sayısını artması sayım etkinliğinin artmasını sağlamıştır. Bu sayede yüksek ayırma güçlü ve fan tipi kolimatörlerin kullanılmasıyla mümkün olur ve görüntüler daha kısa sürede toplanabilir. Dedektörlerin gantride farklı geometride pozisyonlanması organların daha etkin detaylı görüntülenmesini sağlar.

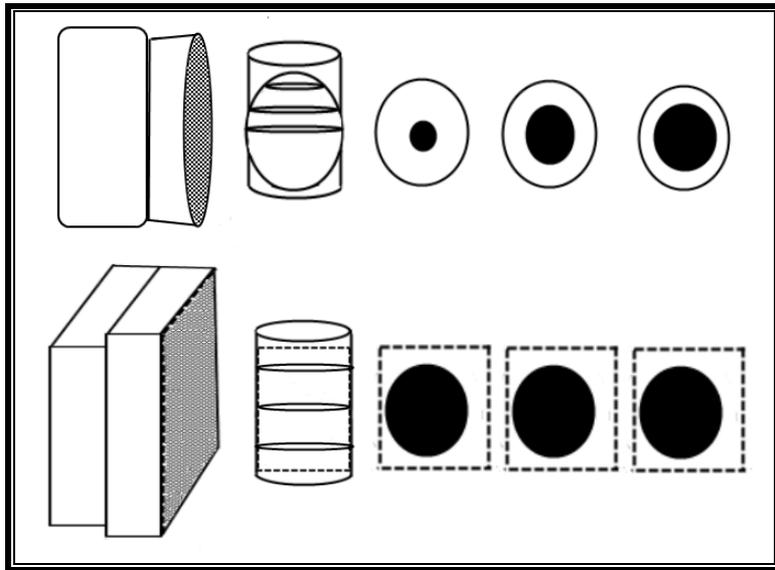
İki dedektörlü SPECT sistemleri planar, tüm gövde taramaları ve tomografik incelemeler için çok uygun sistemlerdir.

Üç dedektörlü SPECT sistemleri, en fazla beyin taramalarında kullanılır (bk. Şekil 2.10).



**Şekil 2.10: Tek dedektörlü, iki dedektörlü, üç dedektörlü SPECT sistemleri**

SPECT sistemleri, ilk üretildiklerinde dedektörler dairesel olmalarına rağmen günümüzde dörtgen olarak tasarlanmışlardır. Dairesel dedektör kullanımıyla yapılacak taramalarda tüm açılarla elde edilecek hacim silindir değil küredir. Transvers kesitler, görüş alanı boyunca farklı çapta diskler olarak görüntülenir ve sadece merkezi kesit tüm dedektör çapındadır. Böylece büyük boyutlu organların üst ve alt kısımlarından elde edilen kesit görüntüleri görüş alanının dışına çıkabilir. Bu durum, dörtgen dedektörlerin tasarlanmasıyla ortadan kaldırılmıştır. Ayrıca tüm vücut incelemelerinde hasta vücudunun tamamının görüş alanı içerisinde kalması da dörtgen dedektör kullanılmasıyla bir başka avantajdır (bk. Şekil 2.11).



**Şekil 2.11: Dairesel ve Dörtgen dedektörlerde kesit görüntü boyutlarının izdüşümü**

### **2.2.1.1. Hasta İnceleme Masası**

Hasta inceleme masası, hastanın üzerinde hareket ettirilmeden vücudun tüm bölümlerinin dedektör ile incelemesinin yapıldığı masadır. Cihazların modeline göre geliştirilmiştir. Taraması yapılacak alanın özelliğine göre gantry boşluğu içerisinde hareket edebilir.

Hasta inceleme masası; dayanıklı, ince (maksimum 12 mm), ve gamma ışınlarını en az şekilde engelleyen (atenu eden) ve yüzeyi kolay temizlenebilir özelliktedir. Tüm vücut çalışmalarında hasta masası hızı yapılacak çalışmaya ve isteğe göre ayarlanır. Çocuk hastaların rahat görüntülenebilmesine imkan sağlar, manuel veya otomatik olarak hareket eder, horizontal ve vertikal ekseninde hareket eder, dikey ve yatay olarak hareket eder.

Hasta inceleme masasında; baş sabitleyici (Head holder), kol destekleyicisi (Arm rest), sintimamografi paleti vb. aksesuarlar yer almaktadır. Ayrıca hastayı yatağa sabitlemek için çeşitli ebatlarda en az 2 (iki) adet bant vardır. Kılolu hastaları taşıyabilecek şekilde yapılmıştır, taşıma kapasitesi en az 180 kg dır.

### **2.2.1.2. Gantry**

Görüntüleme ve dedektör pozisyonlama kontrol birimide denilir. Tünel şeklinde dairesel bir yapıya sahiptir ve hasta çevresinde 180°-360° dönüş hareketi sağlar. Robot kollarla dedektörlerin otomatik olarak ve rahatça hareket etmesini sağlayabilecek donanı sayesinde; dedektörleri yapılmakta olan tüm çalışmalar için uygun pozisyona getirilebilecek bir düzeneğe sahiptir. Böylece dedektörlere en az üç ayrı açıda pozisyon verilebilir.

Gantry üzerinde dedektörlerin ve gantry'nin hareket ve pozisyonunu gösteren sayısal göstergeler ile hasta pozisyonlarını izleyebilmek için persistans skop; acil durumlarda kullanılmak üzere durdurma düğmesi bulunur. Ayrıca, hasta pozisyonlarını kontrol etmek için kablolu uzaktan el kontrol ünitesi bulunur.

Gantry açık bir tasarıma sahip olmalıdır. Bu sayede hastanın kendi yatağıyla çekim yapılabilecek tekerlekli sandalyede bulunan veya özel durumu olan olağanüstü hastaların çekimleri rahatlıkla yapılabilir.

### **2.2.1.3. Tarayıcı Sistem**

Bu sistem, kolimatör ve dedektörlerden oluşur ve gantry ünitesiyle bağlantılıdır. Tarayıcı sistemin görevi, hastayı bir merkez eksen kabul ettiğimizde SPECT gamma kameranın dedektörü bu eksen etrafında dönerken her bir dönüş açısında hastanın görüntülenecek bölgesinden yayılan gamma fotonlarını algılamaktır. Kolimatörler ise organdan gelen gamma fotonlarını dedektöre yönlendirmek, bunun dışındaki gamma fotonları ile compton saçılmaya uğrayan gamma fotonlarını absorbe etmek ve görüntünün netliğini (rezolüsyonunu) artırmak amacıyla kullanılır. En çok kullanılan kolimatörler paralel delikli kolimatörlerdir.

#### **2.2.1.4. Foto Multiplayer Tüpler (PMT)**

Sintilasyon kristali tarafından çıkarılan sintilasyon fotonları; kristal ve PMT arasında bulunan ışık yönlendirici tabaka (optik tabaka) tarafından odaklanıp PMT'lerin girişinde bulunan fotokatoda çarptırılarak burada durdurulmaları neticesinde elektron kopmasına neden olurlar. Açığa çıkan serbest elektronlar PMT içerisindeki dynotlarda yüksek voltajın etkisiyle hızlandırılır. Dynotlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda serbest elektron açığa çıkaran yapıya sahiptir. Bu serbest elektronlar, PMT çıkışındaki anotta toplanarak bir elektrik sinyali oluşturur. Buna voltaj pulsu denir.

Günümüzde kullanılan gamma kameralarda PMT'lerin çoğu, altıgen şeklinde bir model ile dizilmişlerdir. PMT sayısı, 37, 55,61, 75 veya 91 olabilir.

PMT oluşan elektrik sinyali (votaj pulsu), düşük voltajlıdır. Bu düşük voltajlı elektrik sinyalini yükseltmek PMT ve amplifiyer arasındaki direnci uyumlu hale getirmek ve gelen sinyali amplifiyer tarafından en uygun şekilde alacak biçime sokmak amacıyla kullanılan devre elemanına, Preamplifiyer (**ön yükseltici**) denir.

#### **2.2.1.5. Amplifiyerler(Yükselteçler)**

En önemli görevi, preamplifiyerdan gelen milivolt seviyesindeki elektrik pulslarını volt seviyesine yükseltmektir. Ayrıca elektrik sinyalini yeniden şekillendirerek bu sinyallerin çakışmalarını önleyip gürültüyü (noise) azaltır.

#### **2.2.1.6. Pozisyonlama Elektronik Devreleri**

Organdan çıkan gamma fotonlarının yayılma noktası, ekranda organ görüntüsünü oluşturan noktalarla uyum içinde olmalıdır. İşte bu uyumun sağlanabilmesi amacıyla doğru pozisyon bilgilerinin girilmesi gerekir.

Pozisyonlamanın tüm dedektör düzeyinde yapılabilmesi için kristal merkezinin koordinat merkezi olarak alınıp X ve Y eksenleri belirlenir. X ve Y pozisyonlama sinyalleri ile sintilasyon merkezinin pozisyon bilgileri elde edilir. Z ise toplam sinyali ifade eder.

#### **2.2.1.7. Sinyal (Puls) Yükseklik Analizörü (PHA)**

Sinyal yükseklik analizörü (PHA), organdan yayılan ve orijinal pozisyon ve enerji bilgisi taşıyan gamma fotonlarının fotoelektrik etkileşme ile durdurulmasıyla elde edilen pikleri geçirir. Böylece elde edilecek görüntü meydana gelirken compton saçılması, kullanılan izotobun farklı enerjilerde foton yayması ve yanlış enerji ve pozisyon bilgileri taşıyan compton olayının etkisi büyük oranda kaldırılmış olur.

Gamma kamerada pencere genişliği seçimiyle sinyal yükseklik analizörünün hangi pencere aralığına karşı gelecek elektrik sinyallerini geçireceğini belirlemiş olur. Bu durum sonucunda, olumsuz etkenler engellenerek kaliteli görüntü elde edilir.

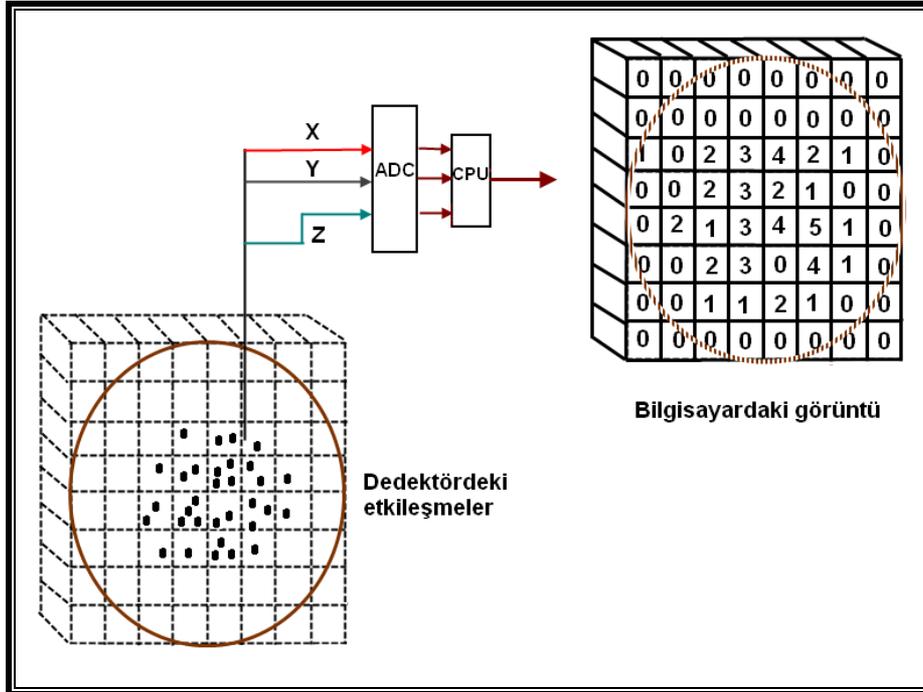
### 2.2.1.8. Bilgisayar Ünitesi

Bilgisayar ünitesi; ana bellek (main memory), merkezi işlemci (central processing unit-CPU) ve giriş-çıkış (input/output-I/O) kısımlarından oluşur. Tüm bu kısımlar birbirine veri yoluyla bağlıdır.

Burada önemli olan, kesit görüntülerinin en iyi kalite elde edilebilmesi için bilgilerin toplanması sırasında tüm parametrelerin dikkatli ve doğru olarak seçilmesi ve data girişinin yapılmasıdır. Bilgisayara girilen tüm ham verilere göre yapılan tarama işlemi neticesinde bilgisayarda analog sinyaller meydana gelir. Bu analog sinyaller merkezi işlemcide sayısal hale getirilir. Sürekli sinyalleri sayısal değerlere çeviren sistemlere, analog-sayısal çeviriciler (ADC) denir. ADC'ler çıkışlarında belirli sayıda bitten oluşan sayısal sinyaller oluşturur, örneğin, 12 bit ADC çıkışında her seferinde 12 bit ile gösterilen sayısal sinyaller oluşturulur. ADC'deki bit sayısı görüntü matrisinin boyutunu belirler. ADC çıkışında oluşan sayısal sinyaller, bilgisayar monitörüne görüntü olarak yansır. Kesitsel görüntülemelerde görüntünün çokluğu ve olduğunca dar açılarda alınması, görüntü kalitesini artırır.

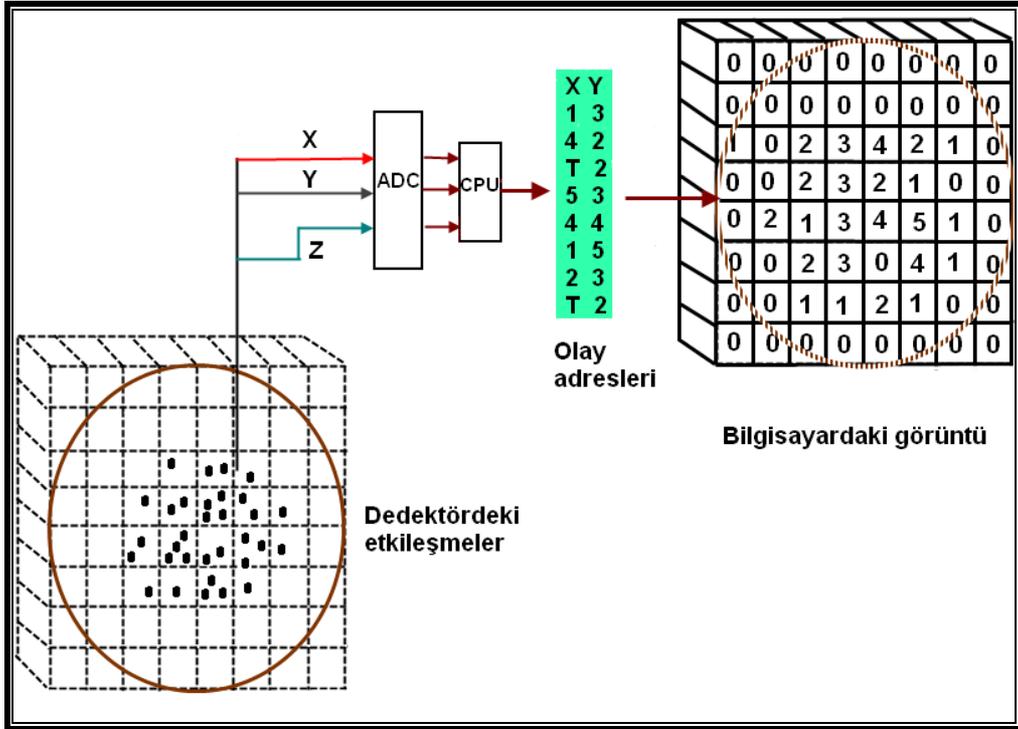
Bilgisayar, gamma kameradan gelen görüntüleri resim ya da liste modlarında toplar. Bu yöntemler statik, dinamik ya da tomografik görüntülemelerde kullanılabilir.

Resim modunda görüntülemelerde, bilgisayar tarafından önce, istenilen boyutta boş bir matris oluşturulur. Gamma kameradan gelen her bir x ve y sinyali için bu pozisyona karşı gelen pikseldeki sayımlar bir arttırılır. X ve y sinyallerinin ne zaman ADC'lerde işleneceği ve bilgisayarda piksel sayımının ne zaman arttırılacağı, bu pozisyon sinyallerine eşlik eden toplam z sinyali ile belirlenir (bk. Şekil 2.12).



Şekil 2.12: Bilgisayarda görüntünün resim modunda toplanması

Liste modunda görüntüleme ise sayısal hale getirilen x ve y pozisyon sinyallerinin değerleri, geliş sıralarına göre hafızaya liste şeklinde yazılır. Kalp çalışmalarında kullanılan ECG ve zaman bilgileri gibi işaretlerin bu listeye kayıt edilmesi mümkündür. Tüm işlemler bittikten sonra görüntü bilgisayar ekranında istenilen bir matris boyutunda elde edilir, bu sonuç liste modunun en önemli üstünlüğüdür. Resim modunda elde edilen görüntüyle aynı değerlerde liste modunda elde edilen görüntü bilgisayarda işgal ettiği hafıza bakımından değerlendirildiğinde, liste modu; resim moduna göre çok daha fazla hafıza ister. Bu durum ise liste modunun en önemli sorunudur (bk. Şekil 2.13).



Şekil 2.13: Bilgisayarda görüntünün liste modunda toplanması

Bilgisayarda görüntü oluşurken istenmeyen sinyaller (nois/gürültü), sistemin elektronik yapısından veya radyoaktivitenin oluşumundaki istatistiksel dalgalanmalardan meydana gelir. Ayrıca eksternal güç kaynaklarından, magnetik etkilerden, elektrostatik etkileşimlerden de meydana gelebilir. SPECT uygulamalarında faydalı sinyalleri korumak, gürültüye ait istenmeyen sinyalleri elemek gerekir. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyerek görüntünün kalitesini düşüren istenmeyen sinyalleri engelleyerek gürültüyü azaltma, görüntüdeki artefaktları kaldırma ve görüntü bulanıklığını düzeltme amacıyla çeşitli filtreler kullanılır.

Kullanılan filtre tipi görüntüsü oluşturulacak uygulamadaki ham datanın sayım yoğunluğuna göre seçilir. Bu filtreler yüksek geçirgen filtreler ramp (yokuş) filtre, orta geçirgen filtreler, barlett ve hamming, alçak geçirgen filtreler butterworth parzen şeklinde sınıflandırılır. (bk. Tablo 2.1).

Parzen	Bartlett	Hamming	Butterworth	Ramp
Düşük gürültü				Yüksek gürültü
Düşük rezolüsyon				Yüksek rezolüsyon
Görüntü yumuşaklığı				Dijital imaj

Tablo 2.1: Filtrelerin görüntüleme parametrelerine göre dizilimi

- **Ramp (yokuş) filtre:** En yüksek görüntü rezolüsyonu sağlamalarına rağmen en yüksekte gürültü etkisi oluşturur. Rekonstrüksiyondan sonra görüntü kontrastı artar, fakat beraberinde ring (halka) artefaktları meydana getirir. Bundan dolayı rutin SPECT görüntü oluşturmada ramp filtreyi tek başına kullanmak doğru değildir.
- **Bartlett ve Hamming filtre:** Ham datadaki gürültü etkisinin sebep olduğu istatistik dalgalanmaları azaltmak amacıyla yumuşama etkisinin az olduğu durumlarda tercih edilir. Thalyum, kemik ve galyum görüntülenmesinde kullanılır.
- **Butterworth filtre:** SPECT görüntü oluşturmada en sık kullanılan filtrelerdir. Görüntülerde kenar keskinliği ve yumuşama etkisi arasında dengeyi iyi sağlar. Kalp, beyin, karaciğer ve akciğer görüntülerinin oluşturulmasında sıklıkla kullanılır. SPECT filtreleri arasında, çok yönlü kullanıma sahip en uygun filtredir.
- **Parzen filtre:** Ramp filtrenin karşıtıdır. Rezolüsyonu en düşük olup gürültü oranı da çok düşüktür. Parzen filtre kullanılan imajlar çok fazla yumuşatıldığından görüntü içindeki lezyonlar maskelenmiş olur.

### 2.2.1.9. SPECT'te Görüntü Kalitesini Etkileyen Parametreler

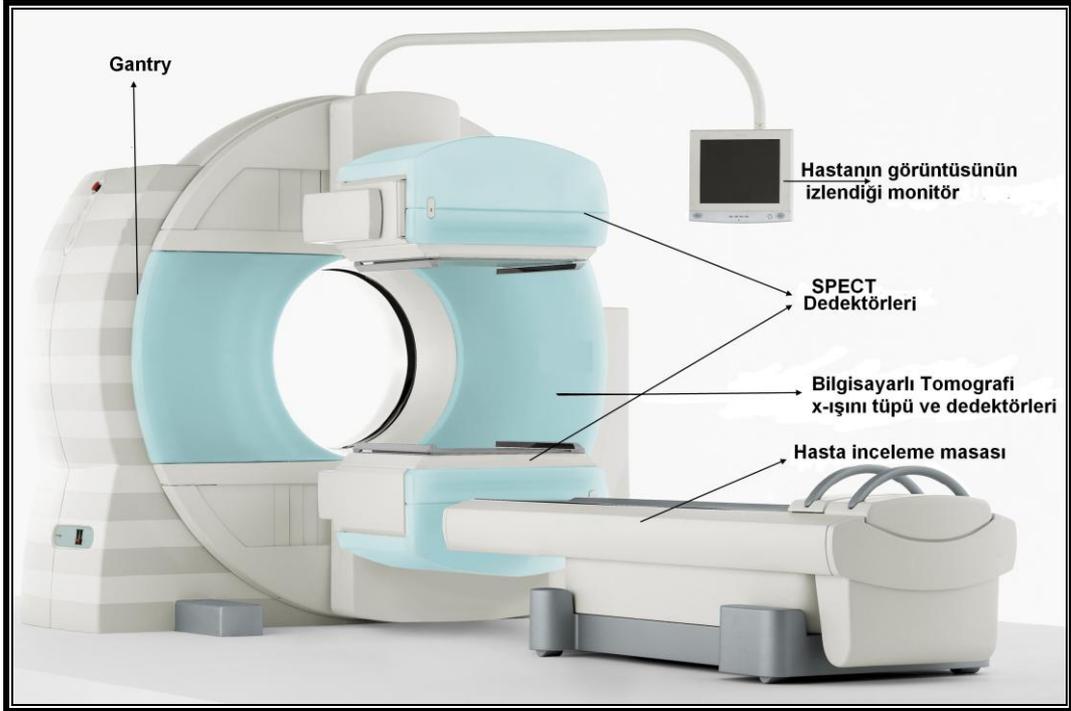
SPECT uygulamalarında görüntünün kalitesini etkileyen parametreler fiziksel, matematiksel, fizyolojik ve Gamma kamera – kolimatör sisteminden kaynaklanan durum başlıkları altında ele alınır.

- **Fiziksel Nedenler**
  - Gamma ışınlarının azalım problemi
  - Saçılan fotonlar
  - Gürültü
  - Sistem rezolüsyonu
- **Matematiksel Nedenler**
  - Kullanılan filtre ve cut off ( $f_c$ ) frekansı

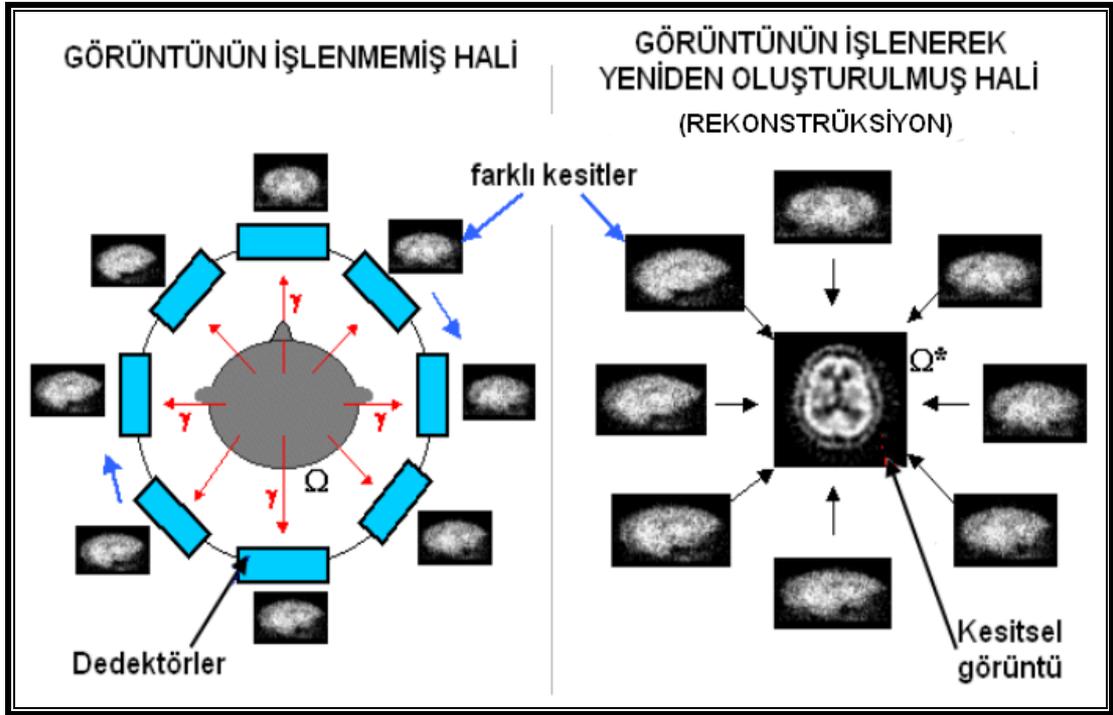
- **Fizyolojik Nedenler**
  - Hasta hareketi
  - Radyoformasitiğin hastadaki zamana bağlı değişimi
  - Görüntülenecek organın bir bölümünün dedektörün görüş alanı dışında kalması
  
- **Gamma Kamera - Kolimatör Sisteminden Kaynaklanan Durum**
  - Sistem hassasiyeti
  - Sistem rezolüsyonu
  - Sistemin kalibrasyonu ve kalite kontrolü
  - Bölgesel hassasiyet hataları
  - Kolimatör etkinliğinin kolimatör yüzeyinden artan mesafe ile değişimi
  - Dönme merkezi ile ilgili hatalar
  - Homojenitedeki hatalar

#### 2.2.1.10. Görüntüleme Ünitesi

SPECT cihazlarında görüntüleme ünitesi, uygun yazılımla bilgisayar ünitesine bağlı en az 19 inç ve 1280x1024 rezolüsyona sahip renkli LCD monitördür. Bu görüntüleme üniteleri teknolojik gelişmeyle hızla yenilenmektedir. Görüntüleme ünitesi DICOM 3.0 uyumlu ve sağlık merkezlerinin ve hastanelerin PACS sistemlerine de görüntüleri arşivleme amacıyla bağlıdır. Monitör üzerindeki görüntü; DVD, CD veya kağıt, film üzerine de aktarılabilir.



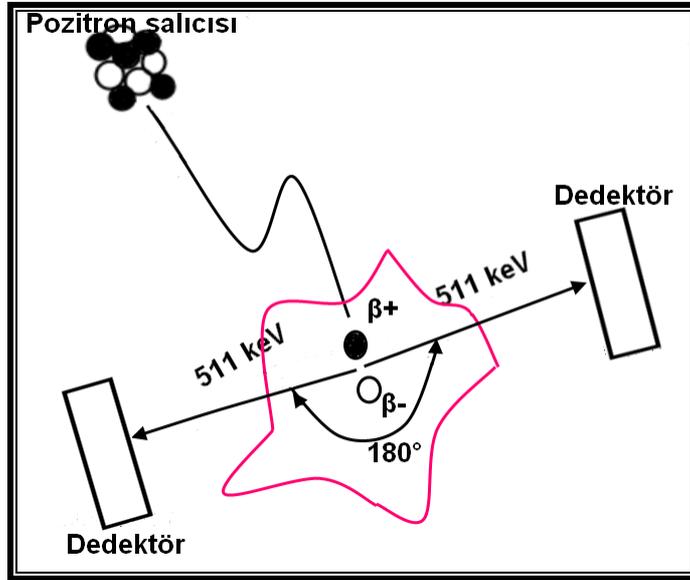
Resim2.2: SPECT/BT cihazı



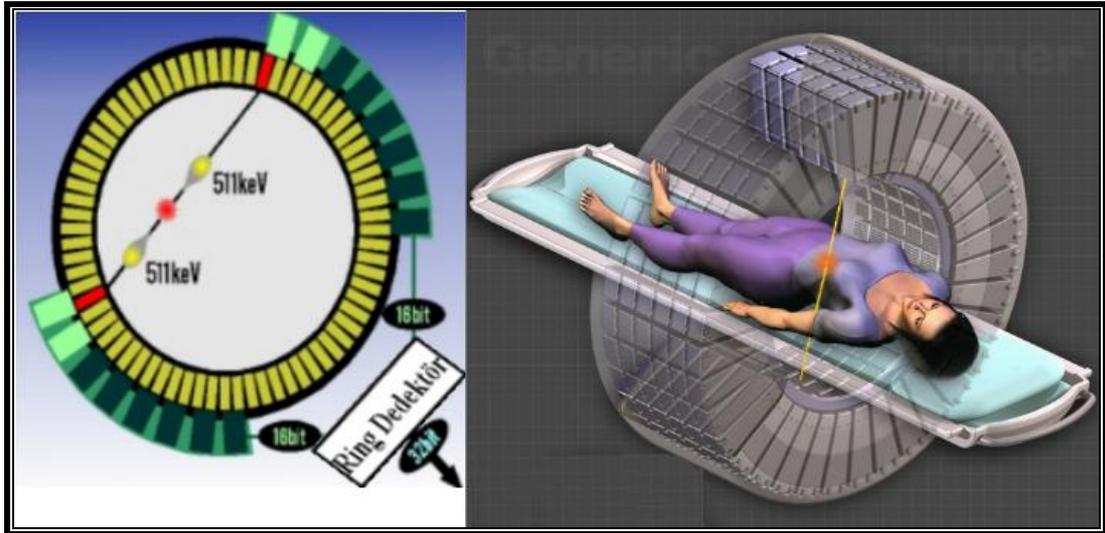
Şekil 2.14: SPECT cihazında görüntü oluşumu

### 2.2.2. PET Cihazları

PET/BT cihazı, Birleşik Pozitron Emisyon ve Bilgisayarlı Tomografi sistemi olarak da bilinir. SPECT tekniğinde tek doğrultuda yayılan gamma fotonu dedekte edilmekteyken, PET tekniğinde aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan fotonlar dedekte edilir. Hastaya, pozitron yayını yapan radyoizotoplar enjekte edilir. Pozitronlar, pozitif yüklü elektrondur ve yolu üzerindeki (-) yüklü elektronlar ile çarpışınca, kütlelerin enerjiye dönüşümü olayı meydana gelir. Çarpışan kütleler yok olurken 511 KeV enerjili anihilasyon fotonu birbiriyle  $180^\circ$  açı ile zıt yönlerde salınır. Bu olaya, anihilasyon; (yok olma) oluşan fotonlara da anihilasyon fotonları denir. Bu anihilasyon fotonları, dedektörlere çarparak sintilasyona dönüşür. Sintilasyonlar foto multipliyer tüplerde elektrik sinyaline dönüşür. Elektrik sinyalleri diğer elektronik devrelerde işlenerek görüntüye dönüştürülür. Anihilasyon fotonları, iki dedektör arasında “yanıt çizgisi” (Line of Responce-LOR) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkmıştır. PET tekniğinde, vücuda verilen pozitron kaynağı radyonükleidler anihilasyon olayı nedeniyle madde özelliğini kaybetmekteyken konvansiyonel sintigrafi ve SPECT tekniklerinde, vücuda verilen radyonükleidler biyolojik yarı ömür süresince etkin olarak vücutta kalmaktadır. Eş zaman sayım tekniği ile SPECT sistemlerindeki kolimatörler yerlerini, PET sistemlerinde “elektronik kolimasyonlara” bırakmışlardır (bk. Şekil 2.15, 2.16).



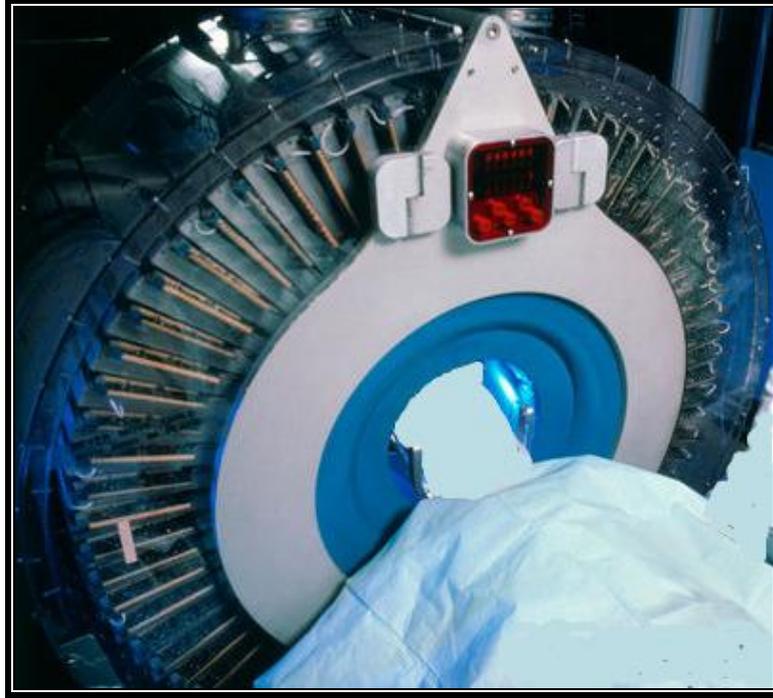
Şekil 2.15: Anihilasyon olayı



Şekil 2.16: PET cihazında anihilasyon fotonlarının dedektörlere çarpması

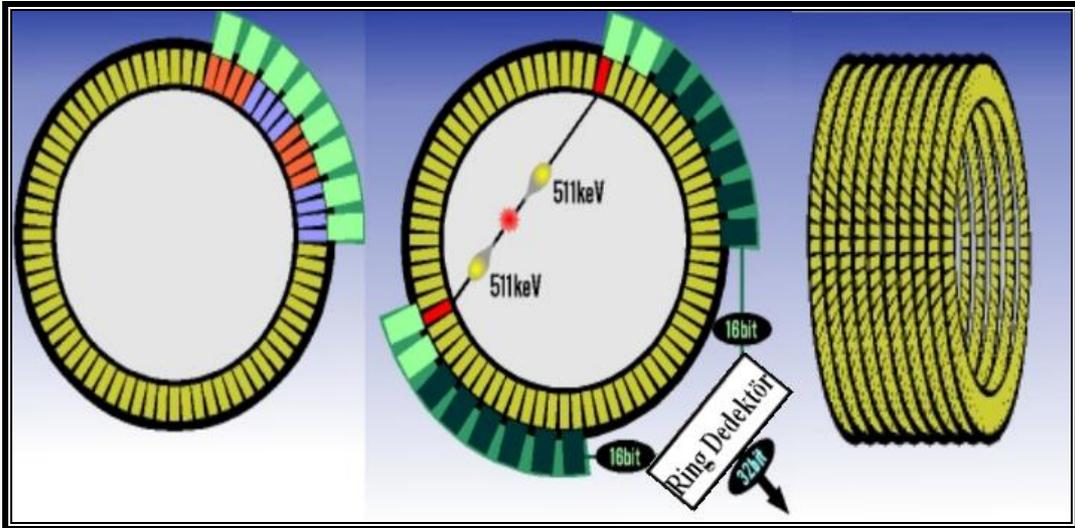
PET cihazları, hasta inceleme masası, tam halka şeklinde, ortasında 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında halka şeklinde dizilmiş dedektörlerin yer aldığı gantryden oluşan deteksiyon ünitesi, foto multipliyer tüpler (PMT), amplifiyer, elektronik devreler, sinyal yükseklik analizörü, bilgisayar ünitesi, görüntüleme ünitesinden oluşur.

PET cihazlarının farklı versiyonları olmasına karşın, genelde bir dizi dedektörün dairesel bir ringe yerleştirilmesiyle oluşturulmuş kombinasyonlar kullanılmaktadır.

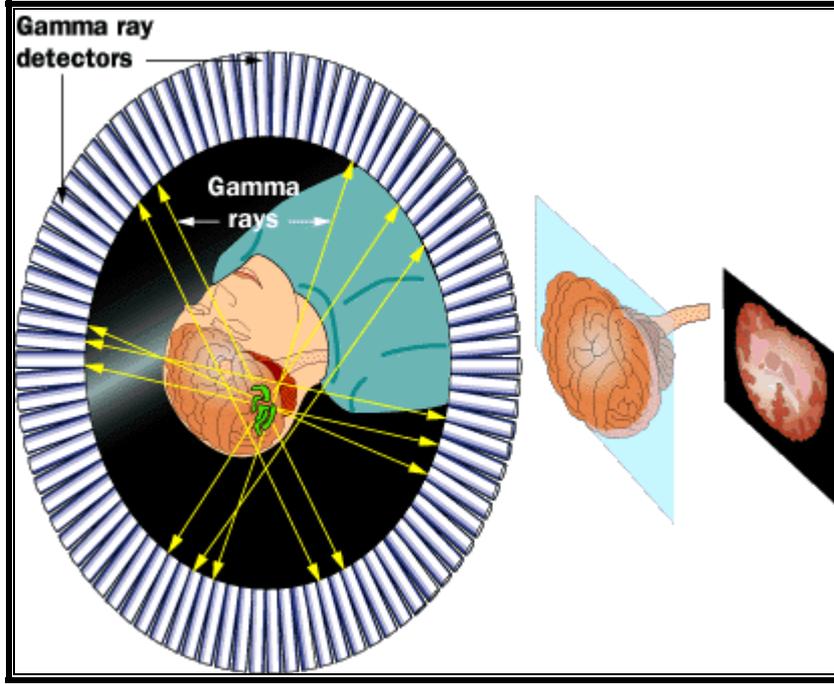


**Resim2.3: PET cihazı dairesel ringe yerleştirilmiş dedektörler**

Ring tasarımında her dedektör, karşılığında yer alan bir dizi dedektör ile eş zamanlı sayım yapabilir. Dedektör sayısı ringin çapına ve görüş alanını kesen LOR sayısına bağlıdır. Deteksiyon etkinliğinin artırılabilmesi için bir dizi ringler yan yana getirilmiş, ve aynı ring üzerindeki karşılıklı dedektörler arasındaki LOR'lara ilave olarak ringler arasındaki karşılıklı dedektörler içinde LOR'lar oluşturulmuştur. Böylelikle aynı anda aksiyal yönde birçok kesit bilgisinin elde edilmesi mümkün olmuştur (bk. Şekil 2.17, 2.18).



**Şekil 2.17: PET cihazı ring dedektör**



Şekil 2.18: PET cihazında kesitsel görüntü

### 2.2.2.1. İnceleme Masası

İnceleme masası, hastanın, üzerinde hareket ettirilmeden, vücudun tüm bölümlerinin dedektör ile incelemesinin yapıldığı masadır. Cihazların modeline göre geliştirilmiştir. Taraması yapılacak alanın durumuna göre gantry boşluğu içerisinde hareket edebilmektedir.

Hasta inceleme masası dayanıklı, ince maksimum 12 mm ve gamma ışınlarını en az şekilde engelleyen (atenu eden) ve yüzeyi kolay temizlenebilir özelliktedir. Tüm vücut çalışmalarında hasta masası hızı, yapılacak çalışmaya ve isteğe göre ayarlanır. Çocuk hastaların rahat görüntülenebilmesine olanak sağlar, Hasta yatağının hareketleri elektriksel olarak motorizedir. Yatak hareketleri, gerektiğinde, gantriden veya konsoldan manuel olarak kontrol edilir. Manuel veya otomatik olarak hareket eder, horizontal ve vertikal ekseninde hareket eder, dikey ve yatay olarak hareket eder. Ayrıca yatay ve dikey pozisyonlarının dijital gösterimi mevcuttur ve bunlar pozisyon vermenin kolay olması için kullanıcı kontrollerine yakın bulunur. Hasta yatağı veya gantri üzerinde, acil durumlarda kullanılmak üzere acil durum düğmeleri yer alır.

Hasta inceleme masasında, baş sabitleyici (Head holder), kol ve diz destekleyicisi (Arm rest), hasta pozisyonlandırma aksesuarları ve çeşitli hasta bağları, katater tutucular, pediatrik sabitleyiciler, hasta yerleşimini kontrol etmek için lazer kaynakları ve benzeri tüm standart ve opsiyonel aksesuarlar yer almaktadır. Masa, kilolu hastaları taşıyabilecek şekilde yapılmıştır. Taşıma kapasitesi en az 150 kg dır. Hasta inceleme masası ile birlikte, bir adet "radyoterapi planlama masa üstü paleti" yer alır.

### 2.2.2.2. Deteksiyon Ünitesi

Dedeksiyon ünitesi, hastanın vücudundan yayılan gamma fotonlarını algılayan ünitedir. Gantry ve sintilasyon dedektörlerinden oluşur.

#### ➤ Gantry (kasnak)

Gantrye görüntüleme ve dedektör pozisyonlama kontrol birimi de denir. Tünel şeklinde dairesel bir yapıya sahiptir, sintilasyon dedektörleri bu tünelin iç çevresinde sıralanmıştır ve hasta çevresinde 180°-360° dönüş hareketi sağlar.

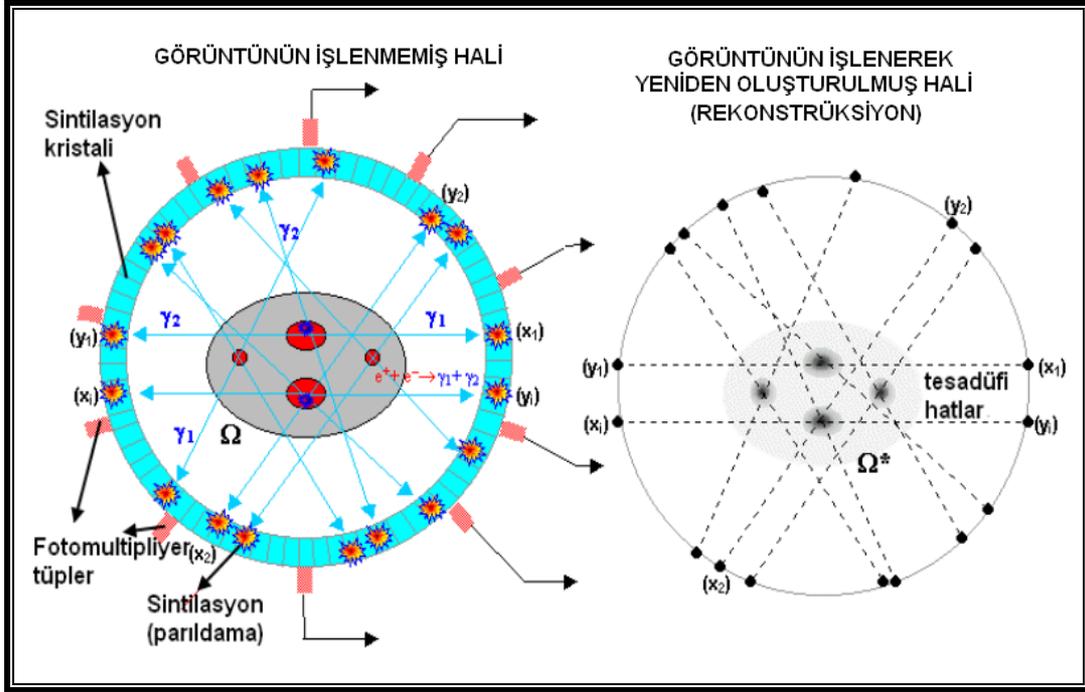
Gantry üzerinde dedektörlerin ve gantry'nin hareket ve pozisyonunu gösteren sayısal göstergeler ile hasta pozisyonlarını izleyebilmek için persistans skop; acil durumlarda kullanılmak üzere durdurma düğmesi bulunmaktadır. Ayrıca hasta pozisyonlarını kontrol etmek için kablolu uzaktan el kontrol ünitesi bulunur.

Gantry, açık bir tasarıma sahip olmalıdır. Bu sayede hastanın kendi yatağıyla çekim yapılabilecek tekerlekli sandalyede bulunan veya özel durumu olan olağanüstü hastaların çekimleri rahatlıkla yapılabilir.

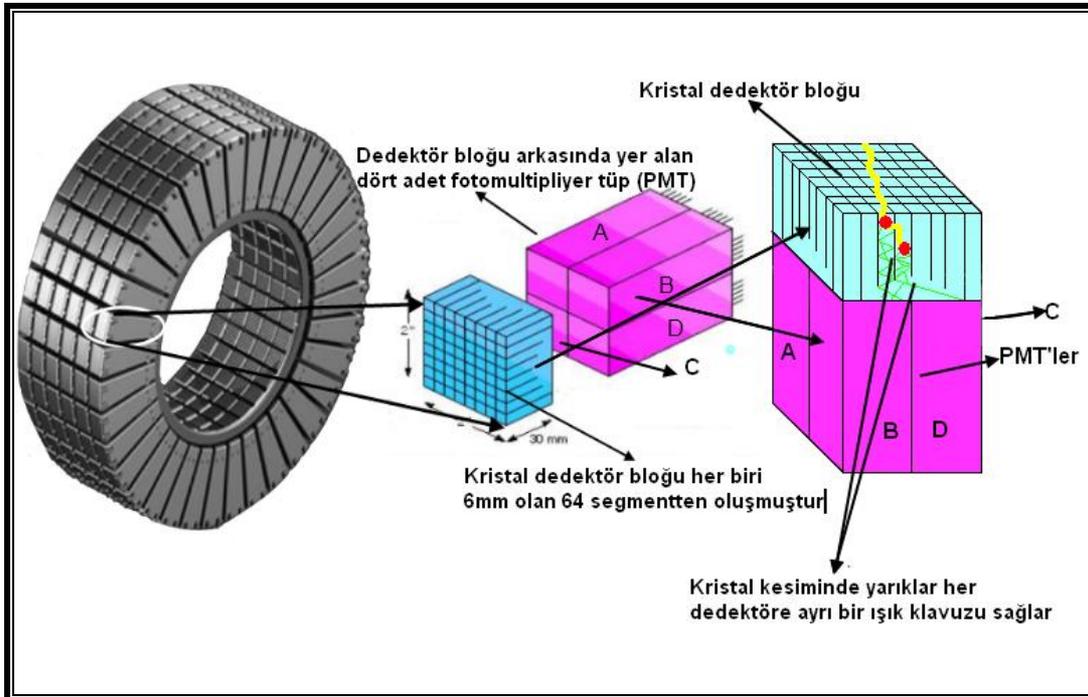
#### ➤ Sintilasyon Dedektörleri

PET cihazlarında, çok sayıda dedektör yer alır. Dedektörler genellikle sintilatörler, foto mültiplier tüpler ve foto diyotlar ile kullanılır. Hasta vücudundan 511 KeV enerjili anihilasyon fotonu birbiriyle 180° açı ile zıt yönlerde salınan iki gamma fotonu, aynı anda iki ayrı dedektör tarafından tek gamma fotonu gibi algılanır. Bu olaya, **elektronik deteksiyon** denir. PET cihazlarında zıt yönde salınan iki foton dışındaki ışınlar algılanmaz bu, sistemin elektronik kolimasyon sağlamasından dolayıdır. Bu nedenle ayrıca kolimatör kullanılması gerekmez.

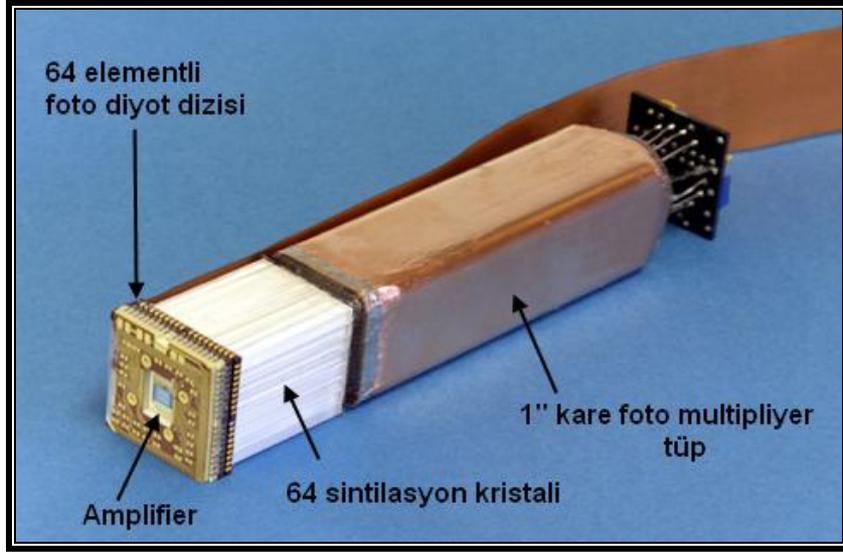
Aşağıdaki şekilde görülen her bir halka sırasında 36 dedektör bloğu (blok kristal) yer alır. Blok kristaller kendi içinde 8x8, 11x11 veya 13x13 parçaya ayrılmıştır. 36 dedektör bloğu, bir bloktada 8x8=64 kristali olan ve altı sıra halkadan oluşan bir PET cihazında 13824 adet kristal bulunur. Dedektör bloğu içerisinde yer alan kristal kesiminde yarıklar, her dedektöre ayrı bir ışık klavuzu sağlayacak şekilde oluşturulur. Böylece pozisyonlama işleminin hassasiyeti artırılmış olur. Her dedektör bloğunun arkasında 4 adet PMT yer alır. Dedektöre çarpan anihilasyon fotonları, sintilasyona dönüşür. Sintilasyonlar, PMT'lerde elektrik sinyaline dönüşür. Elektrik sinyalleri de diğer elektronik devrelerde sayısal veri olarak işlenerek görüntü oluşur (bk. Şekil 2.19, 2.20), (bk. Resim 2.19).



Şekil 2.19: PET cihazında görüntü oluşumu



Şekil 2.20: Tam halka(6 sıra) PET dedektörü



**Resim2.4: Tam halka(6 sıra) PET dedektörü**

PET cihazlarında yüksek enerjili fotonlar taranacağından sintilasyon kristali olarak atom numarası yüksek tarayıcılar tercih edilir. Bunlardan en çok tercih edileni, Bizmut Germanat Oksit (BGO) olmakla birlikte, Gadolinyum Silikat Oksit (GSO), Sodyum İyodür Nal(TI), Letesyum Silikat Oksit (LSO), Letesyum-Yitriyum Silikat Oksit (LYSO) kristalleride kullanılmaktadır.

Dedektör bloklarındaki sintilasyon kristallerini birbirinden ayırmak ve fotonlara kolimasyon sağlamak üzere, kurşun plakaların kullanıldığı PET cihazları 2D olarak adlandırılır. Dedektörler arasında kurşun plakaların bulunmadığı dizilim şekliyle oluşturulmuş olan versiyonuna da 3D adı verilir. 2D görüntülemeye rezolüsyon; 3D görüntülemeye göre daha iyidir. 3D üstünlüğü ise sayım verimi 2D göre; 10 kat daha fazla olmasıdır. Bilgisayar yazılım teknolojisinin gelişimi neticesinde 3D ile alınan görüntüler gürültü, tesadüfi ve saçılmış fotonlardan arındırılmakta böylece 4-5 mm'lik yapılar görülmekte ve sintigrafik ayrımlar yapılmaktadır.

Yeni jenerasyon PET cihazları BT (Bilgisayarlı tomografi) ile entegre olarak tarama işlevi yapmaktadırlar. Bu cihazlara, PET/BT denir. Bu cihazlarda, BT x-ışınları ile transmisyona olarak görüntüleme yapılır. Burada, PET görüntülemeye eş zamanlı olarak konvansiyonel BT görüntüleri de elde edilir. Böylece, eşdeğer PET ve BT kesitlerinde zıt kontrast veren renk kodlarının üst üste çakıştırılması ile PET/BT görüntüleri elde edilerek, PET görüntülerinde izlenen lezyonların çok daha etkin lokalizasyonu sağlanır. Hastanın görüntülenme süresi %50 kısalmaktadır. BT kullanılması sayesinde PET görüntüleri üzerinde anatomik lokalizasyon sağlanır, ayrıca atanüasyon düzeltilmesi yapılır.

### **2.2.2.5. Foto Multiplier Tüpler (PMT)**

Önce, sintilasyon kristali tarafından çıkarılan sintilasyon fotonları kristal ve PMT arasında bulunan ışık yönlendirici tabaka (optik tabaka) tarafından odaklanıp PMT'lerin girişinde bulunan fotokatoda çarptırılarak burada durdurulmaları neticesinde elektron kopmasına neden olur. Açığa çıkan serbest elektronlar PMT içerisindeki dynotlarda yüksek voltajın etkisiyle hızlandırılır. Dynotlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda serbest elektron açığa çıkaran yapıya sahiptir. Bu serbest elektronlar, PMT çıkışındaki anotta toplanarak bir elektrik sinyali oluşturur. Buna, voltaj pulsu denir.

PMT oluşan elektrik sinyali (votaj pulsu) düşük voltajlıdır. Bu düşük voltajlı elektrik sinyalini yükseltmek PMT ve amplifiyer arasındaki direnci uyumlu hale getirmek ve gelen sinyali amplifiyer tarafından en uygun şekilde alınacak biçime sokmak amacıyla kullanılan devre elemanına, Preamplifiyer (ön yükseltici) denir.

### **2.2.2.6. Amplifiyerler(Yükselteçler)**

Amplifiyerin en önemli görevi preamplifiyerden gelen milivolt seviyesindeki elektrik pulslarını volt seviyesine yükseltmektir; ayrıca elektrik sinyalini yeniden şekillendirerek bu sinyallerin çakışmalarını önleyip gürültüyü azaltır.

### **2.2.2.7. Elektronik Devreler**

Organdan çıkan gamma fotonlarının yayılma noktası, ekranda organ görüntüsünü oluşturan noktalarla uyum içinde olmalıdır. İşte bu uyumun sağlanabilmesi amacıyla doğru pozisyon bilgilerinin girilmesi gerekir.

Pozisyonlamanın tüm dedektör düzeyinde yapılabilmesi için, kristal merkezinin koordinat merkezi olarak alınıp X ve Y eksenleri belirlenir. X ve Y pozisyonlama sinyalleri ile sintilasyon merkezinin pozisyon bilgileri elde edilir. Z ise toplam sinyali ifade eder.

### **2.2.2.8. Sinyal Yükseklik Analizörü (PHA)**

Sinyal Yükseklik Analizörü (PHA) organdan yayılan ve orijinal pozisyon ve enerji bilgisi taşıyan gamma fotonlarının fotoelektrik etkileşme ile durdurulmasıyla elde edilen pikleri geçirir. Böylece elde edilecek görüntü meydana gelirken compton saçılması, kullanılan izotobun farklı enerjilerde foton yayması ve yanlış enerji ve pozisyon bilgileri taşıyan compton olayının etkisi büyük oranda kaldırılmış olur.

Gamma kamerada pencere genişliği seçimiyle, Sinyal Yükseklik Analizörünün hangi pencere aralığına karşı gelecek elektrik sinyallerini geçireceğini belirlenmiş olur. Bu durum sonucunda olumsuz etkenler engellenerek kaliteli görüntü elde edilir.

### 2.2.2.9. Bilgisayar Ünitesi

Tüm dijital görüntüleme sistemlerinde olduğu gibi, bilgisayara girilen tüm ham verilere göre yapılan tarama işlemi neticesinde bilgisayarda analog sinyaller meydana gelmesi sonucu, bu analog sinyaller merkezi işlemcide sayısal hale getirilerek görüntü oluşturulduğu ünitedir.

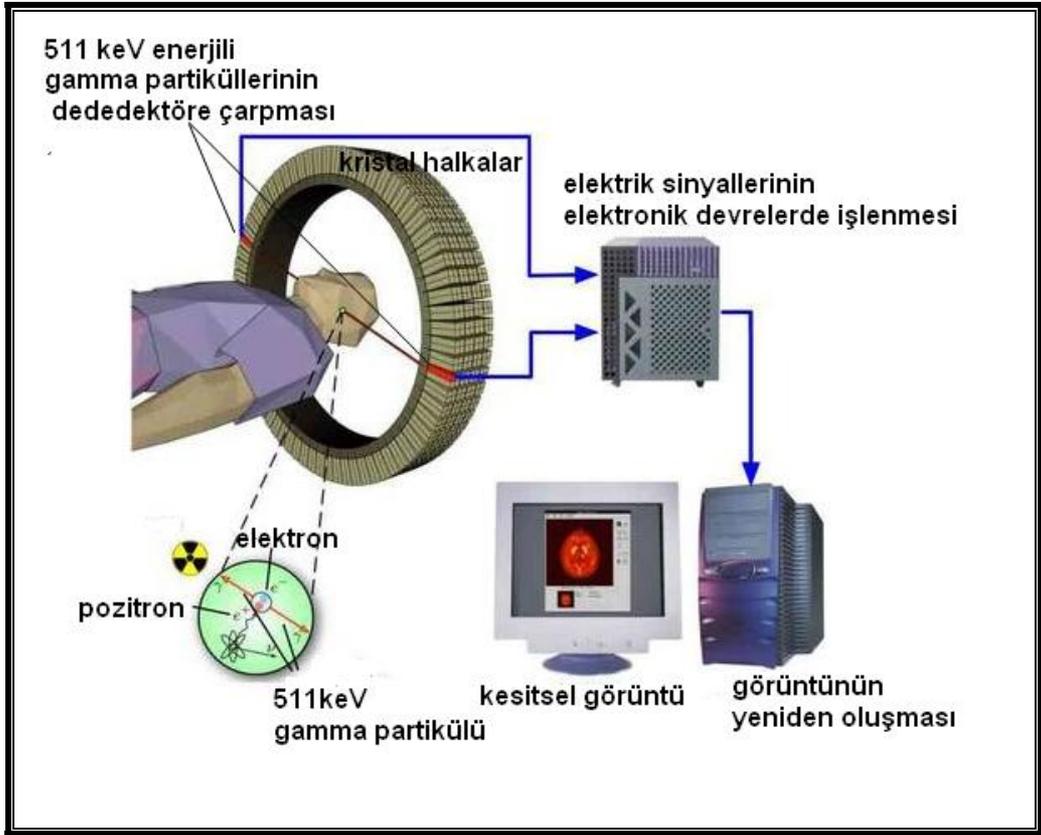
Bilgisayar ünitesinde veri toplama (statik, dinamik, kardiyak, gatng, 3D), yeniden yapılandırma (reconstruction), yeniden formatlama (reformatting), görüntüleme işlemleri yapılmaktadır (bk. Şekil 2.18).

### 2.2.2.10. Görüntüleme Ünitesi

PET cihazlarında görüntüleme ünitesi, uygun yazılımla bilgisayar ünitesine bağlı en az 17 inç ve 1280x1024 rezolüsyona sahip renkli LCD monitördür. Bu görüntüleme üniteleri, teknolojik gelişmeyle hızla yenilenmektedir. Görüntüleme ünitesi DICOM 3.0 uyumlu ve sağlık merkezlerinin ve hastanelerin PACS sistemlerine de görüntüleri arşivleme amacıyla bağlıdır. Monitör üzerindeki görüntü DVD, CD veya kağıt, film üzerine de aktarılabilir (bk. Şekil 2.21).



**Resim2.5: PET /BT cihazı**



Şekil 2.21: PET cihazında görüntü oluşumu

## UYGULAMA FAALİYETİ

Gamma Kamera, SPECT, PET cihazları ile ilgili temel bilgileri kavrayınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
➤ Gamma kamera cihazlarının ana ünite ve elemanlarını ayırt ediniz.	➤ Resim 2.1, Şekil 2.1 inceleyebilirsiniz. Çeşitli kaynaklardan (internet, kitap, vb.) araştırma yapabilirsiniz.
➤ Kolimatörlerin tanımı ve genel yapısını kavrayınız.	➤ İnternette çeşitli kaynaklardan (internet, kitap, vb.) araştırma yapabilirsiniz.
➤ Kolimatör çeşitlerini sıralayınız.	➤ Şekil 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.5, 2.6 inceleyebilirsiniz. Çeşitli kaynaklardan (internet, kitap, vb.) araştırma yapabilirsiniz.
➤ SPECT cihazlarının ana ünitelerini ve elemanlarını ayırt ediniz.	➤ Çeşitli kaynaklardan (internet, kitap, vb.) araştırma yapabilirsiniz. Nükleer Tıp ünitelerinde SPECT cihazlarını inceleyebilirsiniz.
➤ PET cihazları ana ünite ve elemanlarını ayırt ediniz.	➤ Çeşitli kaynaklardan (internet, kitap, vb.) araştırma yapabilirsiniz. Nükleer Tıp ünitelerinde PET cihazlarını inceleyebilirsiniz.

## ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyunuz ve doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Gamma kamera cihazlarının ana ünite ve elemanları arasında, aşağıdakilerden hangisi yer almaz?  
A) Kolimatörler  
B) Sintilasyon Kristali  
C) Pozisyonlama Elektronik Devreleri  
D) Sinyal Yükseklik Analizörü  
E) Gantry
2. İçi boş koni şeklinde yapılmış olan kolimatör çeşidi, aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Çok delikli kolimatör  
B) Pinhol kolimatör  
C) Diverjan kolimatör  
D) Konverjen kolimatör  
E) Fan beam kolimatör
3. Gamma kamera cihazında, milivolt seviyesindeki elektrik pulslarını volt seviyesine yükseltme görevini aşağıdakilerden hangisi yapar?  
A) Preamplifiyer  
B) Dynot  
C) Sintilasyon kristali  
D) Amplifiyer  
E) Pozisyonlama elektronik devreleri
4. SPECT sistemlerinde dedektörleri, yapılmakta olan tüm çalışmalar için uygun pozisyona getirilebilecek bir düzeneğe sahip olan ana ünite elamanı aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Hasta inceleme masası  
B) Tarayıcı sistem  
C) Gantry  
D) Görüntüleme ünitesi  
E) Kolimatörler
5. Aynı anda, aynı yerde oluşan ve zıt doğrultuda yayılan anihilasyon fotonları dedekte edilerek görüntünün oluşması, aşağıdaki cihazlardan hangisinde gerçekleşir?  
A) PET cihazında  
B) SPECT cihazında  
C) MR cihazında  
D) Röntgen cihazında  
E) Ultrason cihazında

## DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

# MODÜL DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyunuz ve doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Gamma kamera cihazında kolimatör nerede yer alır?  
A) Foto multipliyer tüpün ön tarafında  
B) Foto multipliyer tüpün arka tarafında  
C) Sintilasyon kristalinin arka tarafında  
D) Sintilasyon kristalinin ön tarafında  
E) Hasta masasının içinde
2. Kolimatörlerin kullanım amacı arasında, aşağıdakilerden hangisi yer almaz?  
A) Organdan gelen gamma ışınlarını durdurmak  
B) Organdan gelen gamma ışınlarını dedektöre yönlendirmek  
C) Compton saçılmaya uğrayan gamma ışınlarını absorbe etmek  
D) Görüntünün rezolüsyonunu artırmak  
E) Organdan gelen gamma ışını dışındaki gamma ışınlarını dedektöre yönlendirmek
3. Kamera çapından daha büyük organların (örneğin akciğer gibi) görüntülenmesinde kullanılan kolimatör çeşidi aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Pinhol kolimatör  
B) Diverjan kolimatör  
C) Konverjen kolimatör  
D) Fan beam kolimatör  
E) Cone beam kolimatör
4. Küçük objelerin görüntülerinin büyütülerek alınmasına olanak sağlayan kolimatör çeşidi aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Fan beam kolimatör  
B) Paralel delikli düz aralıklı kolimatör  
C) Diverjan kolimatör  
D) Pinhol kolimatör  
E) Konverjen kolimatör
5. Foto multipliyer tüpte her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda serbest elektron çıkaran yapıya ne denir?  
A) Kolimatör  
B) Dynot  
C) Preamplifiyer  
D) Amplifiyer  
E) Sintilasyon kristali

6. PMT oluřan elektrik sinyali (votaj pulsu) dūřuk voltajlıdır. Bu dūřuk voltajlı elektrik sinyalini yūkseltmek PMT ve amplifiyer arasındaki direnci uyumlu hale getirmek ve gelen sinyali amplifiyer tarafından en uygun řekilde alınacak biçime sokmak amacıyla kullanılan devre elemanı, ařađıdakilerden hangisidir?  
A) Kristal  
B) Dynot  
C) Amplifiyer  
D) Preamplifiyer  
E) Pozisyonlama elektronik devreleri
7. En önemli görevi preamplifiyerden gelen milivolt seviyesindeki elektrik pulslarını volt seviyesine yūkseltmek olan devre elemanı, ařađıdakilerden hangisidir?  
A) Sintilasyon kristali  
B) Preamplifiyer  
C) Amplifiyer  
D) Dynot  
E) Pozisyonlama elektronik devreleri
8. Gama kamera, SPECT ve PET sistemlerinde Sinyal Yūkselik Analizōrū (PHA) organdan yayılan ve orijinal pozisyon ve enerji bilgisi tařıyan gamma fotonlarının fotoelektrik etkileřme ile durdurulmasıyla elde edilen pikleri geçiren devre elemanı, ařađıdakilerden hangisidir?  
A) Pozisyonlama elektronik devreleri  
B) Dynot  
C) Sintilasyon kristal  
D) Amplifiyer  
E) Sinyal yūkselik analizōrū (PHA)
9. Gama kamera, SPECT ve PET sistemlerinde “**Pencere genişliği**” seçimiyle hangi pencere aralığına karşı gelecek elektrik sinyallerini geçireceğini belirlenmiş olur. Bu durum, aşağıdakilerden hangisi tarafından sağlanır?  
A) Sinyal yūkselik analizōrū (PHA)  
B) Pozisyonlama elektronik devreleri  
C) Dynot  
D) Kolimatōrler  
E) Preamplifiyer
10. SPECT ve PET cihazlarında, hastanın ūzerinde hareket ettirilmeden, vūcudun tūm bōlūmlerinin dedektōr ile incelemesinin yapıldıđı ana ūnite elemanı ařađıdakilerden hangisidir?  
A) Tarayıcı sistem  
B) Gantry  
C) Gōrūntūleme ūnitesi  
D) Kolimatōrler  
E) Hasta inceleme masası

11. SPECT uygulamalarında, görüntü kalitesini olumsuz etkileyerek görüntünün kalitesini düşüren; istenmeyen sinyalleri engelleyerek gürültüyü azaltmak, görüntüdeki artefaktları kaldırmak ve görüntü bulanıklığını düzeltmek amacıyla aşağıdakilerden hangisi kullanılır?  
A) Filtre  
B) Dedektör  
C) Preamplifiyer  
D) Dynot  
E) Amplifiyer
12. SPECT uygulamalarında yüksek geçirgen olarak kullanılan filtre, aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Parzen  
B) Butterworth  
C) Barlett  
D) Hamming  
E) Ramp
13. SPECT görüntü oluşturmada en sık kullanılan filtreler, aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Parzen  
B) Barlett  
C) Butterworth  
D) Hamming  
E) Ramp
14. SPECT’te görüntü kalitesini etkileyen parametreler arasında, aşağıdakilerden hangisi yer almaz?  
A) Saçılan fotonlar  
B) Gürültü  
C) Sistem rezolüsyonu  
D) Hasta hareketi  
E) Hastanın yaşı
15. SPECT ve PET cihazlarında veri toplama (statik, dinamik,kardiyak, gatng,3D), yeniden yapılandırma (reconstruction), yeniden formatlama (reformatting), görüntüleme işlemlerinin yapıldığı ana ünite elemanı aşağıdakilerden hangisidir?  
A) Tarayıcı sistem  
B) Gantry  
C) Görüntüleme ünitesi  
D) Bilgisayar ünitesi  
E) Hasta inceleme masası

**Aşağıdaki cümlelerde verilen bilgiler doğru ise (D) yanlış (Y) yazınız.**

16. ( ) Anihilasyon fotonları iki dedektör arasında “yanıt çizgisi”(Line of Responce-LOR) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkmıştır.
17. ( ) Gürültü (nois), cihazların diğer kısımlarından gelen istenmeyen sinyallerdir.

18. ( ) İzotop, ayrı atom numarasına sahip ve kütle numaraları aynı elementlere denir.
19. ( ) Rezolüsyon, görüntü netliği, çözünürlüktür.
20. ( ) Nükleer tıpta çekilen filmler kesitsel olarak çekiliyorsa bu yöntem, planar yöntem denir.
21. ( ) Deteksiyon, gelen radyasyon etkisinin veya şiddetinin, sayısal veya görüntüsel olarak değerlendirilmesidir.
22. ( ) Rekonstrüksiyon, yeniden formatlamadır.
23. ( ) Reformating, yeniden yapılandırma dır.
24. ( ) Radyonüklid, çekirdeği kendiliğinden bozunmaya uğrayarak, bir veya birden çok İyonlaştırıcı radyasyon yayınlanan radyoaktif nitelikli atoma denir.

## DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki modüle geçmek için öğretmeninize başvurunuz.

# CEVAP ANAHTARLARI

## ÖĞRENME FAALİYETİ -1 CEVAP ANAHTARI

1	E
2	B
3	A
4	DOĞRU
5	DOĞRU

## ÖĞRENME FAALİYETİ -2 CEVAP ANAHTARI

1	E
2	B
3	D
4	C
5	A

## MODÜL DEĞERLENDİRME CEVAP ANAHTARI

1	D
2	A
3	B
4	E
5	B
6	D
7	C
8	E
9	A
10	B
11	A
12	E
13	C
14	E
15	D
16	DOĞRU
17	DOĞRU
18	YANLIŞ
19	DOĞRU
20	YANLIŞ
21	DOĞRU
22	YANLIŞ
23	YANLIŞ
24	DOĞRU

## KAYNAKÇA

- BOR Dođan, **Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Yöntemleri**, Bilim Yayıncılık, Ankara, 2009
- DEMİR Mustafa, **Nükleer Tıp Fiziđi ve Uygulamaları**, Bayrak Ofset Matbaacılık, İstanbul, 2008
- KUMAŞ Ahmet, **Radyasyon Fiziđi ve Tıbbi Uygulamaları**, Palme Yayın Dağıtım Pazarlama, Ankara, 2006
- AKİN Asım, **Temel Nükleer Tıp**, Ankara Üniversitesi Basım Evi, Ankara, 1981.
- GÖRPE Ali, Sema CANTEZ, **Pratik Nükleer Tıp**, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 1992.
- CHERRY Simon B., James A. SORENSON, Michael e. PHELPS, **Physics in Nuclear Medicine -3rd ed. philadelphia**, Pennsylvania, Copyright, 2003,
- ZİESSMAN Harvey A., Janis P. O'MALLEY, James H. THRALL, **Nuclear Medicine: the reguisites – 3id ed. Copyright**, 2006.
- <http://www-flc.desy.de/pet/intro.php> erişim 11.08.2011
- <http://www.nuclearfields.com/collimators-designs.htm> erişim 18.08.2011
- <http://astronuklfyzika.sweb.cz/Scintigrafie.htm#2> erişim 18.08.2011