

RADYASYONUN DETEKSİYONU

- İyonize radyasyon elle tutulmaz, gözle görülmez. Bu kavramı somut ve ölçülebilir hale getirmenin yolu ise radyasyonun madde ile etkileşiminden yararlanarak, çeşitli maddelerde oluşturduğu etkileri değerlendirmek ve ölçmektir.
- Bu amaçla geliştirilmiş olan aygıtlara genel olarak **detektör** adı verilir. Detektörler niteliklerine ve kullanım amaçlarına göre değişiklik gösterirler.

- Detektörler çalışma prensiplerine göre genel olarak üçe ayrılırlar:
 1. Gaz doldurulmuş iyon odalı detektörler,
 2. Yarı iletken detektörler,
 3. Sıntilasyon detektörleri.

Gaz Doldurulmuş İyon Odalı Detektörler:

- Bu detektörler gaz ile doldurulmuş kapalı bir ortam şekildedirler. Kullanılan gaz genellikle argondur. Radyasyon, bir gaz volümü ile karşılaştığı zaman iyonizasyon oluşturur. İyon odacığı sisteminde altı farklı bölge ya da başka bir deyişle uygulanan voltaja göre altı ayrı yanıt şekli gözlenebilir.
- Nükleer Tip uygulamalarında kullanılan iyon odası tipi detektörler *iyonizasyon bölgesi* ve *Geiger-Müller bölgesinde* çalışan detektörlerdir. Bunlardan iyon odası bölgesinde çalışanlar **doz kalibratörleri** ve survey meter şeklindeki doz ölçer aygıtlardır. Radyasyonu detekte etmek için kullanılan duyarlı aygıtlar ise **Geiger-Müller** bölgesinde çalışırlar.

- **Doz Kalibratörleri:**
- Nükleer Tip uygulamalarında çok kullanılan kuyu tipi iyon odası detektörlerdir. Bu aygıtın dört temel bölümü vardır:
 - Odacık,
 - Yüksek voltaj güç kaynağı,
 - Bir elektrometre ve sayısal görüntü kısmı içeren sayım devresi,
 - Kalibrasyon devresi

- Tipik bir doz kalibratöründe radyasyon, odacık duvarından odacığa girer ve odacık içerisindeki gazla etkileşir.
- Odacık içerisindeki gaz çoğunlukla argon'dur ve iyonizasyon bölgesinde çalışan bir voltaj gerilimi etkisindedir.
- Radyasyonun gaz ile etkileşimi sonucunda oluşan pozitif ve negatif iyonlar kendilerine zıt elektron yükü bulunan elektrotlara doğru hareket ederler.
- Elektrometre adı verilen bir elektronik devre bu hareket sonucu oluşan akımı veya bir zaman biriminde oluşan total elektriksel yükü ölçer.

- Doz kalibratörleri **hastaya verilecek radyoaktif maddenin ölçümünde** kullanılırlar.
- Bu aygıtların enerji ayırt etme özellikleri yoktur.
- Değişik radyonüklidler için örnek aktivitesi ile iyonizasyon hızı arasındaki farklılık kalibrasyon devresi ile giderilir. Dolayısıyla ölçülecek her radyonüklid için bir kalibrasyon faktörü kullanmak gerekir



- **Geiger-Müller Sayacıları:** Nükleer Tip'ta kullanılan en yararlı ve portatif sayıcılardır. Herhangi bir şekil ve büyüklükte yapılabilirler. Kullanımları kolaydır. Temel olarak **tarama amacıyla düşük yoğunluklu radyasyonun ölçüm ve izlenmesinde** kullanılırlar.
- Bir Geiger-Müller sayacının ana üniteleri şunlardır:
 - Geiger-Müller tüpü
 - Elektronik devreler
 - Sayıcı ve kaydedici devreler



Geiger-Müller Sayacının Çalışması:

- Tüpün içine giren iyonlaştırıcı radyasyon, iyon çiftleri meydana getirir.
- Elektronlar pozitif yüklü orta tele (anoda), pozitif yüklü iyonlar da negatif yüklü silindire (katoda) doğru giderler.
- Bu olay sonucunda oluşan deşarj aletinde bir puls meydana getirir. Oluşan pulsler sayıcıda okunur.





Yarı İletken Detektörler:

- Gazlara oranla 2000-5000 kez daha yoğun özellikteki materyallerden yapılan yarı iletken detektörlerin x ve gama ışınına karşı çok daha fazla verimlilikleri ve durdurma güçleri vardır. Havada her 33 keV enerji bir iyonizasyon oluşurken, yarı iletken detektörlerde bu düzey 3 keV'e inmektedir.
- Dolayısıyla yarı iletken detektörler sadece radyasyonu çok iyi düzeyde absorbe etmekle kalmayıp, aynı zamanda gazlı detektörlerin on katı daha güçlü elektrik sinyali oluşturabilmekte ve böylece radyasyonu duyarlı olarak saptayabilmektedirler.
- Oda sıcaklığında işleyen başlıca yarı iletkenler: HgI, CdTe ve CdZnTe.
- En yaygın kullanım alanları cerrahi gama problemlerdir. Ayrıca son birkaç yıldır klinik kullanıma giren semisolid kameraların detektör materyali olarak kullanılmaktadırlar.



Sintilyasyon Detektörleri:

- Nükleer tıpta halen kullanılan aygıtların çoğunluğu sintilyasyon detektörü içermektedir. Radyasyon fotonunun ışık fotonu haline dönüşmesi olayına **sintilyasyon** adı verilir.
- Radyasyonu ile etkileştiği zaman sintilyasyon olayının gerçekleşmesine neden olan bir çok materyal (**sintilatör**) mevcuttur. Farklı tipteki materyaller, farklı tipteki radyasyonu detekte edebilecek uygunluktadır. Katı ve sıvı formdaki sintilatörler Nükleer Tıp'ta farklı uygulama alanı bulurlar:

- **Beta Sayıcılar:** Bu cihazlarda organik sintilatör bulunur ve genellikle beta sayımı için kullanılırlar.
- Organik sıvı maddelerin sintilatör olarak katı maddelere göre önemli bir üstünlüğü, radyoaktifitenin tarayıcıdaki sıvı hacmine tamamen nüfuz edebilmesi ve deteksiyon etkinliğinin artmasıdır.
- Bu nedenle H-3 ve C-14 gibi zayıf beta yayıcıları ve düşük enerjili X ve gama ışınlarının deteksiyonunda kullanılırlar.



- **Gama deteksiyonu** için katı kristal formundaki sintilatörler kullanılır.
- En yaygın olarak kullanılan materyal, **az miktarda Talyum karıştırılmış sodyum iyodür (NaI(Tl)) kristalleridir.**

- **NaI(Tl) kristalinin avantajları:**
- Gama ve X ışınlarını iyi absorbe eder.
- Yaklaşık 30 eV enerji absorpsiyonunda bir görünür ışık fotonu salar.
- Kendi sintilyasyonlarına karşı geçirgen olup, self-absorbsiyona sebep olmayan sintilyasyon kaybını en aza indirir.
- Kristal içinde absorbe ettiği radyasyon enerjisiyle orantılı sintilyasyon çıkarır. Bu nedenle enerji seçimli çalışmalarda kullanılabilir.
- **NaI(Tl) kristalinin dezavantajları:**
- Mekanik ve termal darbelerle karşı dayanıksız olup kolayca kırılabilir. Kristal açıkta bırakılırsa, bir saat içindeki 3-5 °C'lik sıcaklık değişikliklerinde çatlayabilir.
- NaI(Tl) kristali hidroscopik olup, nemli ortamlarda kaldığında kristal içinde sarı lekeler oluşur ki bu da kristalin verimini azaltır.

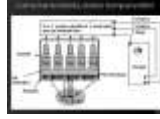
GAMA KAMERALAR ve ÇALIŞMA PRENSİPLERİ



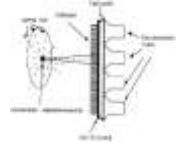
- Nükleer Tıpta görüntüleme sistemleri tetkik edilecek organa göre seçilen radyofarmasötigin hastaya verilmesi ve kaynak hale gelen organdan çıkan ışınların dedekte edilmesi prensibine göre çalışır. Görüntülemeye amaç hastaya asgari miktarda verilen radyoaktif maddenin etkin bir şekilde detekte edilmesi ve kalitesi olarak görüntülenmesidir.
- İlk görüntüleme sistemi olan lineer tarayıcılar, hastadaki izotop dağılımını hareket eden dedektörün organdan salınan ışınları nokta nokta dedekte etmesi prensibine göre çalışıyordu. Bütün organın taraması için gereken sürenin çok fazla olması ve mekanik zorluklar nedeniyle günümüzde yerini, Hal Anger tarafından geliştirilen gama kameralara bırakılmışlardır.

- Gama kameralar organın her noktasından salınan ışınların aynı anda kayıt edilmesiyle lineer tarayıcılara göre çok üstünlük sağlarlar.
- Organın çeşitli yerlerinden alınan ilave görüntüleri (anterior, posterior, lateral vs) teşhis doğruluğu sağlarlar.
- Gama kameraların diğer önemli bir üstünlüğü de, statik görüntüleme yanında bir organ veya damarsal yapıdaki izotop hareketinin zamana bağlı değişiminin görüntülenebildiği dinamik çalışmaların da yapılabilmesidir.

- Gama Kameralar genel olarak bir detektör, sinyal işleme ve kayıt ünitesinden oluşurlar.
- Organdan çıkan gama ışınları her yöne doğru hareket eder. Detektörün önünde bulunan kolimatör, sadece belli yönde gelen fotonların geçmesine izin verir.
- Kolimatörden geçen fotonlar NaI(Tl) kristalinde durdurularak sintilasyon fotonlarını meydana getirir.
- Kristal, genel olarak daire veya kare şeklindedir ve kristalin boyutu kameranın görüş alanını belirler.
- Bugün için genel olarak küçük kristal 25-30 cm çapında, en büyüğü ise 50 cm çapındadır. Kristalin kalınlığı ise 1/2 inch ve 1/4 inch arasındadır.



- Kristal üzerine carpan gama ışınları fotoelektrik ve Compton olayları ile durdururlar ve oluşan elektronlar kristal atomları ile etkileşerek iyonizasyon ve uyarmalar sonucu sintilasyon fotonları meydana gelir.
- Sintilasyon fotonları sayı olarak çok fazladır ancak enerjileri düşüktür.
- Kristal, yüksek enerjili bir fotonu çok sayıda alçak enerjideki fotonlara dönüştürme görevi yapar.



- Oluşan sintilasyon fotonları foton çoğaltıcı tüplerde (PMT) durdurulurlar.
- Birçok foton çoğaltıcı tüp, ön yüzeyi kolimatöre bağlanan kristalin arka yüzeyi üzerinde sıkı bir şekilde yerleştirilmiştir.
- Düşük enerjili sintilasyon fotonları tüp katotunda elektronlara dönüştürülür ve tüp çıkışında voltaj pulsları elde edilir.
- Bu pulslar kayıt ünitesinde görüntüyü meydana getirecek şekilde elektronik devrelerde işlenirler.



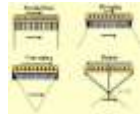
- Gama Kameralarda deteksiyon etkinliği yani görüntüyü meydana getiren foton sayısının kaynaktan salınan foton sayısına oranı,
- kullanılan radyoaktif maddenin aktivite ve enerjisine bağlıdır. Ayrıca kristal boyutlarına, kolimatör yapısına ve sistem elektroniklerine de bağlıdır.
- Ayrırma gücü veya rezolüsyonun yüksek olması gama kamerada aranan önemli bir özelliktir.
- Rezolüsyon, organda birbirine yakın ayrıntıların görüntüde ayrı ayrı detaylar olarak ne kadar elde edilebileceği demektir.
- Bu önemli parametre en fazla kolimatör tarafından etkilenir.

Kolimatör:

- Gama Kameralarda kolimatörler, organdan gelen ışınları detektöre yönlendirmek ve harici ışınları durdurmak amacıyla kullanılırlar.
- Kolimatörler kaynaktaki aktivite dağılımını kristale yansıtır.
- Kolimatör yapısında genellikle kurşun tercih edilir. Kurşun atom numarası yüksek olduğu için gama ışınlarını kolay absorbe eder.
- Kolimatör içinde ışınların geçişine izin veren delikler vardır. Delikler yuvarlak veya köşeli olabilir.
- Deliklerin arasındaki kalınlığa septa denir. Septa kalınlığı da kullanılan radyonüklidin enerjisine göre ince veya kalın olarak dizayn edilir.

Kolimatör Çeşitleri:

- Genel olarak kolimatörler çok kanallı ve tek delikli olmak üzere ikiye ayrılırlar.
- Çok kanallı olanlar kanalları birbirine paralel, birbirine yaklaşan (konverjan) ve uzaklaşan (diverjan) olmak üzere üç çeşittir.



- A) Pinhol Kolimatör:** Genellikle kurşundan yapılan koni şeklinde bir kolimatördür.
- Kaynaktan çıkan gama ışınları kolimatörün uç kısmında bulunan ufak bir delikten (pinholden) geçerek detektörde kristal yüzeyine düşerler.
- Pinhol objeye yaklaştıkça görüntü büyür, uzaklaştıkça görüntü küçülür.
- Oluşan görüntülerde sağ-sol tersliği vardır.
- Pinholün çapı 4-8 mm kadardır.
- Uzağsal rezolüsyonu iyi olup tiroid ve göz gibi küçük objelerin görüntülenmesinde kullanılır.



B) Paralel Delikli Kolimatörler:

- En çok kullanılan kolimatör tipidir. Birbirine paralel çok sayıda kanal içerir.
- Paralel kanalları birbirinden ayıran septaların kalınlıkları, görüntülenen radyonüklid gama enerjisini durdurmaya yetecek kalınlıkta seçilir.
- Kolimatör kanallarının boyu da önemlidir.
- Görüntülemeye başlamadan önce kolimatörün hastaya mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilmesi önemlidir.
- Çünkü kolimatör-hasta mesafesi açıldıkça, görüntülenmek istenen organın dışından gelen ışınların da detekte edilmesi sonucu görüntüde bulanıklık etkisi belirginleşir.

- Kanal uzunluğu, septa kalınlığı gibi kolimatörün yapılaş özelliklerine göre paralel hol kolimatörleri şu şekilde sınıflandırabiliriz:
- **Yüksek rezolüsyonlu kolimatörler:** Görüntüde uzaysal rezolüsyonun önemli olduğu durumlarda kullanılırlar. Bu kolimatör tipinde kanalların boyları uzun, deliklerin çapı dar yapılmıştır.
- **Yüksek sensitiviteli kolimatörler:** Kısa sürede yüksek sayım toplanmasının amaçlandığı özellikle dinamik çalışmalarda kullanılır. Bu kolimatör tipinde kanalların boyu kısa, deliklerin çapı geniş yapılmıştır.
- **Genel amaçlı kolimatörler:** Görüntülerde hem rezolüsyon hem de sayım veriminin yüksek olmasının istendiği durumlarda kullanılır. Bu kolimatörlerde kanalların boyları ve çapları diğer iki kolimatör tipi arasında bir değerde optimize edilmiştir.

- Gama Kameralar detektör sayısına bağlı olarak tek dedektör ve çift dedektörlü sistemler olmak üzere de sınıflandırılırlar.
- Günümüzde kullanılan gama kameraların büyük bir çoğunluğu çift dedektörlü sistem olarak tasarlanmıştır. Bu şekilde hasta çekim süresi kısaltmakta ve aynı anda hastaya ait farklı görüntüler alınabilmektedir.
- Yine günümüzde kullanılan gama kameraların büyük çoğunluğu tomografik görüntüleme yapabilmektedir. Bu yöntem **SPECT (single foton emisyon tomografisi)** adı verilmekte ve bu amaçla üretilen gama kameralar SPECT kamera olarak isimlendirilmektedir.

SPECT

- SPECT sistemlerinde detektör hastanın uzun eksenli etrafında döner. Bu dönüş, yapılan çalışma türüne göre 180 veya 360° olabilir.
- Bu dönüş sırasında belli aralıklarla detektör durarak statik görüntü alır.
- Açık aralıkları kullanıcı tarafından belirlenir. Detektörün her duruşu sırasında bilgi toplama süresi ise eşit olmalı ve çalışılan organ ile kullanılan radyonüklide göre seçilmelidir.
- Farklı açılardan (projeksiyonlardan) elde edilen görüntüler, sistem bilgisayarı tarafından rekonstrüksiyon işlemiyle tomografik kesitsel görüntülere dönüştürülür.



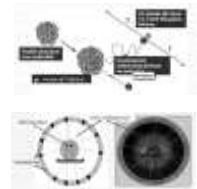
PET SİSTEMİ ve ÇALIŞMA PRENSİPLERİ



- Pozitron salıncıları tıbbi görüntülemeye ilk kullanımı 1950'li yıllara dayanmaktadır.
- Sweet ve Wren adlı iki araştırmacı kendi ekipleri ile birlikte birbirlerinden bağımsız olarak insan beyni görüntülerinin elde edildiği ilk tarayıcıları geliştirmişlerdir.
- Bu cihaz karşılıklı yerleştirilmiş iki adet NaI(Tl) tabanlı dedektörden oluşuyordu.
- 1962 yılında ise ilk çoklu dedektör sistemi geliştirilerek iki boyutlu görüntüleme yapılabilmıştır.
- Bilgisayar rekonstrüksiyon algoritmasının gelişmesine paralel olarak Michael E. Phelps tarafından ilk bilgisayar destekli PET (Pozitron Emisyon Tomografi) 1973'de geliştirilmiştir.

- NaI(Tl) dedektörleri tartışılmaz avantajlarına rağmen, 511 keV enerjili annihilasyon fotonlarını soğurmadaya yeterince etkin değildir.
- Bu nedenle 1975'de PET sistemlerinde bizmut germanat (BGO) kristal kullanılmaya başlanmıştır.
- Günümüzde PET tarayıcılarında sıklıkla LSO ve BGO kristalleri kullanılmaktadır.
- Bu yüzyılın başlarından itibaren de aynı anda hem metabolik hem anatomik görüntüler elde etme ve bu görüntüleri füzyon edebilmeye olanak sağlayan PET ve Bilgisayarlı Tomografinin (BT) aynı cihazda birleştirildiği hibrid cihazlar (PET/BT) kullanılmaya başlanmıştır.

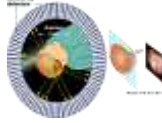
- Pozitron Emisyon Tomografisi 511 keV enerjili iki yönlü iki annihilasyon fotonunun deteksiyonu prensibine dayanan bir görüntüleme tekniğidir. İki annihilasyon fotonunun eşzamanlı olarak algılanması tek foton görüntülemeye kıyasla duyarlılığı artırır. Bu özelliği ile PET verileri doğru nitelik ve nicelik bilgileri taşır.
- Pozitron, pozitif yüklü elektrondur. Yolu üzerindeki bir elektronla çarpışınca kütle enerjisi döner ve 511 keV'lik iki annihilasyon fotonu birbirinden 180° açıyla çıkarılır. Bu olay annihilasyon olarak tanımlanır. Annihilasyon fotonlarının birbiri ile 180° açıyla çıktığı hat Line of Response olarak adlandırılır.



İki ve üç boyutlu veri toplama (2D, 3D):

- PET tarayıcılarda çok sayıda detektör vardır.
- Detektör bloklarındaki sınıtlayıcı kristallerini birbirinden ayırmak ve fotonlara kolimsasyon sağlamak üzere kurşun plakaların kullanıldığı PET sistemleri iki boyutlu (2D) olarak adlandırılır.
- Detektörler arasında kurşun plakaların bulunmadığı dizilim şeklinin oluşturduğu tekniğe de üç boyutlu (3D) adı verilmektedir.
- 3D görüntüleme sayım verisini 2D'ye göre 8-10 kat daha fazladır.
- Ancak 2D görüntüleme teorik olarak daha iyi rezolüsyon elde edilebilir.
- Günümüzde gelişmiş yazılımları olan bilgisayarlar aracılığı ile 3D ile alınan görüntüler, yeterince görüntü ve saçılmış fotonlardan ayrıştırılabilmektedir. Bu sayede 4-5 mm'lik yapıları görmek ve ayırmak mümkündür.

- Günümüzde tam halka şeklindeki PET tarayıcılar yaygın olarak kullanılmaktadır.
- Tam halka PET tarayıcı, ortada 60-70 cm çaplı bir tünel ile tünelin etrafında halka şeklinde dizilmiş detektörler ve elektronik ünitelerden oluşur.
- Hasta yatığı tünelin tam ortasına pozisyonlanır.
- Görüntüleme için hasta baş ya da ayak ucundan tünelin içine girer.
- Detektör halkalarının genişliğine ya da faydalı görüş alanı mesafesine bir *yatak pozisyonu* adı verilir.
- Hastanın görüntülenmesinin kaç yatağa yapılacağı bilgisayar aracılığı ile belirlenebilir.



- Modern PET tarayıcılarının deteksiyon ünitesi 15-20 cm'lik bir alanı görüntüleyebilmektedir.
- Bu görüş alanında beyin ve kalp gibi organlar bir kerede görüntülenebilirken daha uzun mesafedeki vücut bölümleri çoklu yatak pozisyonunda görüntülenebilir.
- Onkolojik çalışmalarda genellikle kafa tabanından yukluk ortasına kadar olan alanı taramak hedeflenir ve bu hastanın boyuna bağlı olarak 5-8 yatağa gerçekleştirilir.



- Yeni nesil PET tarayıcıları BT ile entegre olarak işlev görürler ve bu sistemlere PET/BT denir.
- Bu sistemde BT'nin X ışınları ile transmisyon görüntülemesi yapılır.
- X ışın huzmesi ile yapılan transmisyon sonucu PET görüntülemeye eş zamanlı ve eş pozisyonlu konvansiyonel BT görüntüleri de elde edilir.
- Eşdeğer PET ve BT kesitlerinin zıt kontrast veren renk kodlarında üst üste çakıştırılması ile PET-BT füzyon görüntüleri elde edilerek PET görüntülerinde izlenen lezyonların çok daha etkin lokalizasyonu sağlanır.
- BT'nin PET görüntüleri üzerinde iki önemli rolü vardır:
- Anatomik lokalizasyon sağlamak ve
- Atenuasyon düzeltilmesi yapmak

PET Radyonüklidleri:

- Kısa yarı ömürleri nedeniyle pozitron salan radyonüklidler kullanıldıkları merkezlere yakın yerlerde üretilirler.
- Bu radyonüklidler iki yolla elde edilirler: İki *nükleer jeneratör* kullanılır. Bu yöntemle elde edilen radyonüklidlerden en yaygın kullanılanı Rb-82'dir.
- Diğer yol ise *siklotron* kullanımıdır.
- Siklotronda, yüklü parçacıklar elektromanyetik alanda dairesel olarak hızlandırılır ve hedefteki kararlı izotoplara çarpıtılır.
- Böylece kararlı izotoplar, çekirdeklerindeki artan proton sayısı nedeniyle kararsız hale geçerler ve tekrar kararlı olana dek pozitron salımına başlarlar.
- Bu yöntemle de C-11, N-13, O-15 ve F-18 gibi yaygın kullanılan PET radyonüklidleri elde edilmektedir.

Yarı Ömür (T _{1/2})	Yarı Ömür (T _{1/2})	Yarı Ömür (T _{1/2})
11C	20.4	110
13N	10.0	161
15O	2.04	180
18F	110	203
82Rb	1.26	228
15O	2.04	244
11C	20.4	259

Günümüzde pozitron saçıcı olarak en çok kullanılan PET radyonüklidi F-18'dir. Tüm dünyada PET uygulamalarının büyük bir kısmında F-18 izaretili Florodeoksiglukoz (FDG) kullanılmaktadır.