



TIBBİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

2. Hafta

Nükleer tıpla ilgili temel kavramlar ve
Gama Kamerlar

Hazırlayan: Öğ. Gör. Sabri Uzuner

https://www.researchgate.net/profile/Sabri_Uzuner

MOTİVASYON

- **Nükleer tıpla sıklıkla karşılan kavramları tanıma**
- **Gama kameralar çalışma yapısı, özellikleri ve bileşenleri**

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.

<http://www.dokortv.com/video/sintigrafi-nedir>

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.

Compton Olayı: <https://www.youtube.com/watch?v=-0VVbi6YuE>



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

FOTON: Elektromanyetik dalgaların yapısını oluşturan yüksüz ve kütesiz enerji tanecikleridir.

POZİTRON: Pozitron (β^+), negatron (β^-) olarak da adlandırılan elektron ile aynı kütleyle sahip ancak elektrondan farklı olarak pozitif yüklü partiküller bir radyasyondur.

ANHİLASYON: Pozitron, ortamda elektronla etkileşerek yok olur. anihilasyon olayından sonra birbirine eşit enerjide ve 180 derecelik açıyla zıt yönde iki adet foton oluşur. 511 keV^{*} enerjili gama ışını oluşmuş olur.

LOR (LINE OF RESPONSE) : Nükleer tıp görüntüleme cihazlarında anihilasyon fotonlarının çıktığı iki detektör 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.



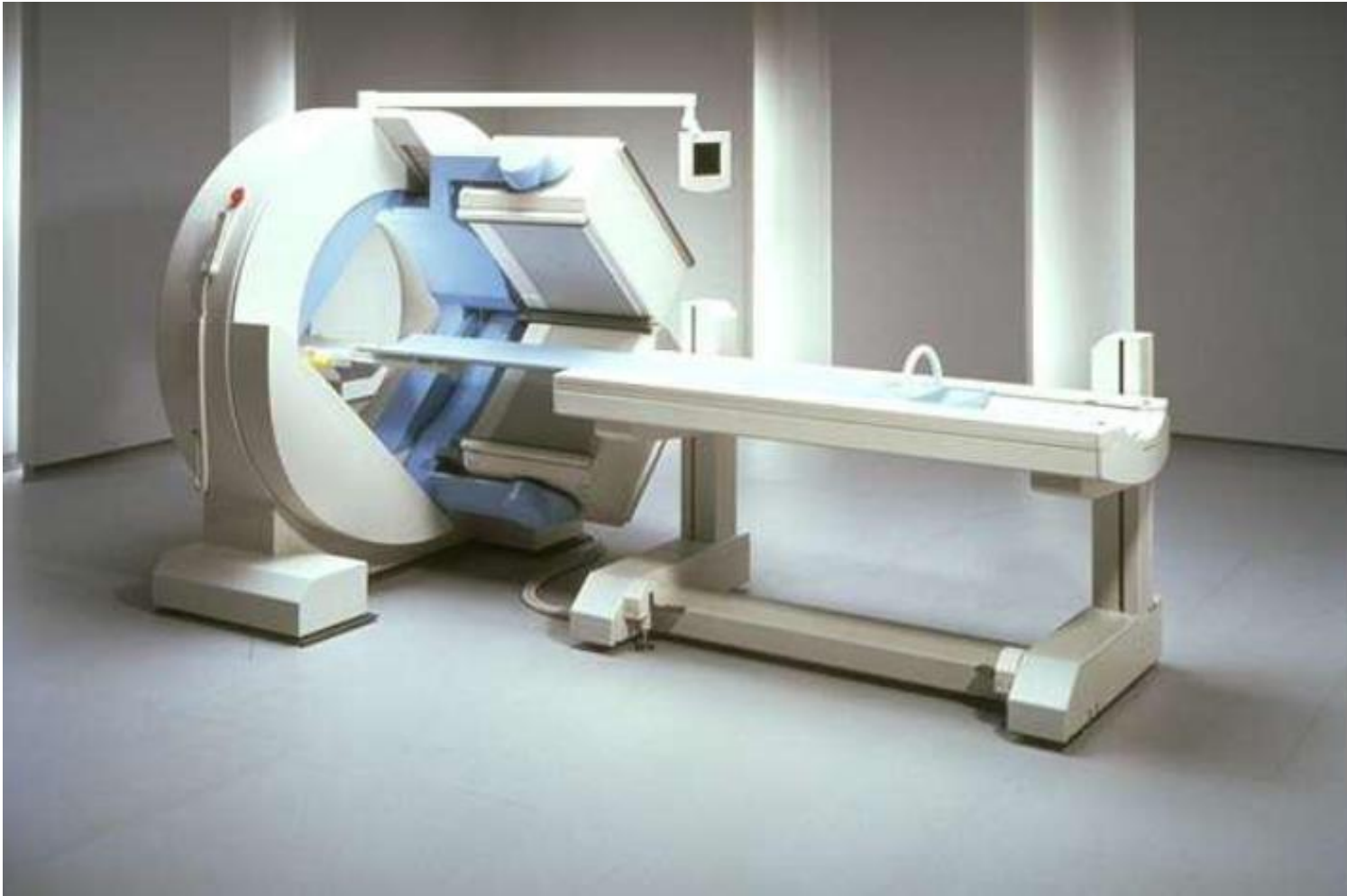
Gamma Kamera Cihazları ve Ana Ünite ve Elemanları

İlk gamma kamera, Hal Anger tarafından 1956 yılında icat edilmiştir. Bu Gamma Kameranın 10 cm çaplı, NaI (T1) kristali ve 7 adet foton çoğaltıcı tüpü PMT (Photomultiplier tubes) vardı. Bu icattan sonra bu kameralara Anger Kameralar da denilmiştir.

Hal Oscar Anger was an American electrical engineer and biophysicist at Donner Laboratory, University of California, Berkeley, known for his invention of the gamma camera. In all, Anger held 15 patents, many of them for work at the Ernest O. Lawrence Radiation Laboratory.

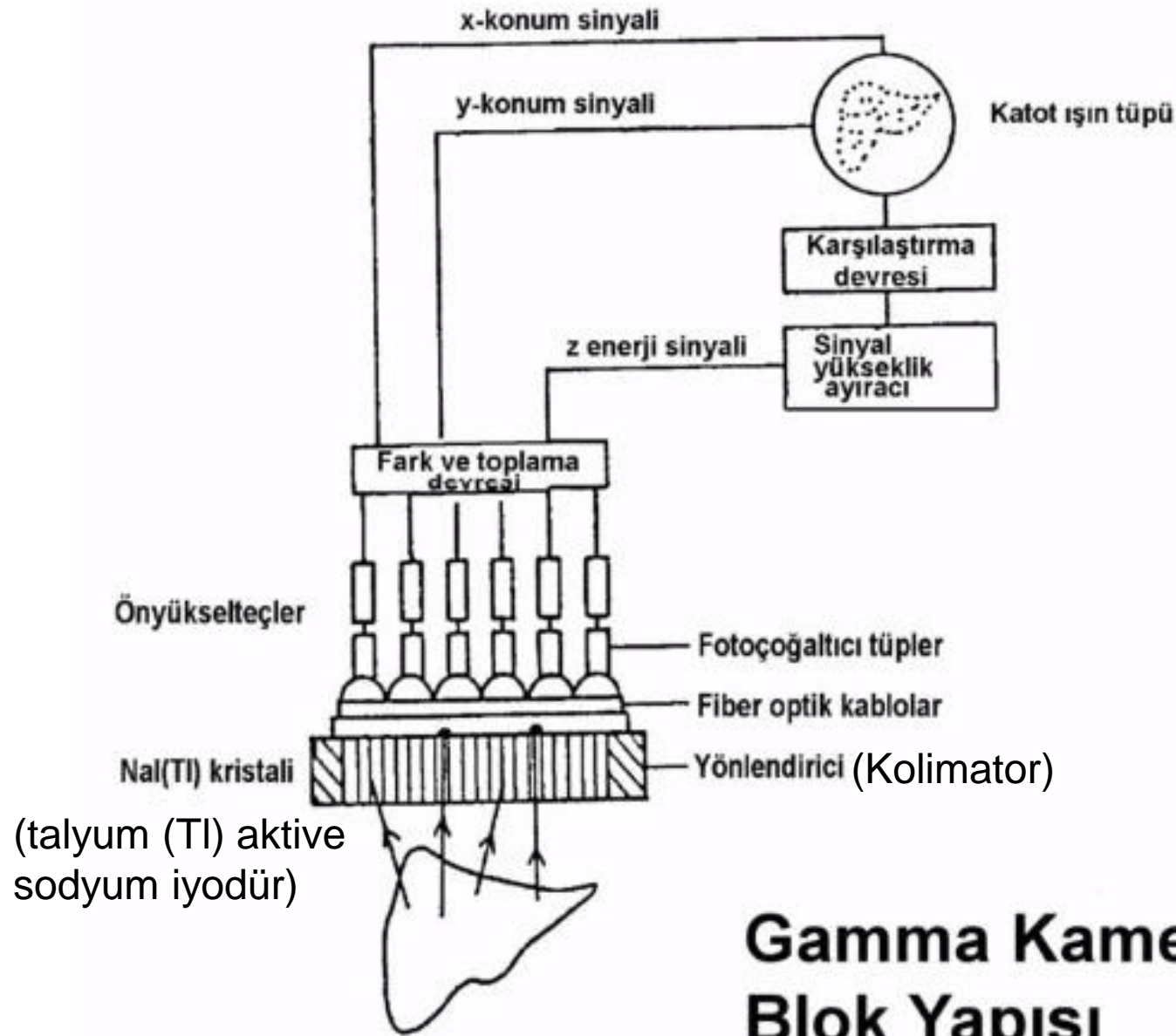
Kaynak: [Wikipedia](https://en.wikipedia.org/wiki/Hal_Anger)





Gamma Kamera



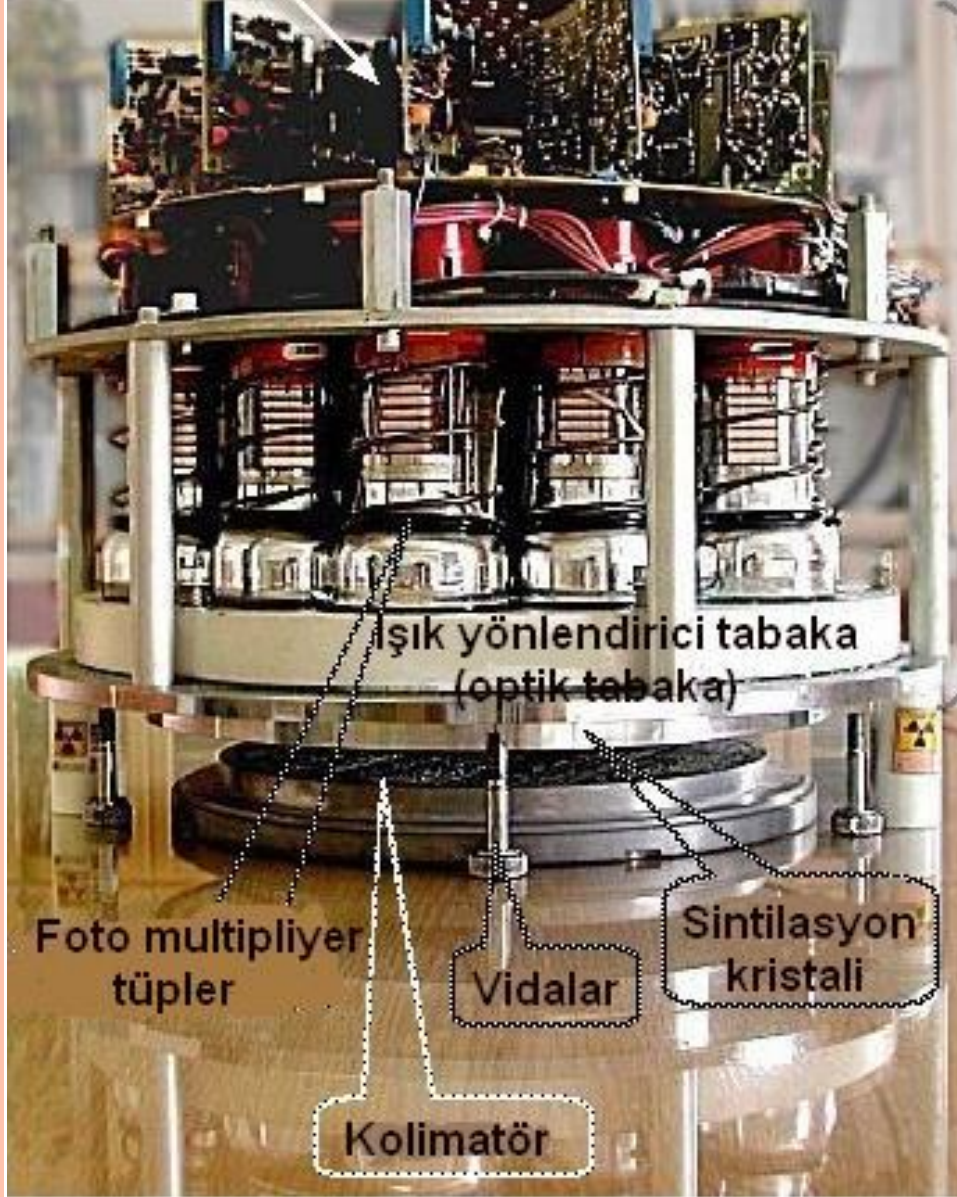


Gamma Kamera Blok Yapısı

Detaylı bilgi: <https://tiptamuhendislik.wordpress.com/2017/04/25/gama-kamera-ile-goruntuleme/>



Elektronik devreler



Gama kameralar



Gama Kamera cihazı Ana ünite ve elemanları

Gama kameralar ile statik görüntüleme ve bir organ ya da damarsal yapıdaki izotop hareketinin zamana bağlı değişimlerinin görüntülediği dinamik çalışmalar yapılır.

Gama kameralar genel olarak bir dedektör ile sinyal işleme ve kayıt ünitelerinden oluşurlar. Kaynak hale getirilen organdan çıkan gama ışınları her bir yöne doğru hareket ederler. Detektörün önünde bulunan kolimatör, kaynaktan (hasta) radyal doğrultuda yayılan gama ışınlarının sadece detektöre dik gelenlerinin geçmesine izin verir. Farklı açılarda veya hasta içersinde saçılan fotonların detektöre ulaşmasını engellerler (Sprawls 1987). *Kolimatörlerin tasarımı, kullanılacak radyoizotopun enerjisi ve görüntüde istenen ayırma gücü yada hassasiyet parametreleri göz önünde bulundurulularak yapılır. Yüksek enerjilerde fotonun giriciliği artacağından, septa kalınlığı daha fazla olan kolimatörler seçilir. Hassasiyetin önemli olduğu çalışmalarda delik çapları büyük seçilirken, ayırma gücünün önemli olduğu çalışmalarda delik çapı küçük olan kolimatörler seçilir.*

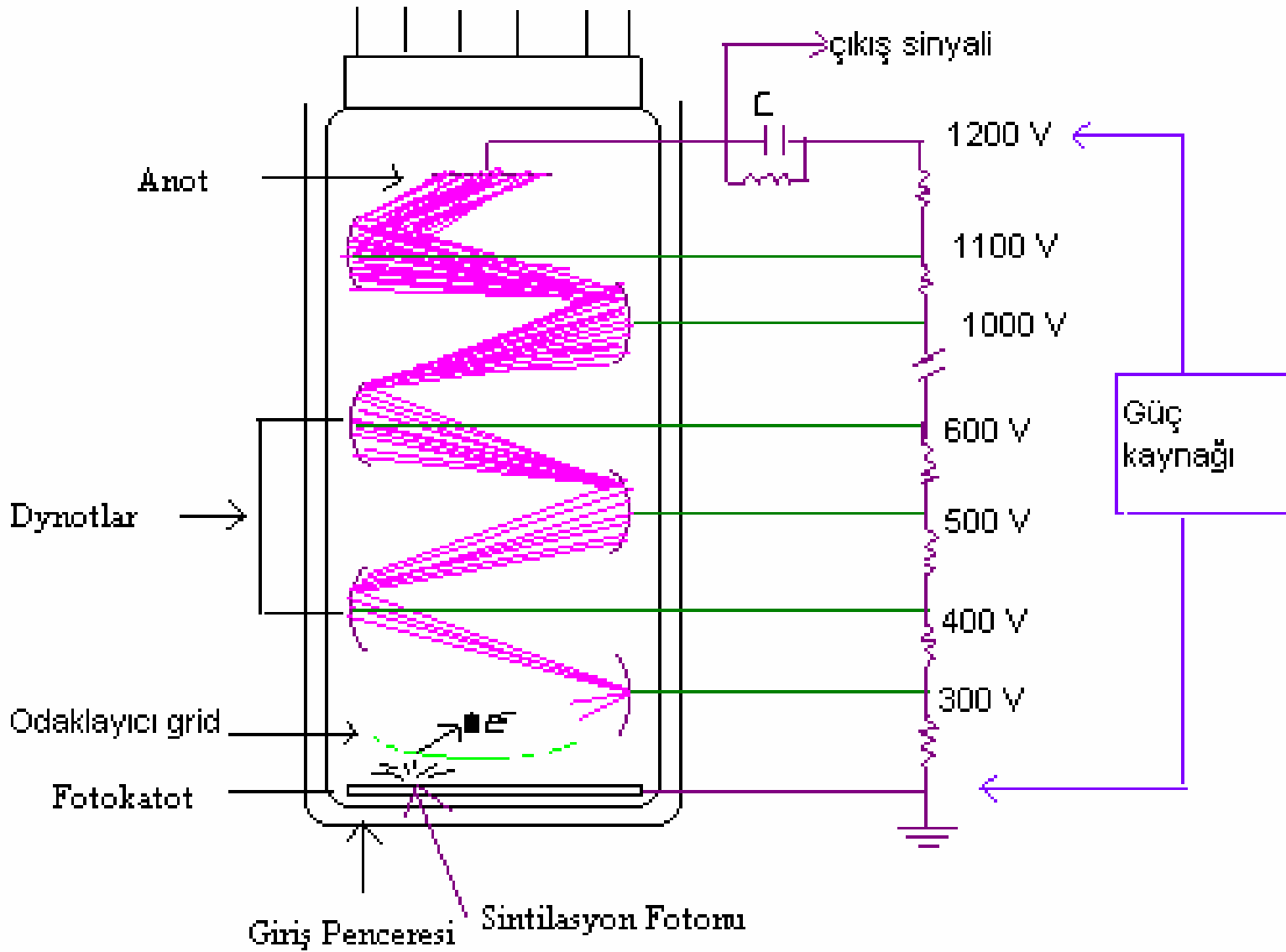
Gama kamerada kullanılan radyofarmasötikler

<https://www.youtube.com/watch?v=Ct1DX7Wh1wI>



Nükleer tıpta kullanılan dedektörler, talyum (TI) aktive edilmiş olan sodyum iyodür (NaI) kristali içerirler. Kaynak organdan gelen gama fotonu kristalde sintilasyon fotonlarına dönüştürülür. Kristalden çıkan sintilasyon fotonları fotoçoğaltıcı tüp (Photomultiplier Tube, PMT) dizisine gelir. Sintilasyon fotonlarının en az kayıpla geçebilmesi için, kristal ve PMT dizisi özel bir jel ile birbirine bağlanır. Fotoçoğaltıcı tüpe gelen sintilasyon fotonları, fotokatottan elektron söker ve serbest elektronlar aralarında büyük bir potansiyel farkı olan dynodlarda hızlandırılırlar. Dynodlar, hızlandırılmış olarak üzerine çarpan her bir serbest elektrona karşılık çok sayıda elektron açığa çıkarabilecek yapıya sahiptirler. Her bir dynodda sayıları ve hızları artan serbest elektronlar sonuçta anotta bir sinyal oluştururlar. Buna "voltaj pulsu" denir. Voltaj pulsunun büyüklüğü, katoda gelen sintilasyon fotonlarının sayısı ile orantılıdır. Bu oranın kaybolmaması için tüpe uygulanan yüksek gerilimin stabil olması gerekir.

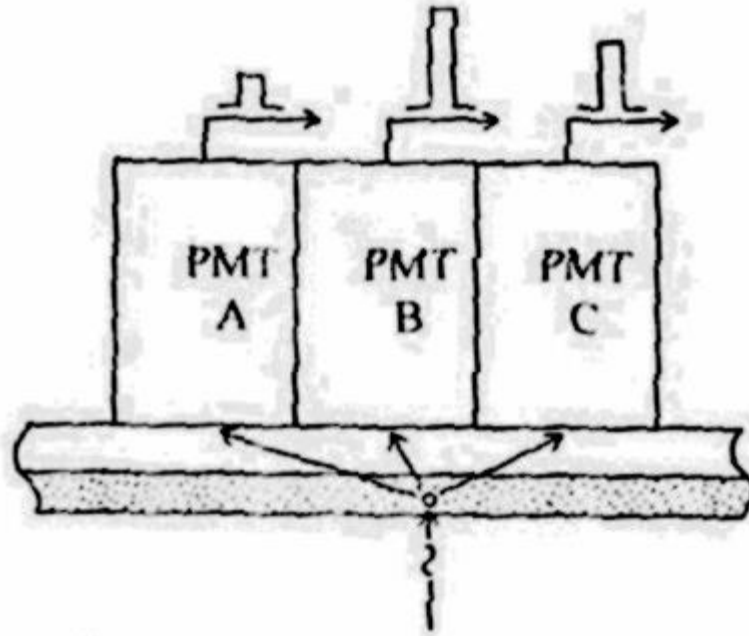
Detaylı bilgi için: Ankara üniversitesi fen bilimleri enstitüsü yüksek lisans tezi, "Nükleer tıp'da planer ve tomografik görüntülerde nümerik değerlendirme", Feryal Cakır



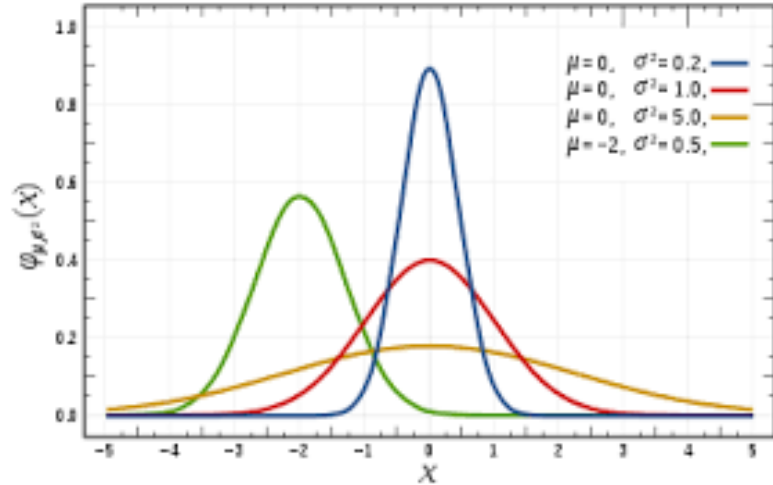
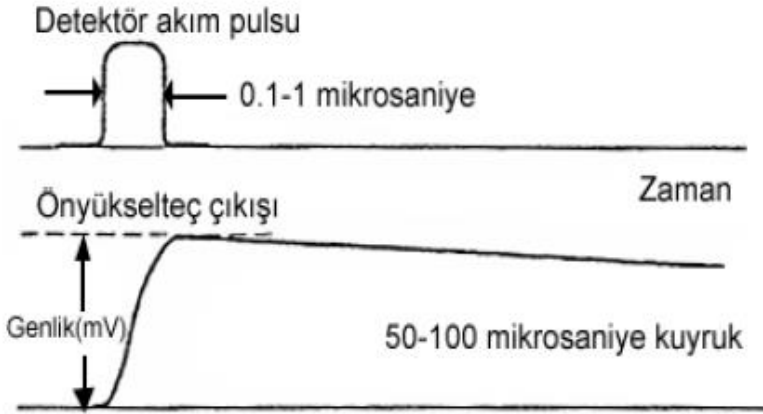
Fotoçoğaltıcı tüpün çalışması



Fotokatoda ne kadar çok sintilasyon fotonu ulaşırsa, anotta o kadar yüksek genlikli bir voltaj pulsu oluşur. Şekilde görüldüğü üzere, gama fotonu B fotoçaltıcı tüpünün yakınına düşmüş ve en yüksek genlikli puls bu tüpün çıkışında gözlenmiştir. C tüpü, A tüpüne göre olaya daha yakındır ve çıkışı daha büyüktür.



Gerçekte tüp çıkışları şekilde gösterildiği gibi mantık pulsu şeklinde değildir. Linear kuyruklu pulslar, tüplerin hemen arkasındaki önyükselteçler tarafından kuyrukları kesilerek Gauss fonksiyonuna benzer bir biçimde şekillendirilirler. Önyükselteçler bunun dışında, detektörden gelen küçük sinyalleri yükseltmek, detektör ile elektronik devreler arasındaki empedans eşitliğini sağlamak ve bir süzgeç devresi gibi davranıp gürültüyü kesmek gibi işlevlere de sahiptir (Knoll 1989). Yükselteçler ise kazanç faktörünü artırarak, önyükselteçten gelen ve milivolt seviyesindeki pulsları volt seviyesine yükseltir. Ayrıca önyükselteçten gelen pulsu yeniden şekillendirir ve yanlış bilgiye neden olan üst üste binmiş pulsları düzeltir. Sonuçta sistem elektroniği tarafından işlenebilecek pulslar elde edilir.

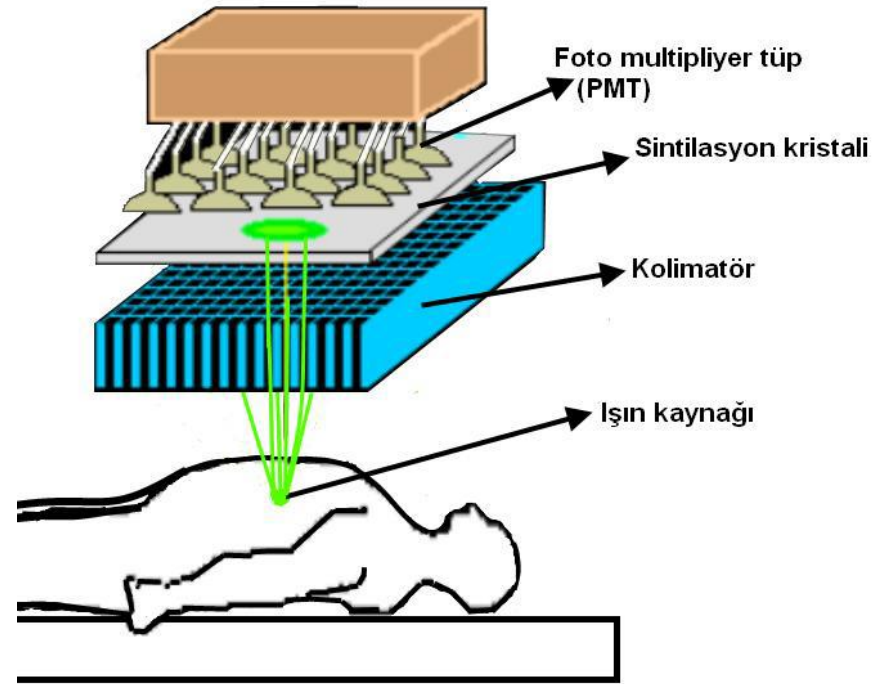


Kolimatörler Tanımı ve Genel Yapısı

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 yapılaş özelliklerine göre değişir.



Dipnot: Compton Olayı

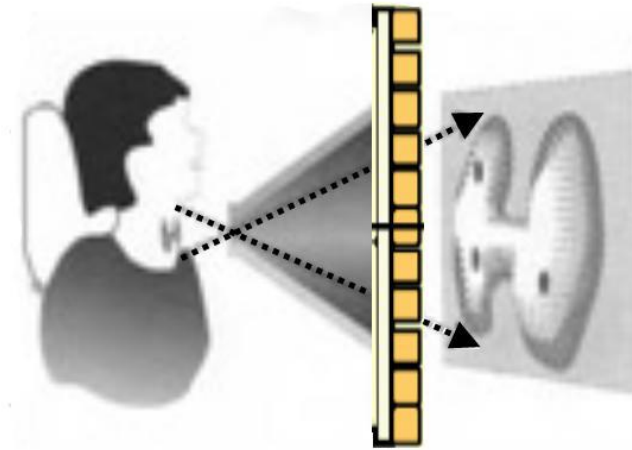
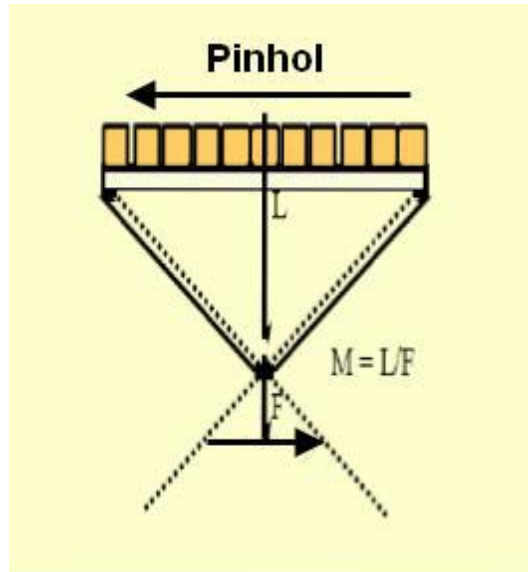
<https://www.youtube.com/watch?v=0VVbi6YuE>

Kolimatör Çeşitleri

Kolimatörler, yapılış özelliklerine göre çeşitlendirilmiştir. Detaylı bilgi <http://www.people.vcu.edu/~mhcrosthwait/clrs322/Collimation.html>

➤ 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.



Pinhol kolimatör

Pinhol kolimatörler

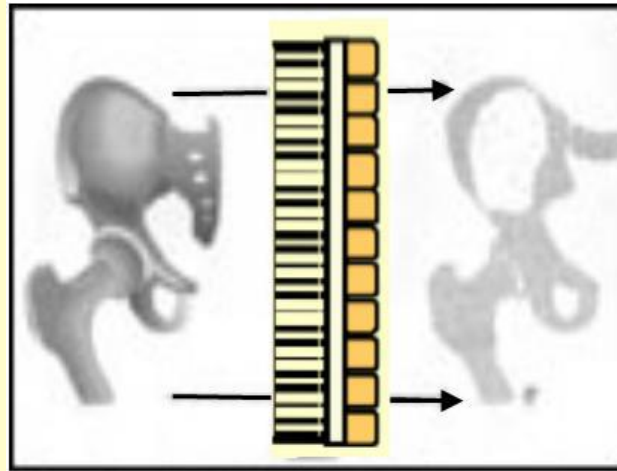
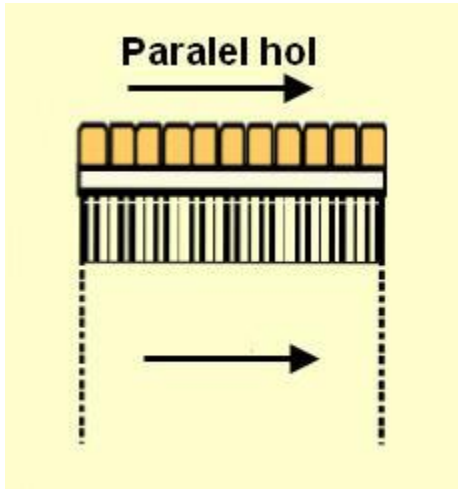
➤ Çok Delikli Kolimatörler:

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.

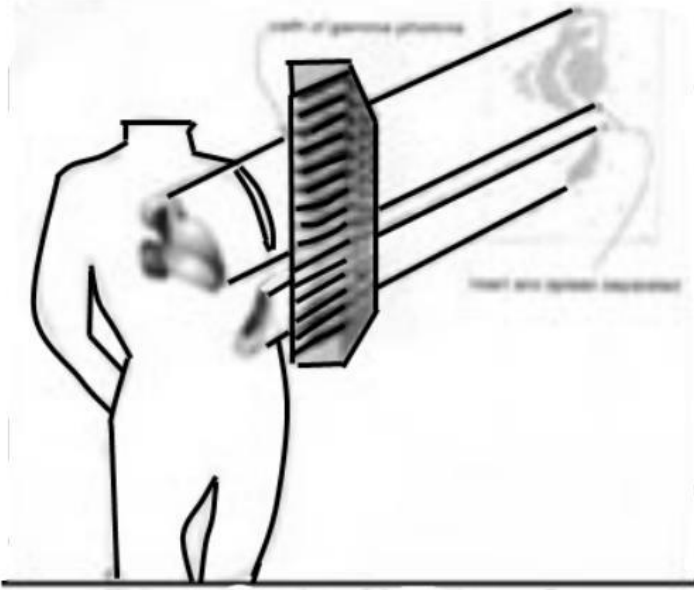
- ✓ Düşük Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 150 KeV'den düşük olan radyonükleidlerin görüntülenmesinde kullanılır.
- ✓ Orta Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 150-300 KeV arasındaki radyonükleidlerin görüntülenmesinde kullanılır.
- ✓ Yüksek Enerjili Kolimatörler: Enerjileri 300 KeV' den büyük olan radyonükleidlerin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



Paralel-hole kolimatör

▪ Paralel Delikli Eğimli (slant hole) Kolimatörler:

Bu kolimatörler çok sık kullanılmaz. Özellikle beyin sintigrafisinde kullanılır. Paralel delikli kolimatörlerin bir varyasyonu olan bu kolimatörlerin bütün delikleri belirli bir açı ile eğimlidir. Bir organın oblik görüntülerinde vücudun diğer kısımlarından gelen fotonları engelleyerek daha iyi bir görüntü oluşturur. Ayrıca, rezolüsyondan maksimum kazanım için vücudun yakınına kadar pozisyonlandırılabilir



Slant hole kolimatör

Slant-Hole (usually 30 degree)

- Allows for a parallel view of an area of interest, but the septa are set at an angle
- In planar or SPECT brain scan it allows the technologist to reduce the distance. If a parallel hole collimator was used the patient's shoulders get in the way of a circular orbit resulting in increased distance between the patient and detector
- Note that resolution is best closest to the head of the camera.
- However, where the collimator is further away from the area of interest causes a loss in resolution. Umbra and penumbra can be drawn to prove this point

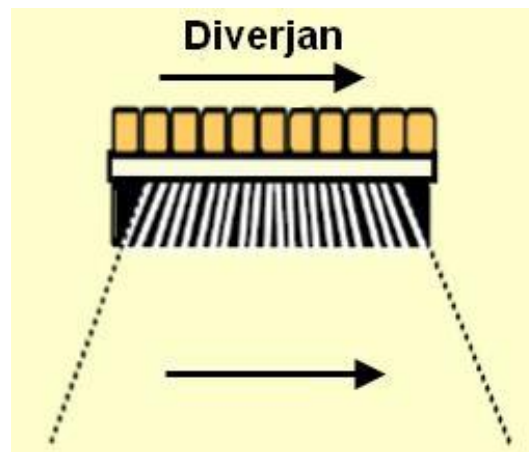
AKCİĞER SAĞ OBLİK RADYOGRAFİSİ

<http://radyolojidepartmani.blogspot.com/2015/03/3-akciger-sag-oblik-radyografisi.html>

- ✓ Yüksek Hassasiyetli 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

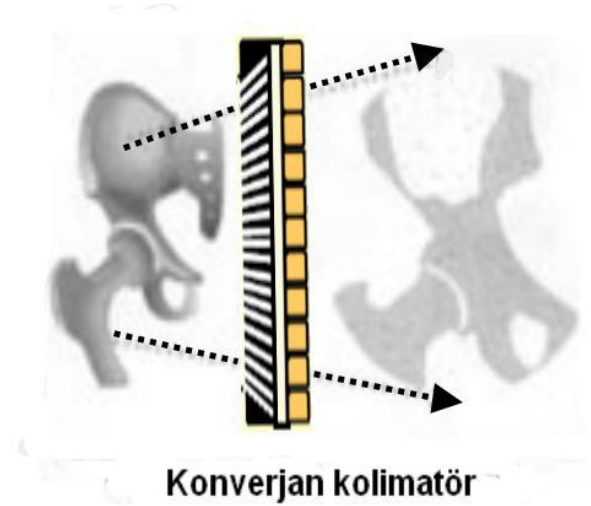
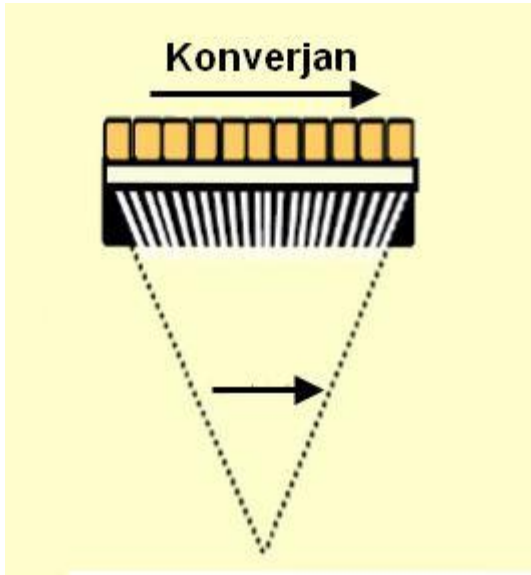


Diverjan kolimatörler



- **Konverjen (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 bozular. Çekimlerde; beyin, karaciğer gibi kalın organların derin kısımlarında şekil değişikliği (distorsiyon) olabilir.

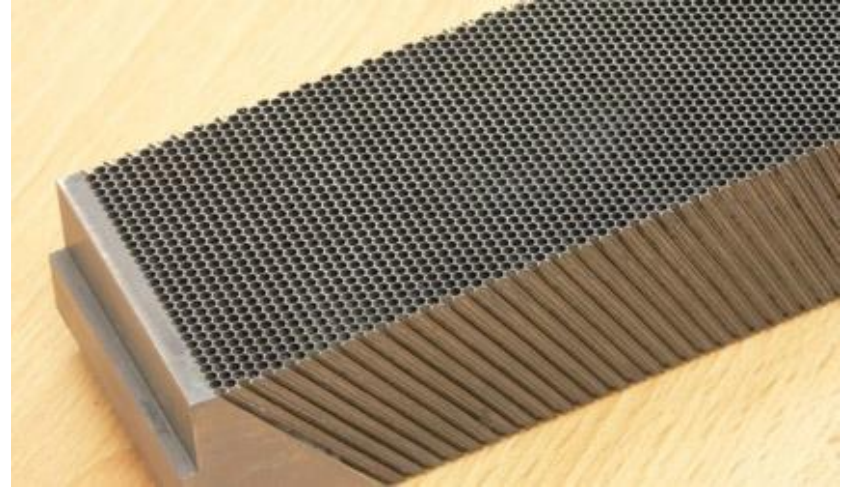
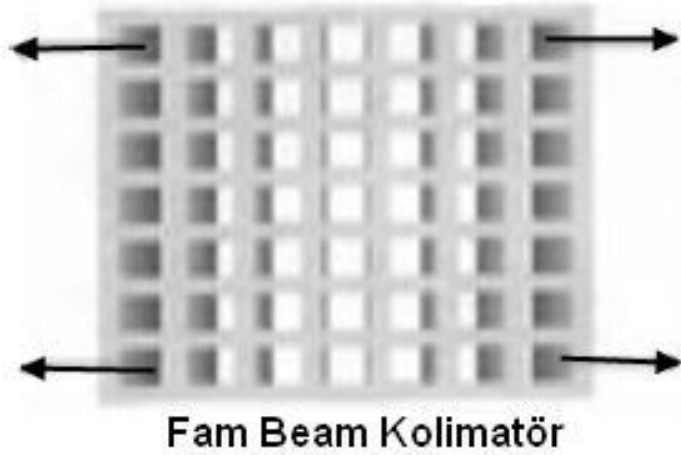


Konverjan kolimatörler



▪ 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. Fan Beam kolimatörler birincil olarak beyin ve kalp çalışmalarında kullanılırlar.

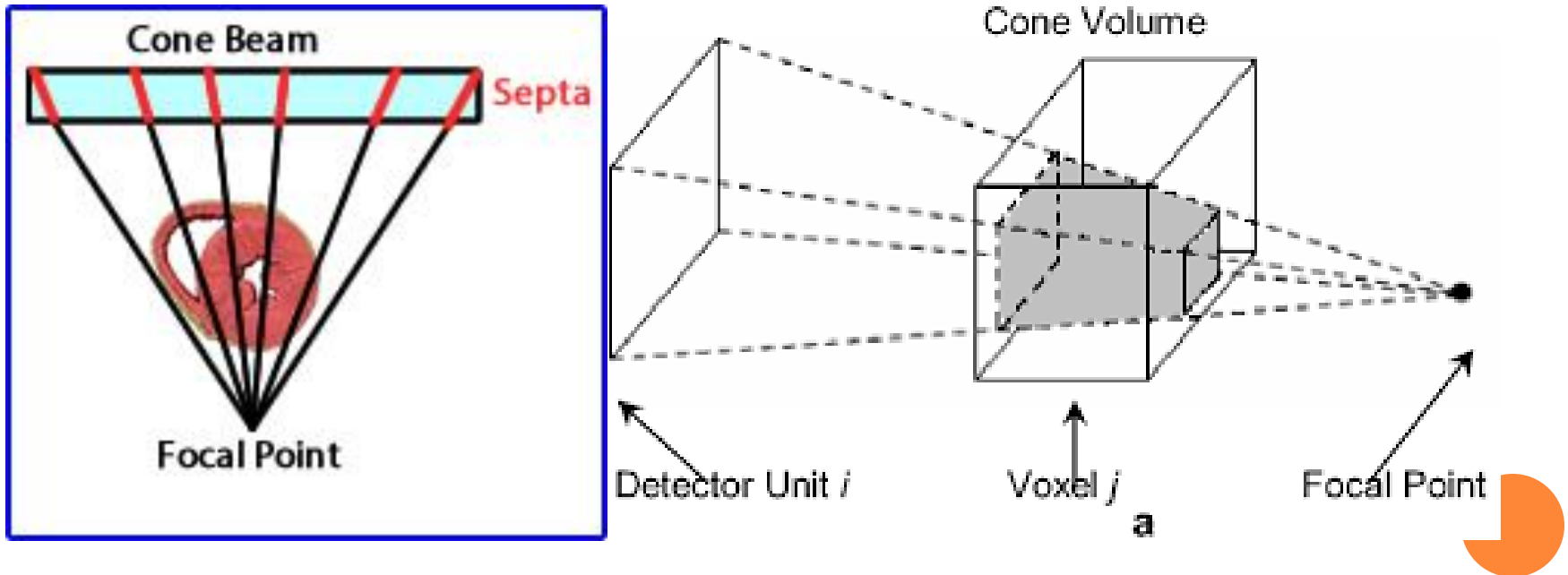


Fan beam kolimatörler



▪ 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.

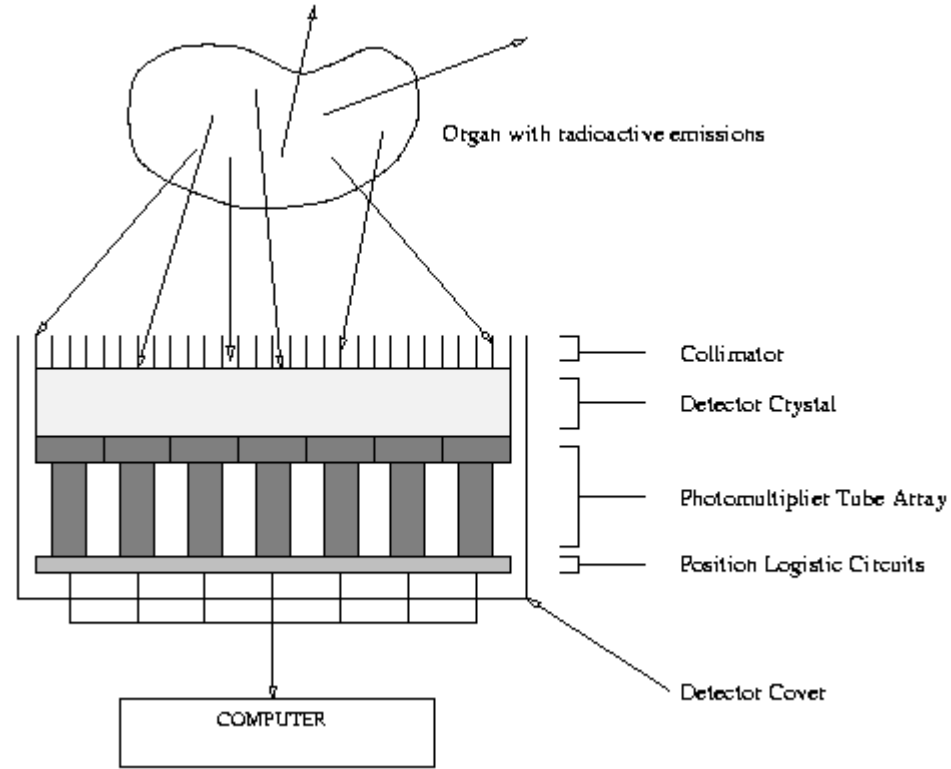


Sintilasyon Kristali

Organdan yayılan ve kolimatörlerden geçen gamma fotonlarını durdurarak enerjileri oranında sintilasyon fotonları çıkarır. Böylece yüksek enerjili bir fotonu, çok sayıda ancak alçak 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 talyum ^{201}Tl (70KeV) ve teknesyum $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 KeV) vb. düşük enerjili radyonükleidlerin deteksiyonu amacıyla geliştirilmiştir. Düşük enerjili fotonları görüntülemeye hassastır. Görüntü netlikleri daha keskindir. Kalın kristaller ise yüksek enerjili fotonları görüntülemeye hassastır. Görüntü netlikleri zayıftır.



A scintillator is a material that exhibits scintillation—the property of luminescence, when excited by ionizing radiation. Luminescent materials, when struck by an incoming particle, absorb its energy and scintillate. [Wikipedia](https://en.wikipedia.org/wiki/Scintillator)

	NaI	BGO	LSO	GSO
	NaI:Tl	Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	Lu ₂ SiO ₅ :Ce	Gd ₂ SiO ₅ :Ce
Yoğunluk (g/cm ³)	3.67	7.1	7.4	6.7
Efektif atom no	51	73	65	59
Foton/MeV	41000	9000	26000	8000
Bozunma zamanı (ns)	230	300	40	60
Pik emisyonu (nm)	415	480	420	430
Refraksiyon indeksi	1.85	2.15	1.82	1.85

NaI: Sodium iodide

BGO: Bismuth Germanate

LSO: Lutetium Oxyorthosilicate (lityum ortosilikat)

GSO: Gadolinium Orthosilicate





talyum katkılı sodyum iyodür kristali

Sodium iodide



Foto Multipliyeer Tüpleri (PMT)

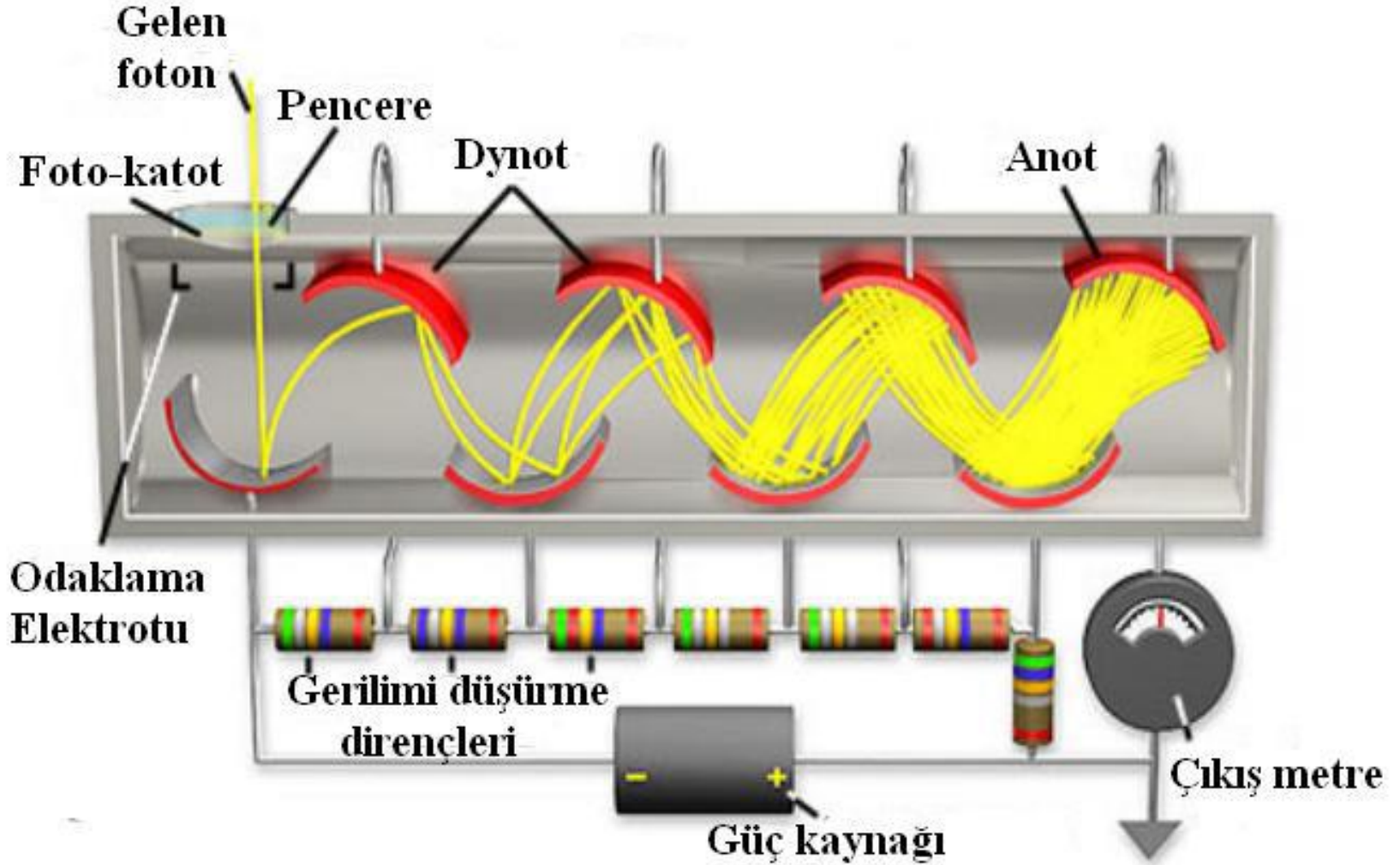
Sintilasyon kristali tarafından çıkarılan sintilasyon fotonları, kristal ve PMT arasında bulunan ışık yönlendirici tabaka (optik tabaka) tarafından odaklanıp PMT'lerin girişinde bulunan foto katoda çarptırılarak burada durdurulmaları neticesinde elektron kopmasına neden olur. Açığa çıkan serbest elektronlar, 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.

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.



FOTO MULTİPLİYER TÜP (PMT)



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





Foto Multiplier Tüp (PMT)



Amplifiyerler (yükseltici)

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



Siemens ASM Amplifier

Teknik Özellik:

<http://www.medwow.com/asm-amplifier-5-amp-meb-5983254/gamma-camera/126634432.item>



Pozisyonlama Elektronik Devreleri:

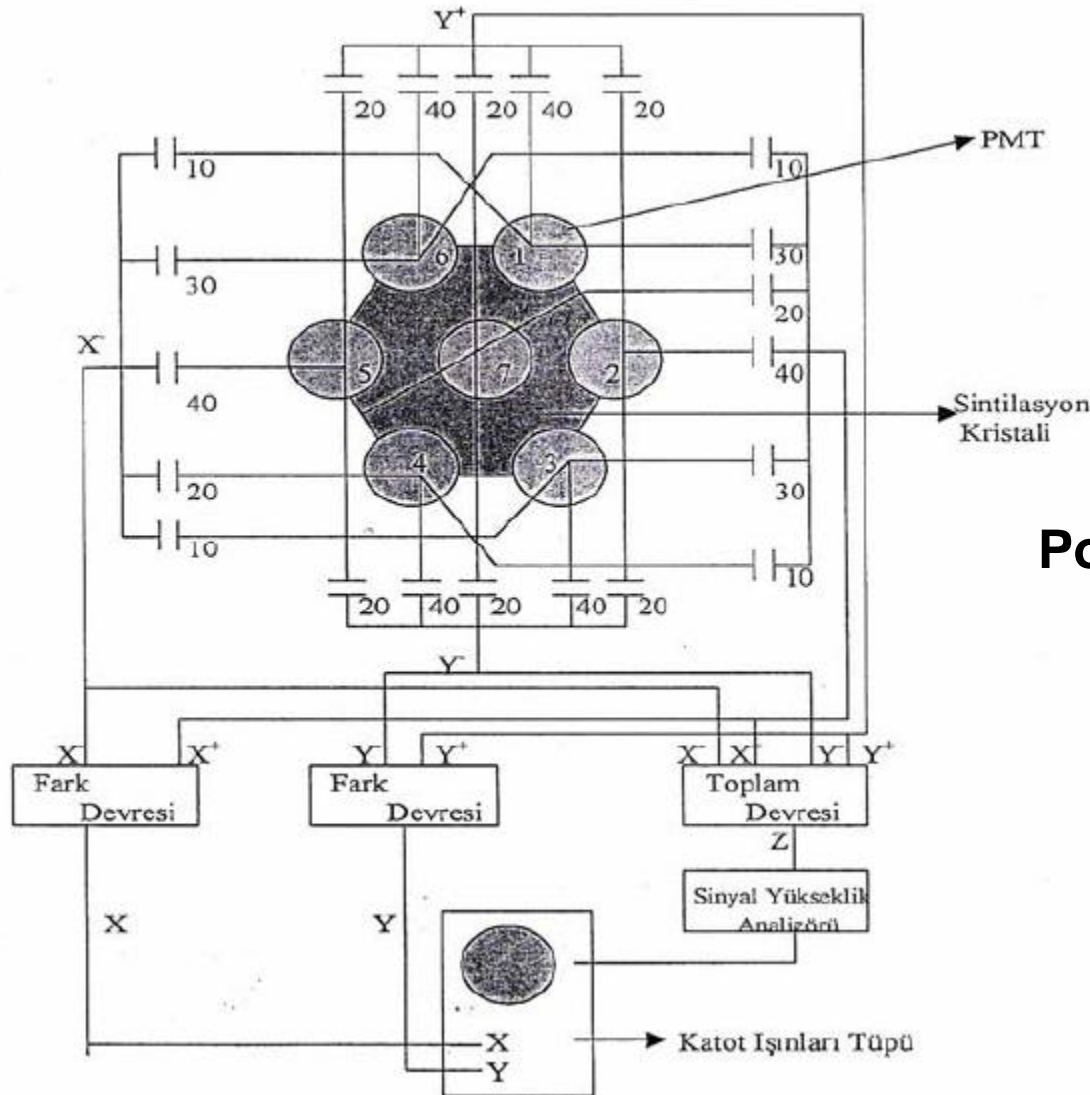
Ekranında organ görüntüsünü oluşturan noktalardan her biri organdan çıkan gama fotonunun yayınlanma noktası ile uyum içinde olmalıdır. Bu uyum ise elde edilen sinyallerin doğru pozisyon bilgilerini içermesiyle gerçekleştirilir. Sinyali en yüksek olan PMT, gama fotonunun soğurulduğu noktaya en yakın olanıdır; ancak, bu PMT'nin kristalin hangi bölgesinde olduğu bilinmemektedir. Diğer PMT'ler de sintilasyon merkezine olan uzaklıklarına göre bir çıkış üretmişlerdir ve bu sinyallerin büyüklüklerine göre tam bir pozisyonlama yapılamamaktadır. Bu amaçla kristal, Şekilde (yalnız yedi tüplük bölüm için) gösterdiği gibi akselere ayrılır. Her fotoçoğaltıcı tüpün çıkışı (X+), (X-), (Y+), (Y-) olmak üzere dört ayrı kanala yönlendirilir ve PMT'nin eksen üzerindeki pozisyonuna göre direnç ya da kondansatörler kullanılarak sinyallere ağırlık kazandırılır yani genlikleri arttırılır, azaltılır. Sonraki aşamada toplam devreleri kullanılarak tüm PMT çıkışlarındaki sinyaller toplanır. Fark devreleri kullanılarak da, fotonun kristale çarptığı noktanın koordinatlarını veren X_{poz} ve Y_{poz} sinyalleri aşağıda verilen eşitlikler yardımıyla bulunur.

$$X_{poz} = K/Z ((X^+) - (X^-))$$

$$Y_{poz} = K/Z ((Y^+) - (Y^-))$$



Burada K bir sabit, Z ise enerji sinyalinin genliğidir ve tüm çıkışların toplam devresinden geçirilmesi ile elde edilir. Çıkış pulslarının genlikleri enerjiye bağlı olduğu için yüksek enerjili bir fotonun soğurulması ile düşük enerjili bir fotonun soğurulması farklı pozisyon değerleri verecektir. Bunu engellemek için pozisyon sinyalleri enerji sinyaline normalize edilmiştir.



Pozisyonlama devresi



Tüm toplam ve fark devrelerinden Xpoz , Ypoz ve Z sinyalleri elde edilmiş olur. Üretilen bu sinyaller sayısal çeviriciler (Analogue to Digital Converter, ADC) kullanılarak sayısal hale çevrilirler. Bu sayısal sinyaller daha sonra enerji ve lineerite düzeltme devrelerine giderler. Düzeltmelerden sonra Z sinyali, sadece belirlenen enerji aralığındaki pulsların sayılmasını sağlayan puls yükseklik analizörüne (Pulse Height Analyzer, PHA) gider.

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.



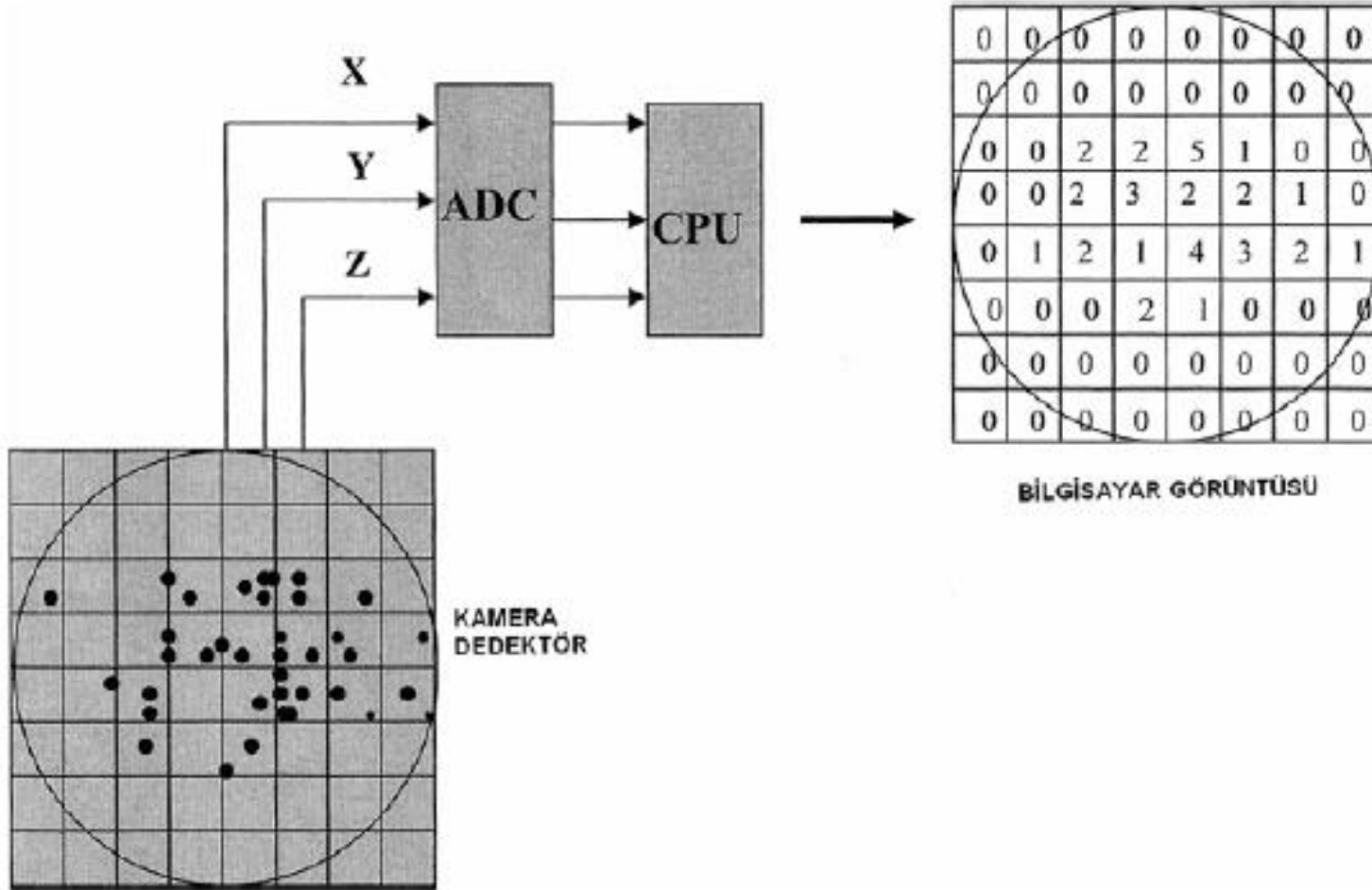
Katot Işını Tüpü (CRT) :

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 düşey 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.



Tomografik Görüntünün Elde Edilmesi



Bilgisayar ekranında görüntü oluşum diyagramı



KAYNAKLAR

- http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Radyon%C3%BCkleid%20G%C3%BCr%C3%BCnt%C3%BCleme%20Cihazlar%C4%B1.pdf/
- Yüksek Lisans Tezi, «Myokard perfüzyon spec görüntülemesi sırasında farklı yönlerdeki hasta hareketinin görüntüye etkisinin kardiyak fantom ile incelenmesi»
<http://acikerisim.deu.edu.tr/xmlui/bitstream/handle/12345/9925/324219.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Ankara üniversitesi fen bilimleri enstitüsü yüksek lisans tezi, “Nükleer tıp’da planer ve tomografik görüntülerde nümerik değerlendirme”, Feryal Cakır

