



TIBBİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

3. HAFTA

**Tek foton emisyon tomografi (SPECT) ve
Pozitron emisyon tomografi (PET) sistemleri**

Hazırlayan: Öğ. Gör. Sabri Uzuner

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

MOTİVASYON

- **SPECT ve PET sistemlerin çalışma yapısı, özellikleri ve bileşenleri**

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 yüzeiden gelmelerine göre süperpoze olmaktadır. (Tek foton emisyon tomografisi (SPECT) görüntüleme özellikle vertebral kolon, göğüs kafesi, pelvis ve kranium gibi kemik yapıların üst üste bindiği, anatominin karışık olduğu yerlerdeki lezyonları saptamada ve karakterize etmede kemik sintigrafisinin duyarlılık, özgüllük, negatif ve pozitif öngörü değerlerini arttırmaktadır) Bu durumu ortadan kaldırmak amacıyla emülsiyon komputurize tomografi yöntemiyle kesitsel tarama yapılmıştır. Buna ek olarak konvansiyonel sintigrafiye göre derindeki lezyonlarda görüntüleme daha iyi yapılabilmektedir.

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

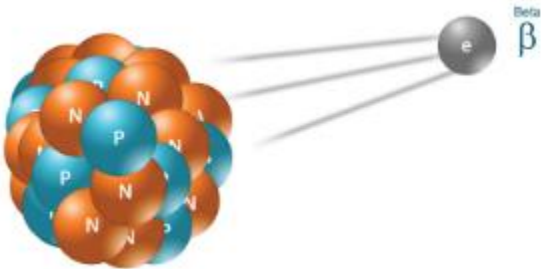
PET Sistemi



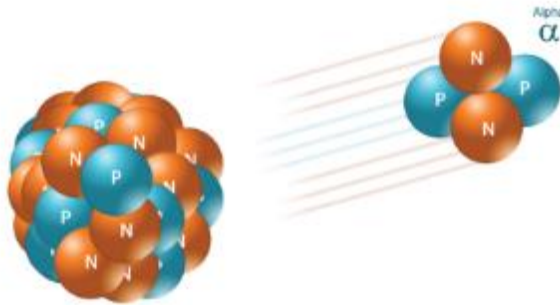
PET /BT cihazı

Radyoaktif Parçalanma

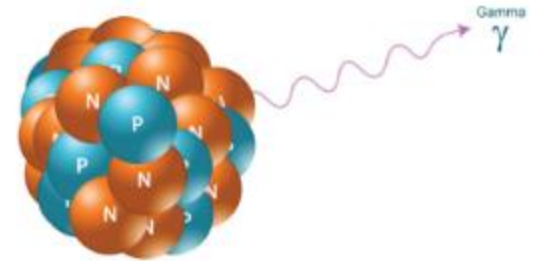
Atom çekirdeklerinin temel tanecikleri olan protonlar ve nötronlar stabil atomlarda en düşük enerji düzeyinde bulunurlar. Radyoaktif atomların çekirdeklerindeki proton ve nötron sayılarındaki dengesizlik nedeniyle çekirdek uyarılmış enerji düzeylerinden temel enerji düzeyine dönme eğilimindedir. Temel enerji düzeyine dönerken üzerindeki enerji fazlasını dışarı salar. Dışarıya salınan enerji çekirdek içindeki yüklerin uyarılması şeklinde ise çekirdek parçalanmaz, salınan enerji de bir gama fotonudur. Çekirdek içindeki nötron veya proton sayılarının dengesizliğine bağlı bir enerji salınımı varsa bu durumda çekirdek parçalanır. Dışarıya alfa (α) veya beta (β) partikülleri salınımı olur



Beta radiation



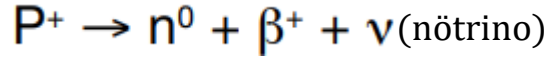
Alpha radiation



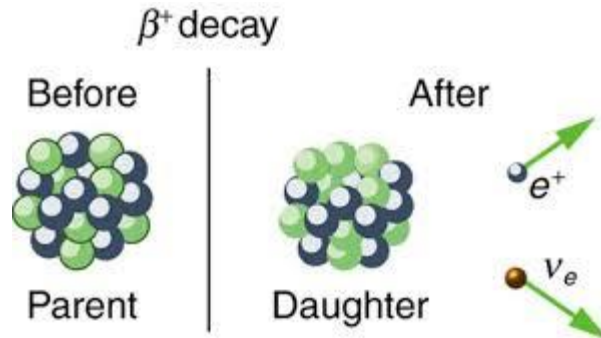
Gamma radiation

POZİTRON BOZUNMA (β^+)

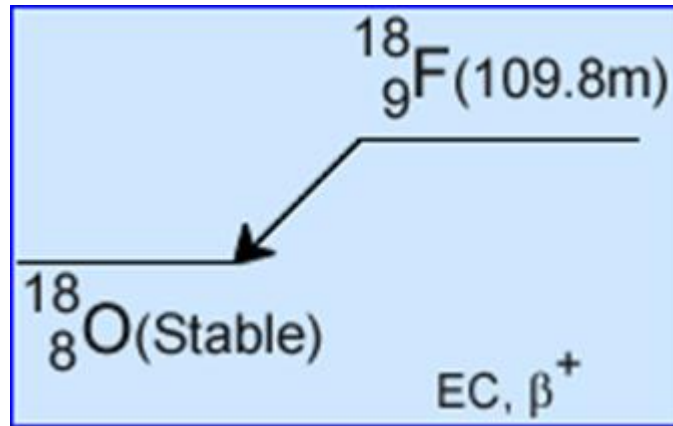
1928 yılında İngiliz fizikçi Paul Dirac pozitronların varlığını ortaya koymuş, bu buluşu ile 1933'te Nobel Fizik Ödülüne layık görülmüştür. Carl Anderson isimli fizikçi kozmik ışınları keşfetmiş, kozmik ışınlarda pozitronların gözlemlendiğini ispatlamış ve bu buluşu ile 1936'da Nobel Fizik Ödülünü almıştır. Pozitron emisyonu ile meydana gelen radyoaktif parçalanmada çekirdekteki bir proton, bir nötrona ve pozitif yüklü bir elektrona dönüşür. Pozitif yüklü elektron veya pozitron (β^+) ve nötrino çekirdekten dışarı fırlar. Bu olay şematik olarak;



(+) yüklü pozitron, (-) yüklü elektronun antipartikülü olup her ikisinin de kütlesi vardır. β^+ çekirdekten fırladıktan sonra belli bir enerjiye sahiptir.



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



^{18}F 'in bozunum şeması



PET Sisteminin Genel Prensipleri

- **Pozitron Anihilasyon Olayı**

Pozitron Emisyon Tomografi (PET), nükleer tıpta kullanılan bir görüntüleme sistemidir. Hastaya pozitron yayını yapan radyonüklitler (F florine Z=18 ve Ga gallium Z=68) enjekte edilir ve bu pozitronların vücut içerisinde elektronlarla etkileşmesi sonucunda meydana gelen anihilasyon fotonlarının dedeksiyonları sonucunda kaynak haline gelen organın görüntüsü elde edilir.



Pozitron tüm kinetik enerjisini çevre atomlara vererek yavaşlar ve ortamda bulunan bir elektron ile etkileşerek yok olur. Sonuçta elektron ve pozitron durgun kütle enerjilerine (511 keV) eşdeğer enerjide iki anihilasyon fotonu birbirleri ile ters yönde (180°) salınırlar. Ortaya çıkana anihilasyon fotonları karşılıklı detektörlerde detekte edilir. Anihilasyon fotonları iki detektör arasında “yanıt çizgisi” (Line Of Response - LOR) adı verilen düz bir çizginin herhangi bir noktasından çıkmışlardır.

<https://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/262015105947-146.pdf>

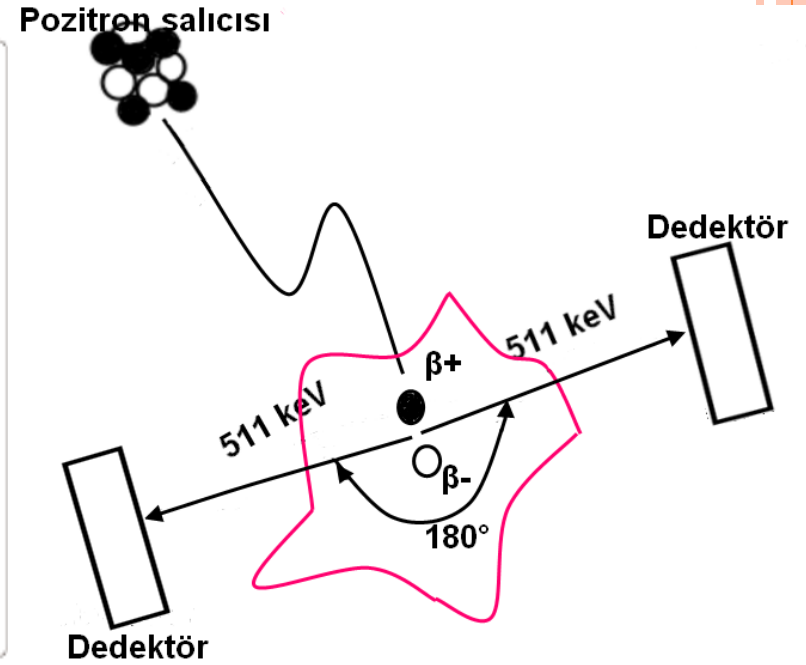
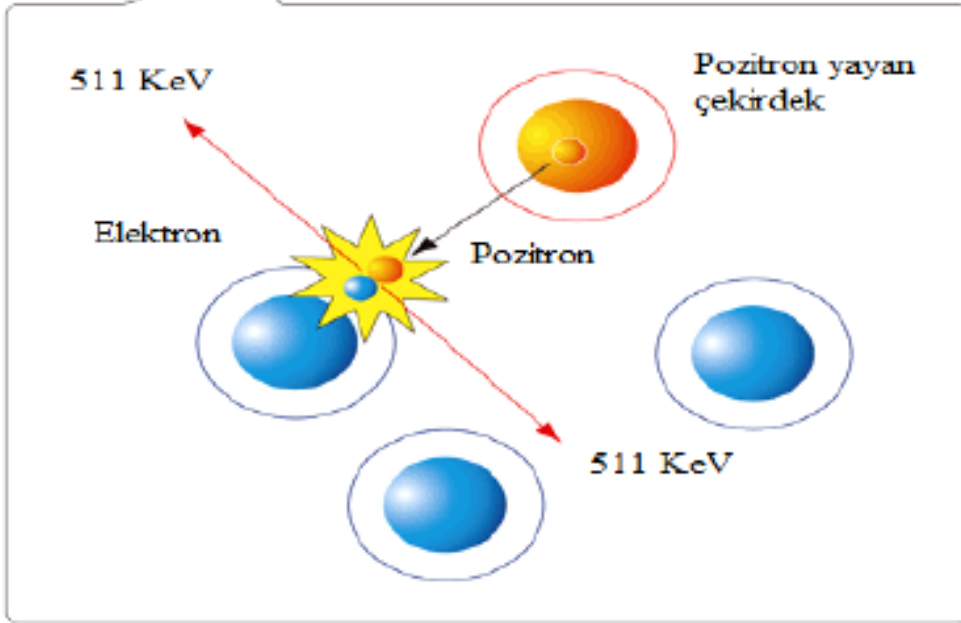
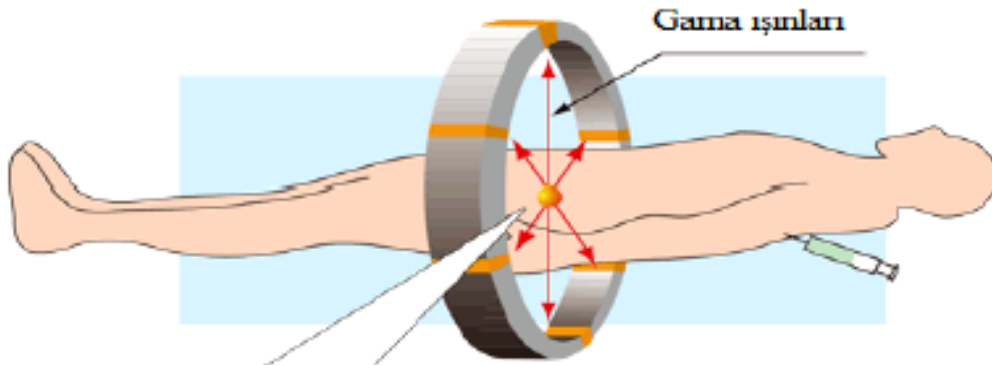
PET RADYONÜKLİDLERİ

Pozitron Emisyon Tomografi radyonüklidleri vücutta bulunan temel elementler ile benzer biyokimyasal özellikler taşırlar. Bu sayede hücresele düzeyde araştırma yapabilme olanağı sağlanmakta, hastalıkların altında yatan biyokimyasal ve biyolojik süreçlerin araştırılması ve açığa çıkarılması mümkün olabilmektedir. PET radyonüklidlerinin oldukça kısa fiziksel yarılanma süreleri olması nedeniyle, üretildikleri yerden uzak merkezlere taşınmaları her zaman mümkün olmamaktadır. PET radyonüklidleri ya da pozitron salınımı yaparak bozulan radyonüklidler doğada bulunmayıp sadece yapay olarak üretilirler. Bu nedenle, PET kamera ile birlikte radyonüklid üretimini gerçekleştiren siklotron da gereklidir. En yaygın PET radyonüklidleri Flor-18 (^{18}F), Karbon-11 (^{11}C), Azot-13 (^{13}N), Oksijen-15 (^{15}O) ve Galyum-68 (^{68}Ga)'dir (4). Bu radyonüklidlerden sadece ^{18}F yarılanma süresi ~110 dakika olduğu için üretim yerinden alınıp kullanıcıya ulaştırılabilmekte ve ticari kullanım kolaylığı sağlamaktadır. ^{18}F elektron yakalama ile bozunur, stabil bir izotop olan Oksijen-18 (^{18}O)'e dönüşürken dışarıya 640 keV enerjili (pozitron) β^+ salınımı yapar. Diğerlerinin yarılanma süreleri 2-20 dakika olduğundan kullanılabilmeleri için PET tarayıcının yanında siklotronun da bulunması gereklidir. ^{68}Ga son senelerde rutine giren bir PET görüntüleme ajanı olup, Germanyum-68/Galyum-68 ($^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$) jeneratöründen elde edilir. Jeneratör oldukça uzun ömürlü olup 9 ay etkin kullanım süresi vardır

Tablo 1. PET radyofarmasötikleri ve fiziksel özellikleri (4)

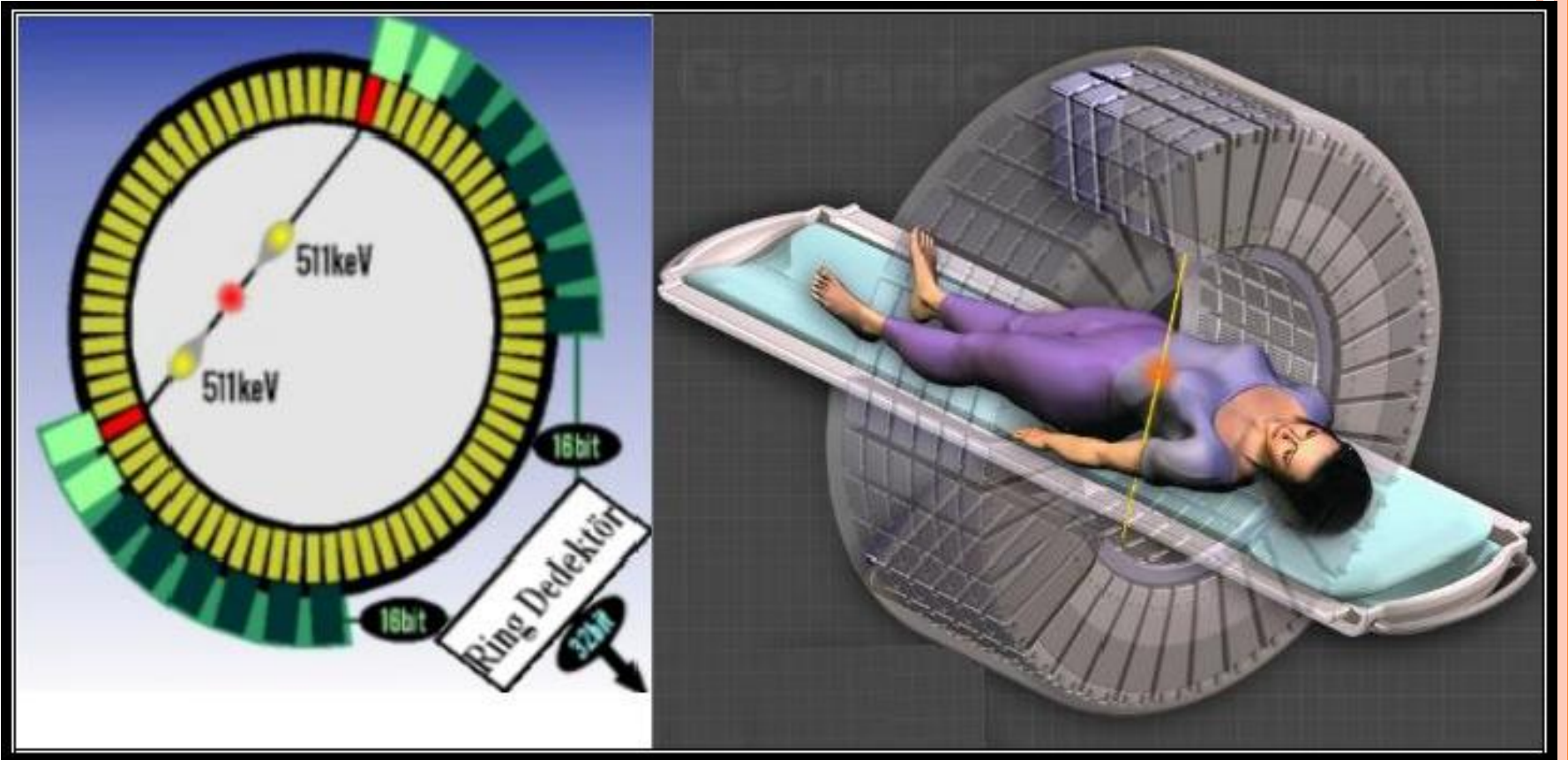
Radyo-nüklid	Üretim metodu	Yarılanma Süresi (dak.)	Maximum (ve ortalama) pozitron enerjisi (keV)	Ortalama pozitron range (suda, mm)
^{11}C	Siklotron	20,4	970 (390)	1,1
^{13}N	Siklotron	9,96	1190 (490)	1,3
^{15}O	Siklotron	2,07	1720 (70)	2,5
^{18}F	Siklotron	110	635 (250)	0,5
^{68}Ga	Jeneratör	69	1899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

Tc-99m generator: <https://www.youtube.com/watch?v=J7Yc8qjvqCk>



Pozitron anihilasyon fotonlarının oluşumu

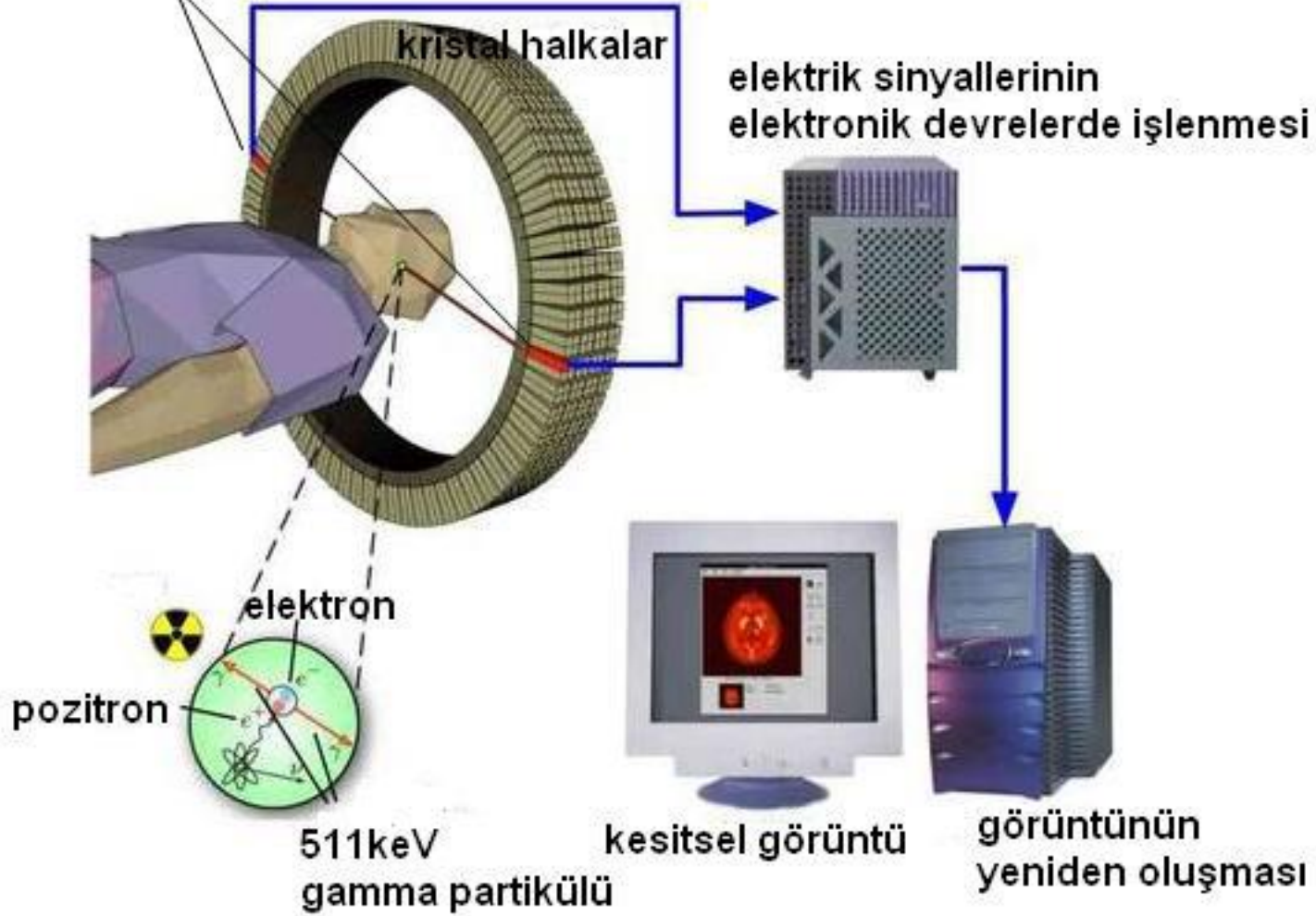




Cihazında anihilasyon fotonlarının dedektörlere çarpması

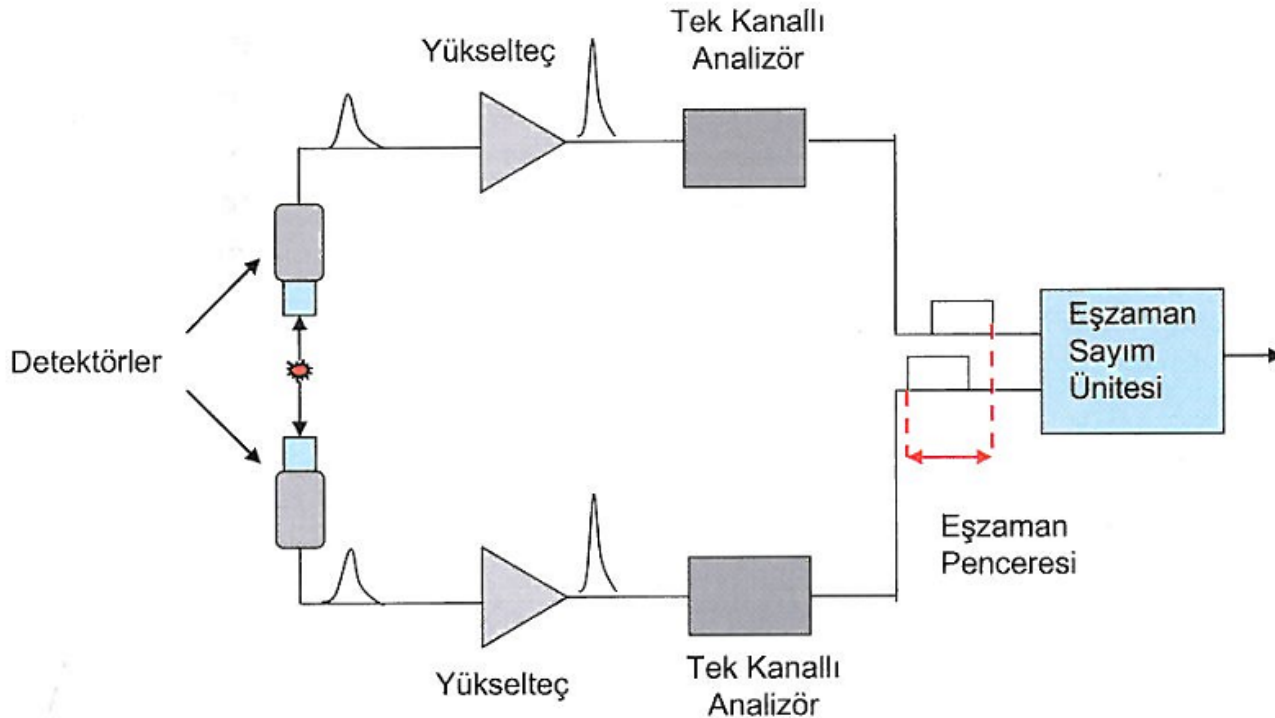


511 keV enerjili
gamma partiküllerinin
dedektöre çarpması



Anhilasyon Fotonların Deteksiyonu

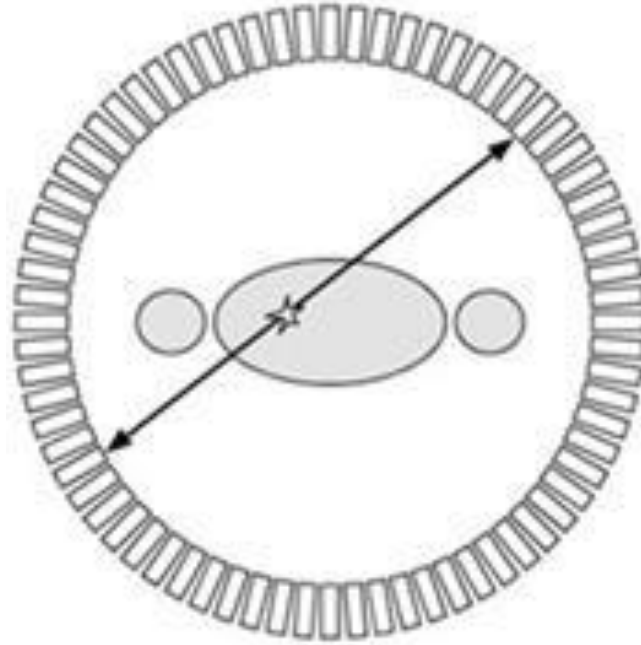
PET sisteminin en önemli hususlarından bir tanesi, pozitron anihilasyonu sonucunda meydana gelen fotonların eşzamanlı olarak detekte edilmesidir. Bu amaç için tüm detektörler karşılıklı olarak yerleştirilmiştir ve bir eş zaman devresi kullanılır.



PET sisteminde kullanılan eş zaman sayım devresi

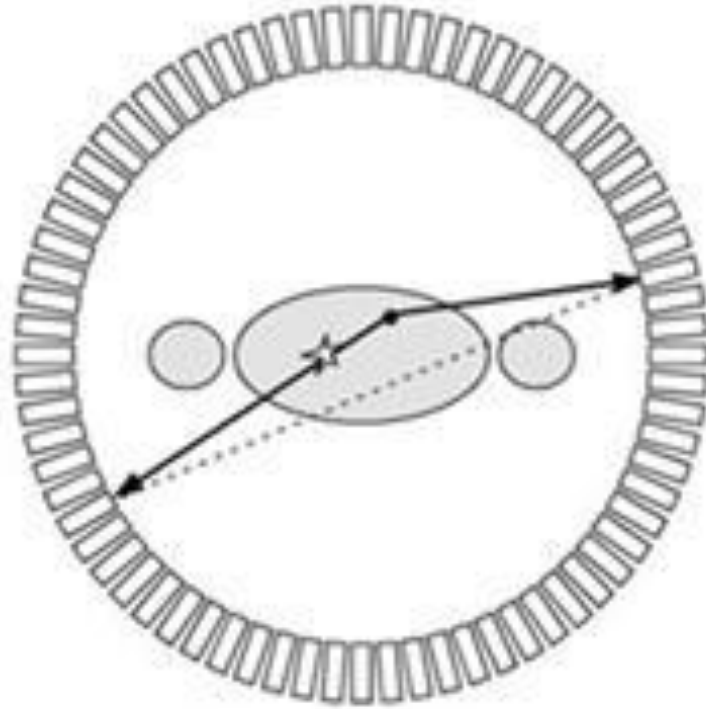
Farklı Çakışma Olayları

Gerçek çakışma : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait fotonlar eş zamanlı olarak kayıt edilir.



Gerçek çakışma

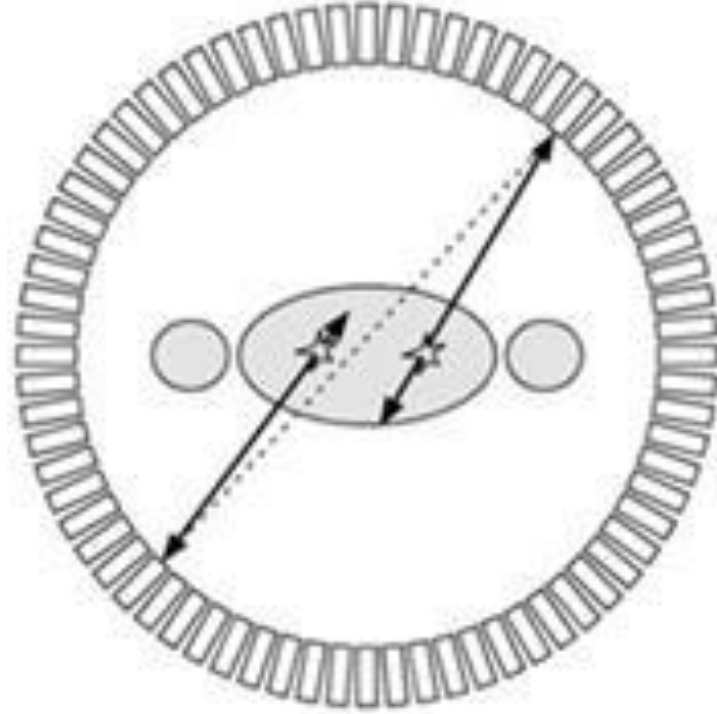
Saçılan radyasyon çakışması : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait fotonlardan bir tanesi saçılır, ancak yine de iki foton eş zamanlı olarak kayıt edilir.



Saçılmış çakışma



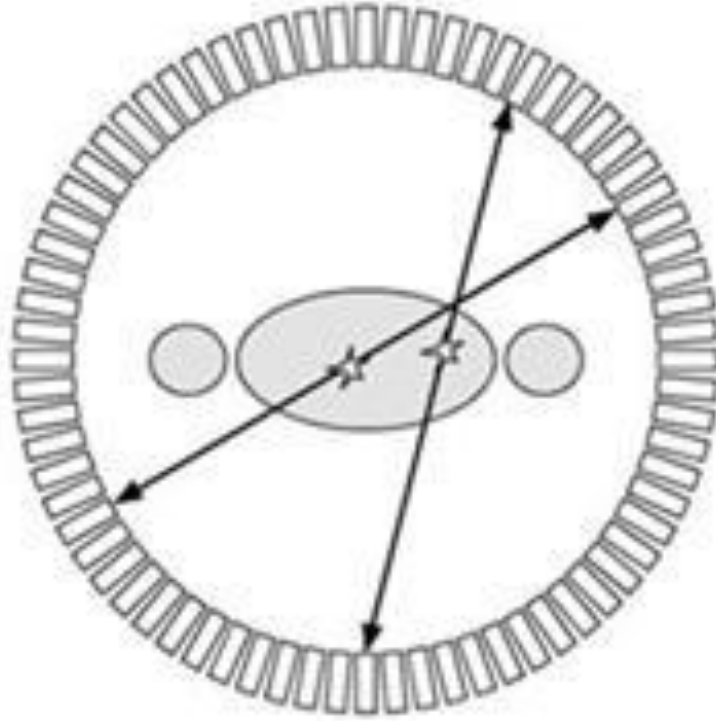
Rastgele çakışma : Bu tür çakışmada aynı anihilasyon olayına ait olmayan iki foton saçıldıktan sonra eş zamanlı olarak kayıt edilir.



Rastgele çakışma



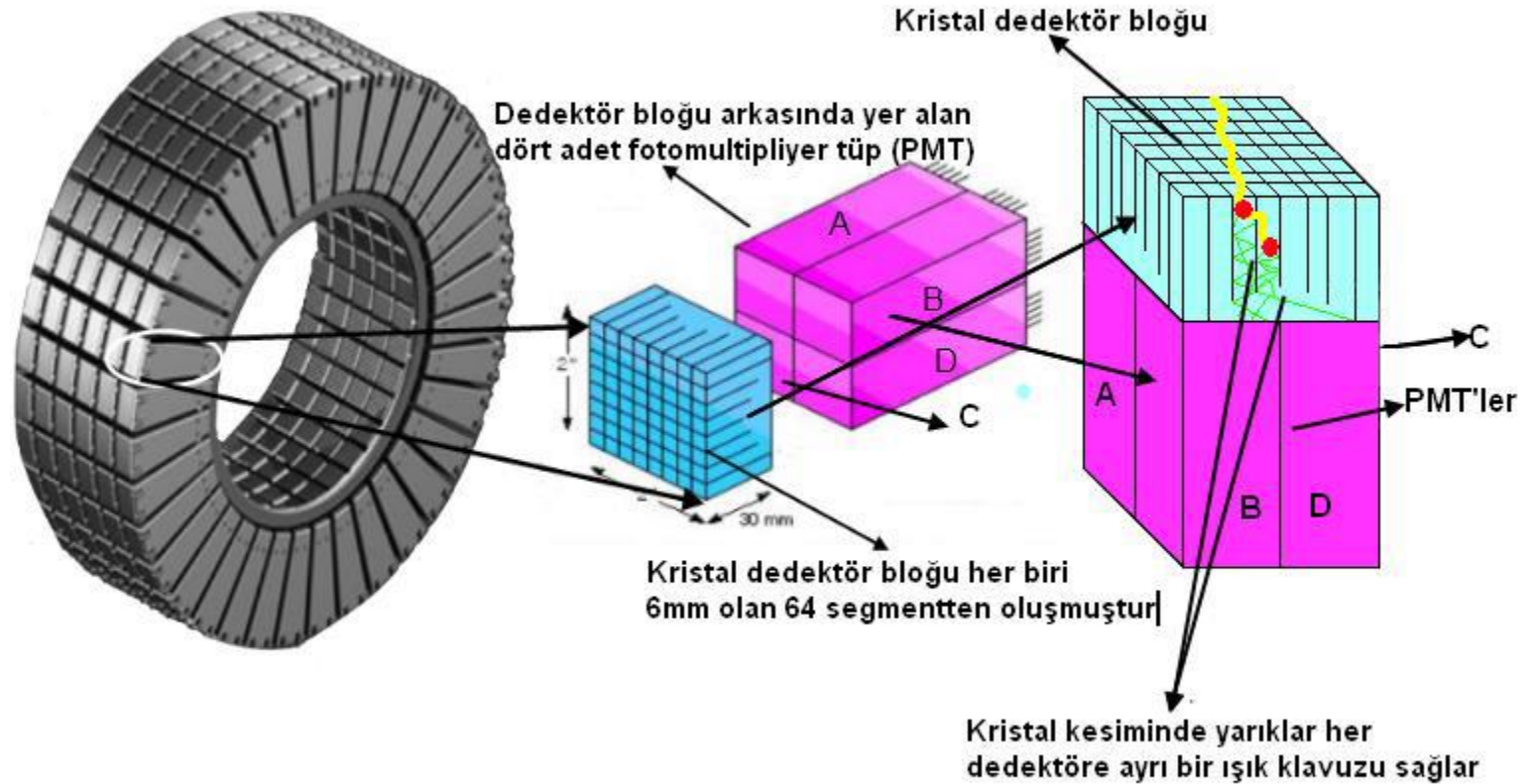
Çoklu çakışma : Bu tür çakışmada farklı anihilasyon olaylarına ait fotonlar farklı olay olarak ve eş zamanlı olarak kayıt edilir.



Çoklu çakışma

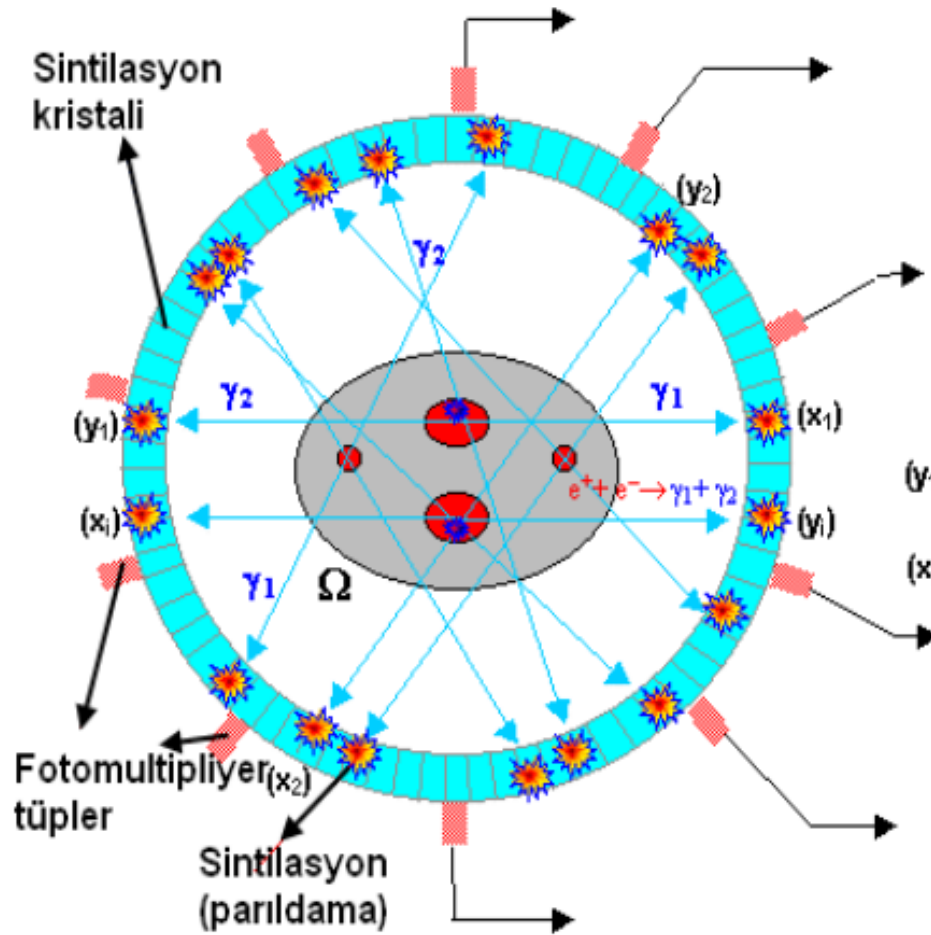


PET Sisteminin Dedektör Özellikleri

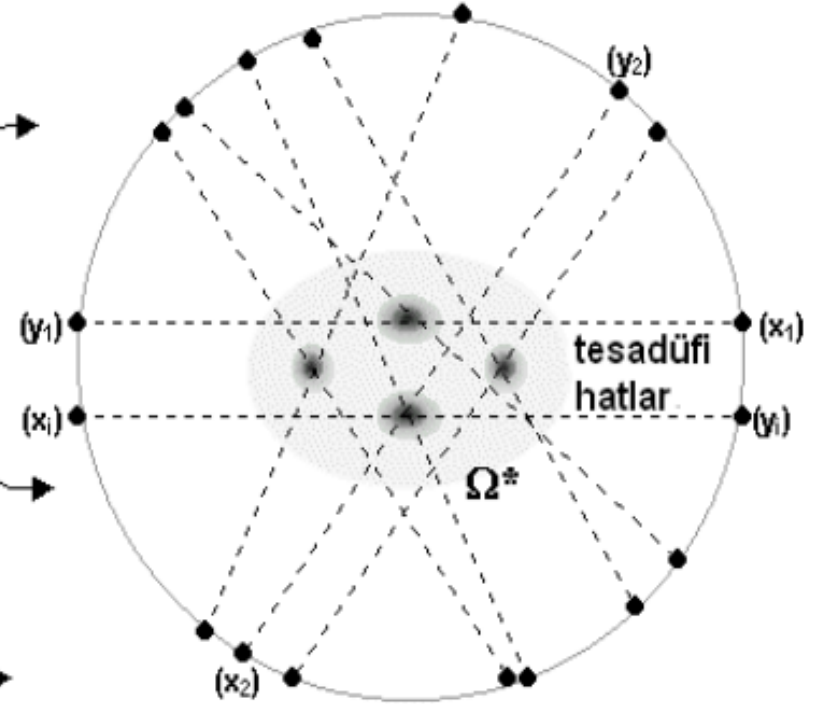


Tam halka(6 sıra) PET dedektörü

GÖRÜNTÜNÜN İŞLENMEMİŞ HALI

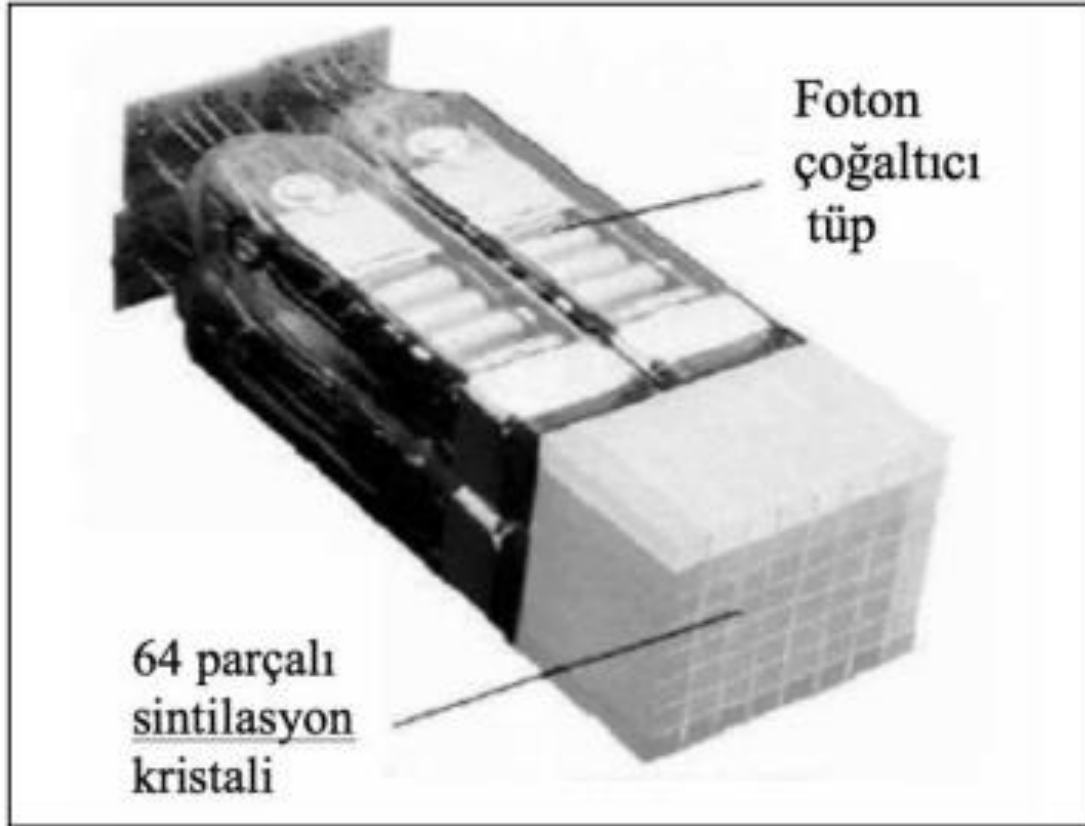


GÖRÜNTÜNÜN İŞLENEREK YENİDEN OLUŞTURULMUŞ HALI (REKONSTRÜKSİYON)



PET cihazında görüntü oluşumu





Tam halka(6 sıra) PET dedektörü



PET sisteminde dedektör seçilirken aşağıdaki gibi bazı özelliklere dikkat edilmelidir.

1- 511 keV'li fotonlar için lineer durdurma gücü.

2- Sintilasyon sönüm (bozunma) süresi (decay time)

3- Gelen gama fotonların başına sintilatörden salınan sintilasyon fotonu sayısı

4- Dedektör ayırma gücü

Dedektör durdurma gücü, fotonların dedektör ortamındaki kat ettiği mesafeyi belirler ve bu mesafe dedektör materyalinin kütle soğurma katsayısına ve dolayısıyla yoğunluğuna ve etkin atom numarasına (Zeff) bağlıdır.

NaI(Tl) Talyum Katkılı Sodyum İyodür Kristali

BGO Bizmut Germanat

BaF₂ Baryum Florür

GSO Gadolinyum Oksit Sülfat

LSO Lutesyum Oksit Sülfat

YSO İtriyum Oksit Sülfat

CsI(Tl) Talyum Katkılı Sezyum İyodür Kristali



Sintilatör	Etkin atom numarası (Z_{eff})	Yoğunluk (g/cm^3)	Sönüm süresi (ns)	Işık verimi (Işık foton sayısı/keV)	* $\mu(cm^{-1})$ /511 keV	*% Enerji ayırma gücü/511keV
NaI(Tl)	51	3,67	250	38	0,34	7,8
BGO	74	7,13	300	6	0,96	10
BaF2	54	4,89	0,6	2	0,44	11,4
GSO	59	6,71	50	10	0,67	9,5
LSO	66	7,40	40	29	0,87	10,1
YSO	34	4,53	70	46	0,39	12,5
CsI(Tl)	54	4,51	1000	52	0,483	4,53
LYSO	65	7,2	50	25	0,87	20

Bir fotonun yok olması için, birim uzunluk başına toplam olasılık, μ (toplam lineer inceltme katsayısı) olarak adlandırılır. Bu olasılık, fotoelektrik soğurma, Compton saçılması ve çift oluşumu olasılıklarının toplamıdır.

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

Fotopikin yarı yüksekliğindeki tam genişliği (YYTG) enerji ayırma gücünün bir göstergesidir. Enerji ayırma gücü (EA) yüzde cinsinden:

$$\%EA = \frac{YYTG}{E_0} * 100$$

Enerji çözünürlüğü, dedektörün gelen radyasyonun enerjisini doğru bir şekilde belirleyebilmesidir. Detaylı bilgi için:

bağıntısıyla hesaplanır. Burada E_0 ilgilenilen gama ışının enerjisidir.

<http://www.medimaging.gr/cd/pages/par3.htm>

Kristal üzerine gelen anihilasyon γ fotonları kristal materyali (sintilatör) ile etkileşerek görünür bölgede ışık fotonların çıkmasına neden olur. Ortaya çıkan ışık fotonlarının dalga boyları kristalden kristale değişir ve kristal materyaline bağlıdır. Seçilen sintilasyon kristallerinin 511 keV enerjideki anihilasyon fotonları durdurma gücü yüksek olmalıdır. Bunun için kristalin etkin atom numarasının ve yoğunluğunun yüksek olmasını gerektirir. Ayrıca kristalin gelen fotonlara çok çabuk yanıt verebilmesi gerekir. NaI(Tl) kristalinin ışık verimi (foton/keV) çok yüksek olup bozunma zamanı ise oldukça uzundur (250 ns) , ayrıca düşük yoğunluğu nedeniyle durdurma gücü BGO, LSO ve GSO 'ya göre daha azdır . BGO kristali daha uzun bozunma zamanına sahiptir (300 ns) ve ışık verimi NaI(Tl) kristaline göre nispeten düşüktür, ancak durdurma gücü son derece yüksektir ve kullanıldığı PET sistemlerine yüksek hassasiyet kazandırır. Enerji ayırma gücünün kötü olması nedeniyle çok sayıda saçılan foton dedekte edilir, bu nedenle bazı sistemlerde dedektör önüne kolimatör görevi yapacak kurşun veya tungsten septalar yerleştirilmiştir.



GSO kristali, PET incelemeleri için daha iyi özellikleri olan bir kristaldir. GSO kristali, LSO'ye göre daha düşük lineer durdurma gücü ($0.67 \text{ cm}^{-1}/511 \text{ keV}$) ve ışık verimi (10 foton/keV) olmasına rağmen daha iyi enerji ayırma gücüne sahiptir. LSO'nun temel bir problemi içeriğinde doğal bir radyoaktif izotop olan Lu-176 bulunmasıdır. Ancak PET sisteminde bir problem yaratmaz çünkü bu izotop tarafından salınan enerji 511 keV'den düşüktür.

Sistemin geometrisine bağlı olarak bu kristaller düzlemsel yada eğimli olarak tasarlanmıştır. Sistemin ayırma gücü kristallerin boyutuna bağlıdır bu nedenle SPECT sistemlerinde kullanılan kristaller yaklaşık 10 mm kalınlığında seçilirken, 511 keV enerjideki fotonlarını durdurabilmesi için PET sistemlerinde asgari 25 mm kalınlık kullanılmaktadır. Ancak bu durumda sintilasyon fotonlarının yatay dağılımı artar ve dolayısıyla kristal içi Compton etkileşimleri çoğaldığından uzaysal ve enerji ayırma güçleri bozulmaktadır



Fotoçoğaltıcı Tüpler - PMT

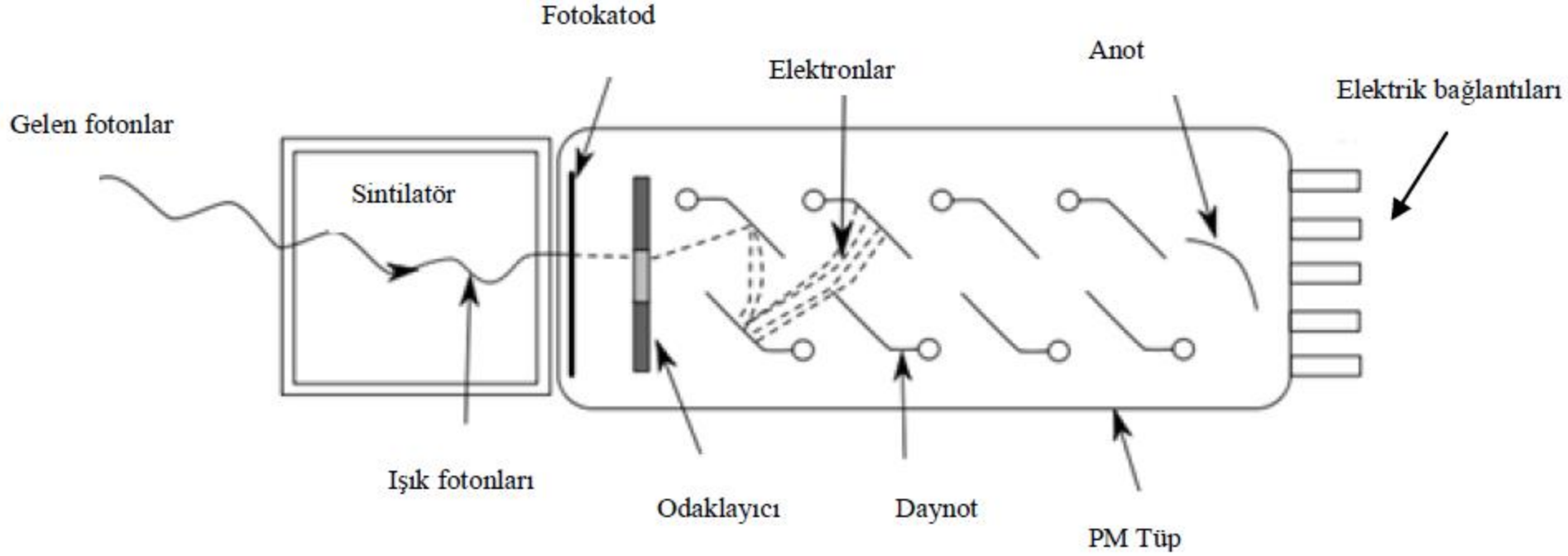
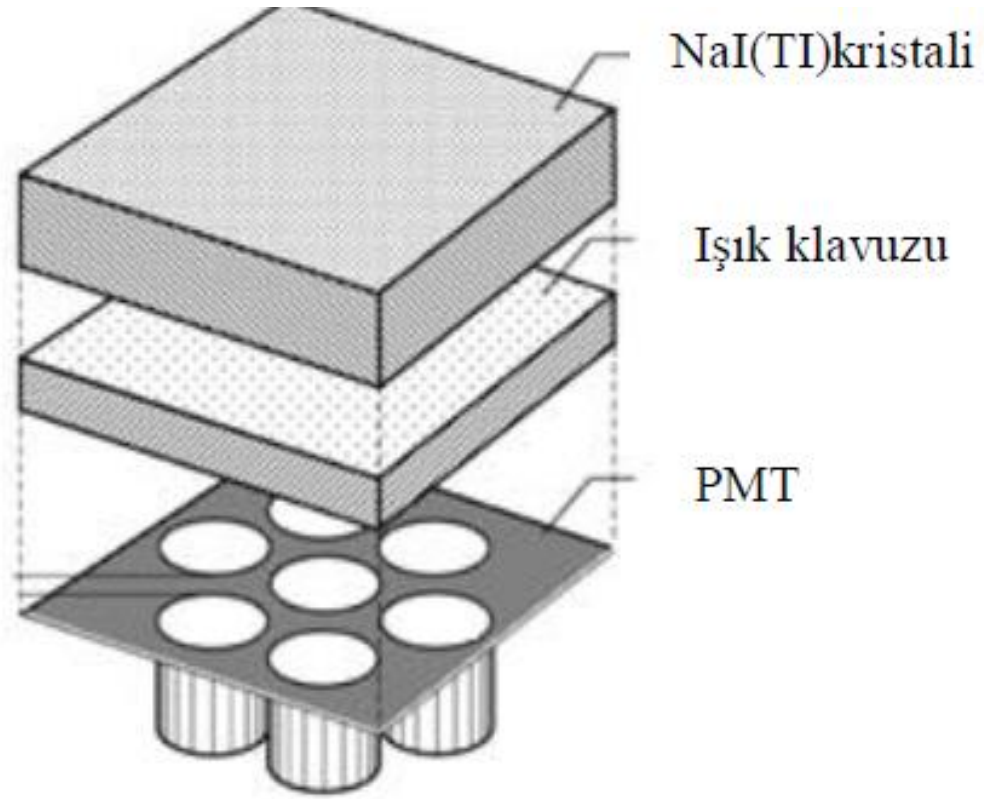


Foto çoğaltıcı tüp

Anhilasyon fotonlarının kristal ile etkileşmesi sonucunda ışık fotonları salınır ve bu ışık fotonları, sistem elektroniği tarafından kullanılarak elektrik pulslarına çevrilir. Genelde foto çoğaltıcı tüpler küçük boyutlarda tasarlanır. Bunun nedeni, ışığı sinyale çevirme etkinliklerinin yüksek olması ve uzaysal ayırma gücünün iyileştirilebilmesidir. Foto çoğaltıcı tüplerin en önemli üstünlükleri algıladıkları ışık miktarının çok düşük olması durumunda bile yüksek kazançlarıdır. İdeal durum her kristale tek bir foto çoğaltıcı tüpün bağlanmasıdır, ancak PMT'lerin belirli bir boyut altında yapılmaları mümkün değildir. Çoğu zaman fototüpün direkt olarak sintilatöre bağlanması mümkün değildir ve tüp ile kristal arasına yerleştirilen ışık klavuzu (light pipe) ile sintilasyon ışığının yüksek bir etkinlik ile tüpe yönlendirilmesi mümkün olur. Bu tabakanın bir diğer yararı üzerine gelen ışığın tüm fotokatod üzerine yaymasıdır. Genelde ışık klavuzları optik geçirgenliği ve kırılma indeksi yüksek olan maddelerden yapılır. Gama kameraların detektörlerinde yer alan geniş alanlı NaI(Tl) kristalleri bazı PET sistemlerinde kullanılmaktadır

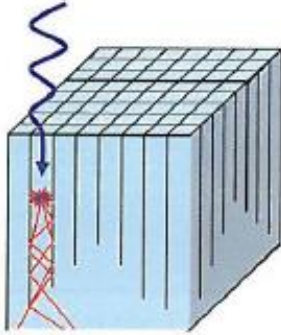




NaI(Tl) kristali PMT üzerine yerleştirilmesi



PET Sisteminin Dedektör Tasarım Özellikleri



8x8 dedektör elemanı
içeren blok dedektör tasarımı

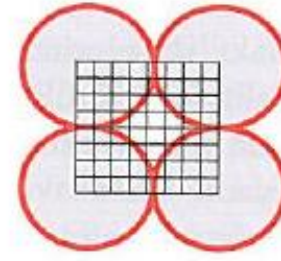
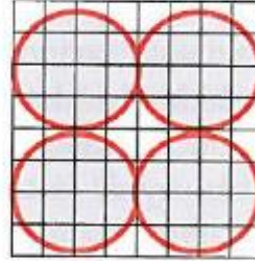
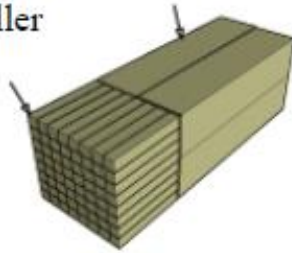


Foto tüplerin kristallere bağlantısı. Klasik
tasarım (sol), çeyrek paylaşım (sağ)

Foto tüpler

Ayrık kristaller



Fotoçoğaltıcı tüplerin blok
dedektörlere bağlanması

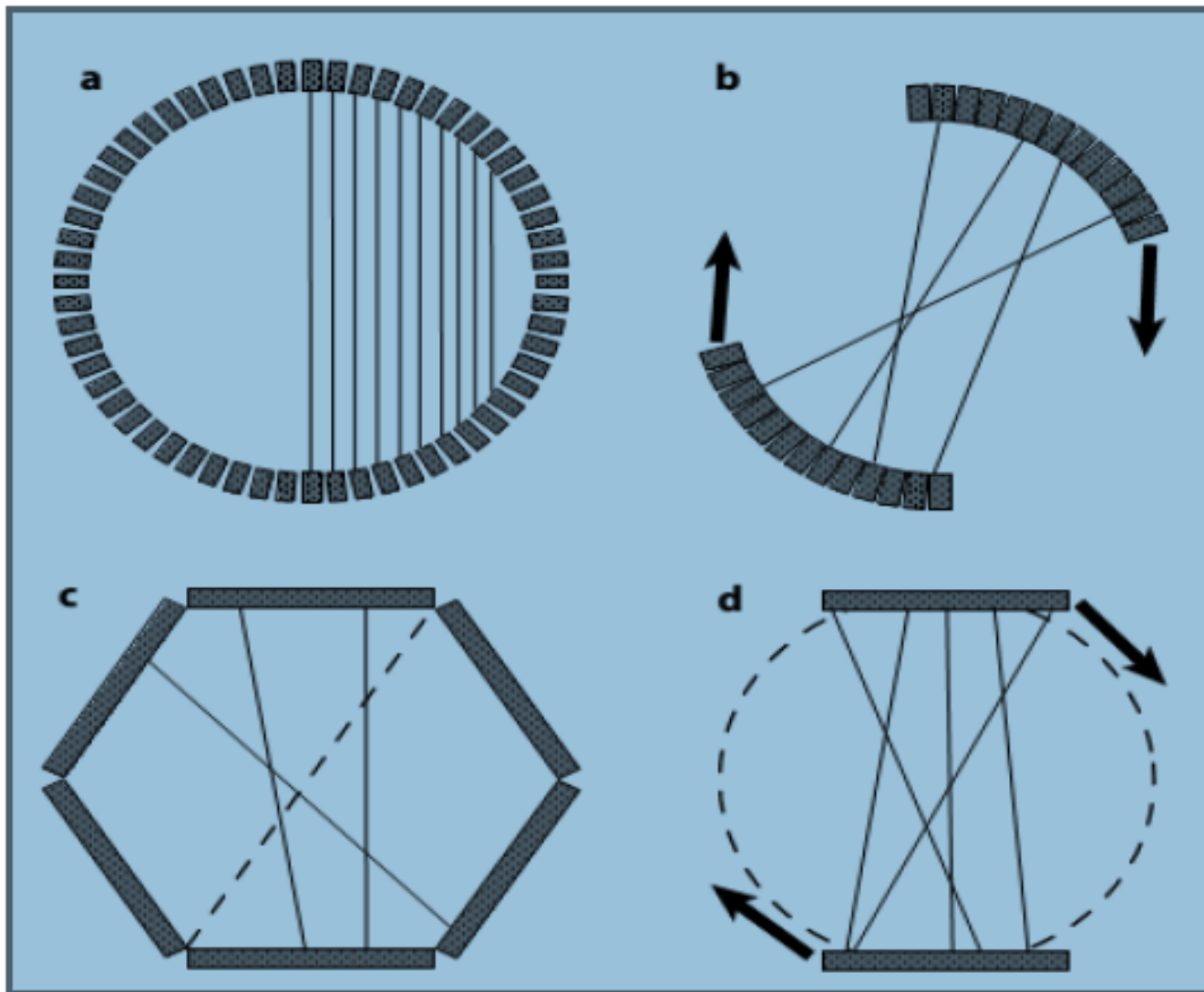


Blok dedektörler yan yana halka
şeklinde yerleştirilmesi (Halka dedektörler)

Halka tipi PET sistemde en fazla blok dedektörler kullanılmaktadır. Bu tasarımlarda blok şeklindeki kristalin bir yüzeyinde çok ince boyutta ayırık dedektör elementleri elde edilir. Bu ayırık dedektörlerin birbirinden optik olarak izole edilmesi için her dedektöre ayrı bir ışık klavuzu sağlar ve ışığın lateral dağılmasının önüne geçilir. Optik izolasyon, yarıklara yansıtıcı bir maddenin konulması ya da kristaller arasında çok ince bir boşluk bırakılması (0.2 mm) ile sağlanır. Foto tüplerin bloklar üzerinde yerleştirilmelerinde önceki slayttaki şekilde gösterildiği gibi 4 tüpün tüm boğun içerisinde kalacağı klasik tasarımdan başka, her tüp alanının dörtte birinin bir blok tarafından paylaşıldığı (çeyrek paylaşım) tasarımlar vardır.

Blok dedektörler yan yana getirilerek aksiyel yönde daha geniş halkalar elde edilir ve PET sisteminin sayım verimi arttırılırken tarama süresi azaltılmış olur

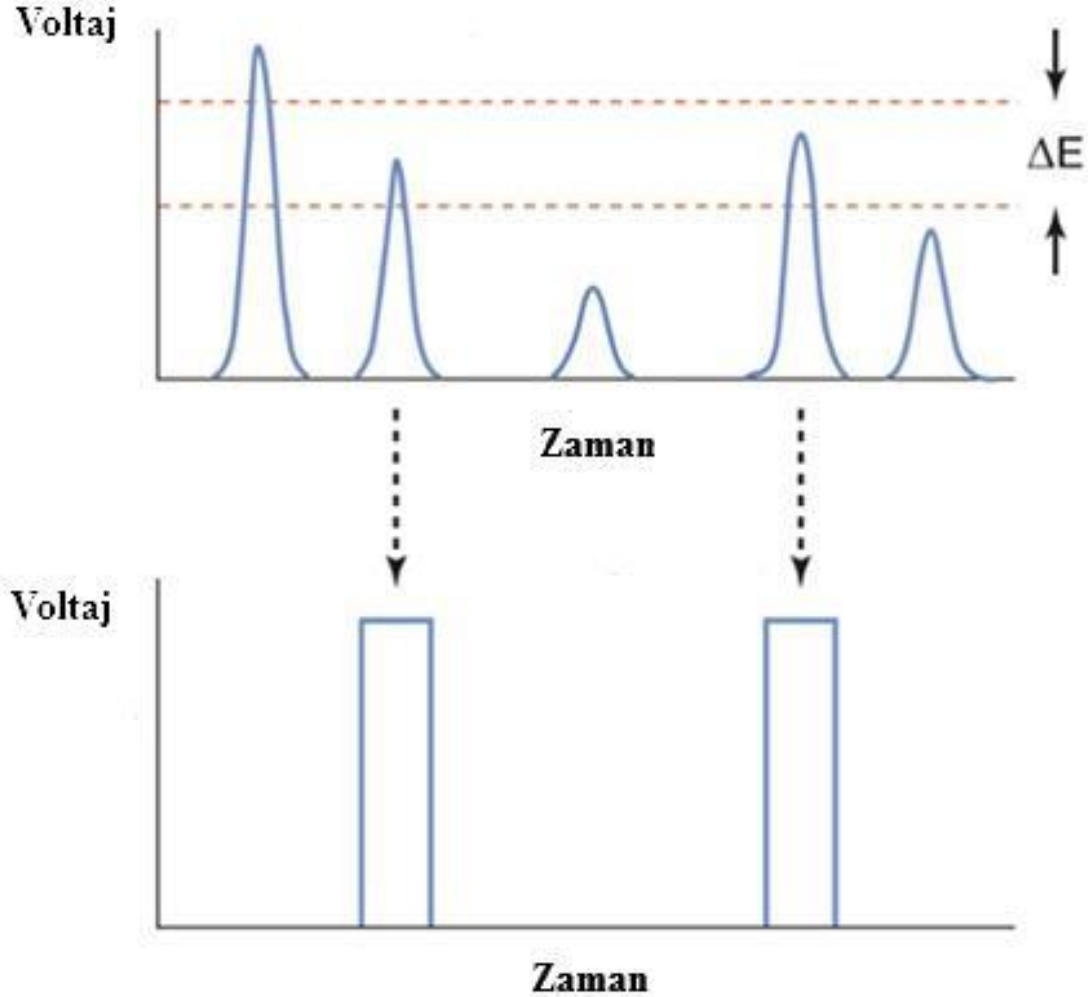




PET sisteminin farklı detektör konfigürasyonları : (a) Tam halka dairesel ve sabit konfigürasyon, (b) Kısmi halka dairesel ve hareketli konfigürasyon (c) Altıgen ve sabit konfigürasyon (düzlemsel detektör), (d) Gama kamera konfigürasyonu (hareketli düzlemsel detektör)



Puls Yükseklik Analizörü



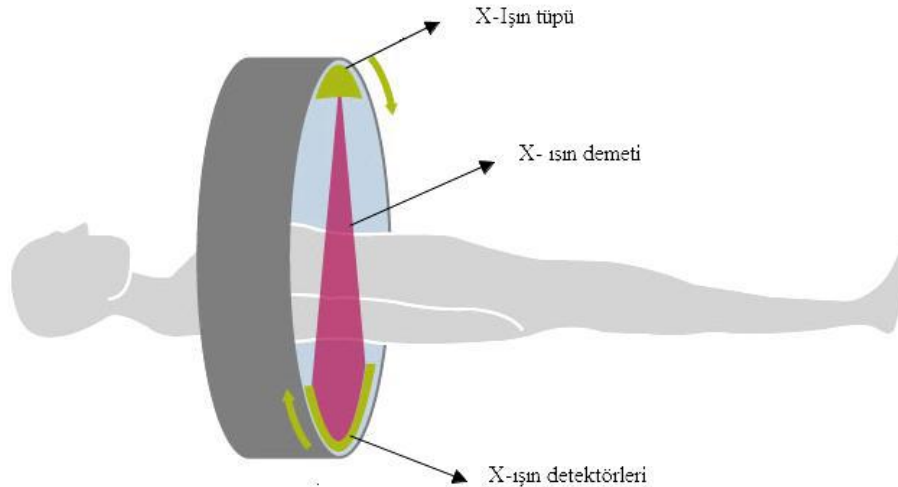
Puls yükseklik analizörü (PHA)

Detektörden çıkan elektrik pulsları, yükselteçte şekillendirildikten sonra puls yükseklik analizörüne (Puls Height Analyser - PHA) gönderilir. PHA'de iki tane elektrik pencere bulunmaktadır, bunlar alt seviye ayırıcısı (LLD) ve üst seviye ayırıcısı (ULD)'dir. Bu iki pencerenin arasına (ΔE) gelen pulslar geçer ve mantık pulslarına çevrilir. Başka bir ifade ile PHA belli bir aralıktaki gelen pulsların geçmesine izin verir. Genelde Radyasyon dedeksiyon detektörlerinde analizörün alt seviye ayırıcısı tam doğal fon seviyesinde ayarlanmaktadır. Nükleer tıpta görüntüyü oluşturacak elektrik sinyali organdan saçılan ışınları içermemelidir, bu nedenle analizör penceresi(ΔE) çok dar bir şekilde ayarlanır. Bu şekilde görüntü kalitesi artar, ancak bu sefer dedeksiyon etkinliği azalır. PET sisteminde analizör pencere genişliği (ΔE) yaklaşık 350 – 650 keV ve pencere merkezi tam 511 keV'e ayarlanır



Bilgisayarlı Tomografi Sistemi - BT

Bilgisayarlı tomografisi fikri 1963 yılında Cormak tarafından ortaya atılmış ve radyolojide yeni bir yol açmıştır. Bilgisayarlı tomografi ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında Godfrey Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastanelerde uygulamaya başlamış olup, günümüzde en çok kullanılan görüntüleme tekniklerinden bir tanesi olmuştur. BT sistemi genelde dört parçadan oluşmaktadır. Bunlar; gantri, X-ışın tüpü, dedektör dizisi ve hasta yatağıdır. Gantride karşılıklı olarak yerleştirilmiş X-ışın tüpü, hasta yatağı çevresinde dönme hareketi yaparken birçok açıda elde edilen görüntüler, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır



X-ışınları hastadan geçtikten sonra dedektörlerde detekte edilmesi

Dedektörlere ulaşan x ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda azalıma uğrar. Ancak bu detektörlerden bir tanesi referans olarak kullanılmaktadır, yani hastadan geçmeyip azalıma uğramayan x ışınlarını ölçmektedir. Azalıma uğrayan (N) ve uğramayan (N₀) x ışınları birbirleri ile kıyaslanarak azalım katsayısı (μ) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır.

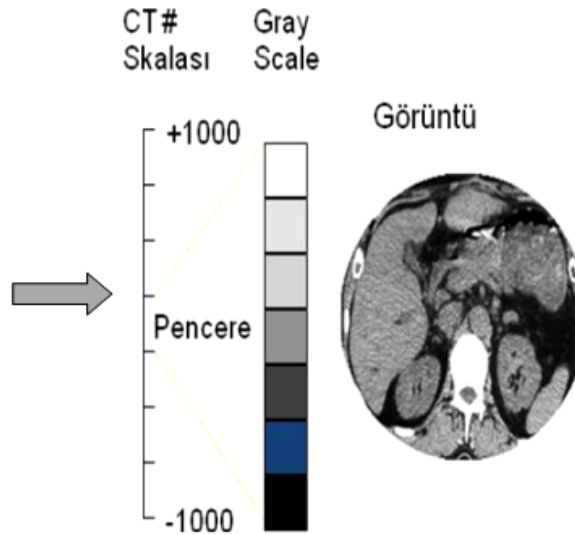
$$N = N_0 \exp(-\mu t)$$

Burada t, x ışınların geçtiği kalınlıktır. Ölçülen azalım katsayıları sistemin hafızasında bir görüntü olarak kayıt edilir

Hafızadaki Görüntü

0	0	0	0	0	0	0	0
0	33	20	0	65	53	32	0
1	90	32	13	44	24	31	0
0	50	52	67	77	98	14	0
0	23	81	3	54	53	11	10
0	22	42	3	70	74	51	0
0	34	21	71	62	41	30	7
0	0	21	0	0	0	0	0

μ Değerleri



Görüntülerin HU numaralarına çevrilmesi

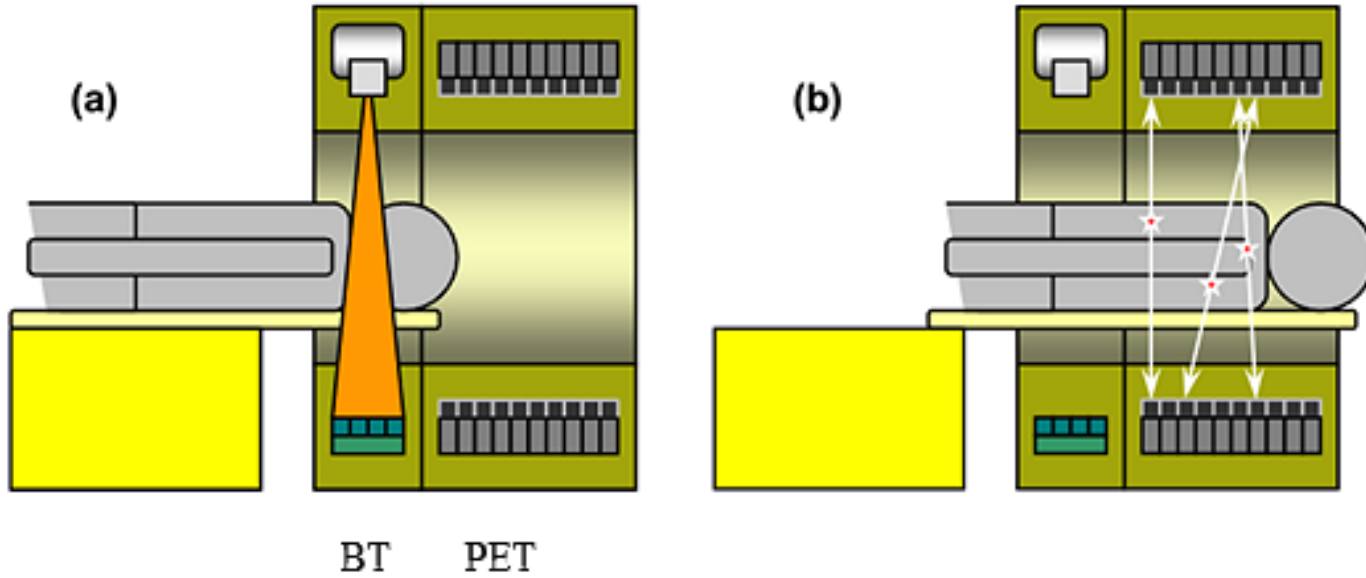
Bilgisayarlı Tomografi Sistemi - BT

İlk başta, fonksiyonel tomografik görüntüleme cihazları (SPECT, PET) ve anatomik görüntüleme cihazları (BT, MRI gibi) ayrı sistemler şeklindeydi, yani her sistem ayrı bir tasarım ve ayrı bir gantri içinde yer almaktadır. Bu ayrı sistemler ilk olarak 1960 yıllarında birleştirildi ve bu birleştirilme sayesinde ilk füzyon görüntüsü elde edilip hekimlere teşhis açısından kolaylık sağlanmış oldu. Ancak bu sistemlerin birleşiminin avantajları olmasına rağmen dezavantajları da mevcuttur. Bunlardan bir tanesi, hastanın her iki cihazda aynı pozisyonda olmamasıdır. İlk başta beyin için görüntü füzyonu MR, BT ve PET ile başarı ile yapılmıştır, ancak en sık karşılaşılan sorun hizalamadır ve bu sorun lazer ve hasta üzerine işaretleyiciler yapıştırılarak çözülmüştür. Fonksiyonel PET ve SPECT gibi görüntüleme yöntemleri genellikle düşük anatomik bilgi, düşük uzaysal ayırma gücü ve yüksek gürültüye sahiptir. Farklı sistemlerden gelen görüntülerin birleştirme sorunlarını çözmek için bir yol, cihazların birleştirilmesidir (emisyon ve transmisyon). Birleştirilen cihazlara çoklu modalite denir



Siemens Biograph 6 PET/BT sistemi

PET/BT gibi bir cihazda elde edilen görüntü (tek bir çalışmada) hem anatomik bilgi (BT) hem fonksiyonel bilgiye (PET) sahiptir. Ayrıca PET/BT sisteminde elde edilen veriler tamamlayıcıdır. BT doğru anormal yapıları lokalize ederken, PET de anormal metabolizma alanları vurgulamak için kullanılır. Ayrıca birleştirilmiş PET/BT sisteminin en büyük avantajları BT ile elde edilen görüntünün farklı düzeltme işlemlerinde kullanılmasıdır, bunlar kısmi hacim etkisi düzeltmesi (Partial volume corrections) ve foton azalım düzeltmesidir (Attenuation correction).

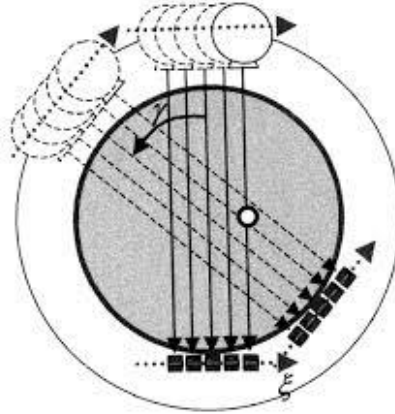


PET/CT sistem içeriği. (a) CT ile görüntü toplanması, (b) PET ile görüntü toplanması



SPECT SİSTEMİ

SPECT'in (Single-photon emission computed tomography) temeli 1917 yılında Avustralyalı matematikçi J. Radon tarafından yayınlanan bir makale ile atılmıştır. Bu yayında Radon iki ya da üç boyutlu bir objenin çeşitli açılar altındaki görünümünün yeniden elde edilebileceğini vurgulamıştır. 1922 yılında radyolojide x- ışın tüpü hasta üzerinde döndürülerek tomografi denemeleri yapılmış, fakat objenin üç boyutlu yapısının oluşturulması ancak bilgisayarlı tomografinin geliştirilmesiyle anlam kazanmıştır.



$$\mathcal{R}f(t, \vec{\theta}) = \int_{g_{t, \vec{\theta}}} f ds = \int_{-\infty}^{\infty} f(s\vec{\theta}^{\perp} + t\vec{\theta}) ds$$



Johann Radon 1917

- C. Röntgen (1895) – X-rays
- J. Radon (1917)– Mathematical Model
- G. Grossmann (1935) – Tomography
- G. Hounsfield, McCormack (1972) – Computerized assisted tomography (CAT scan)



Abb. 1.4: moderner CT Scanner

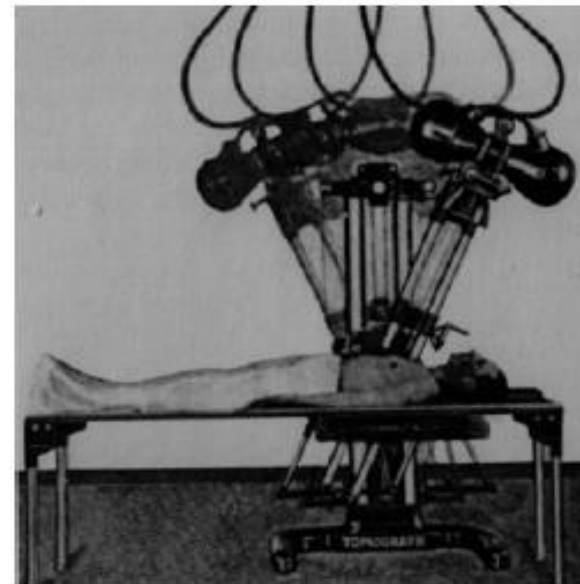
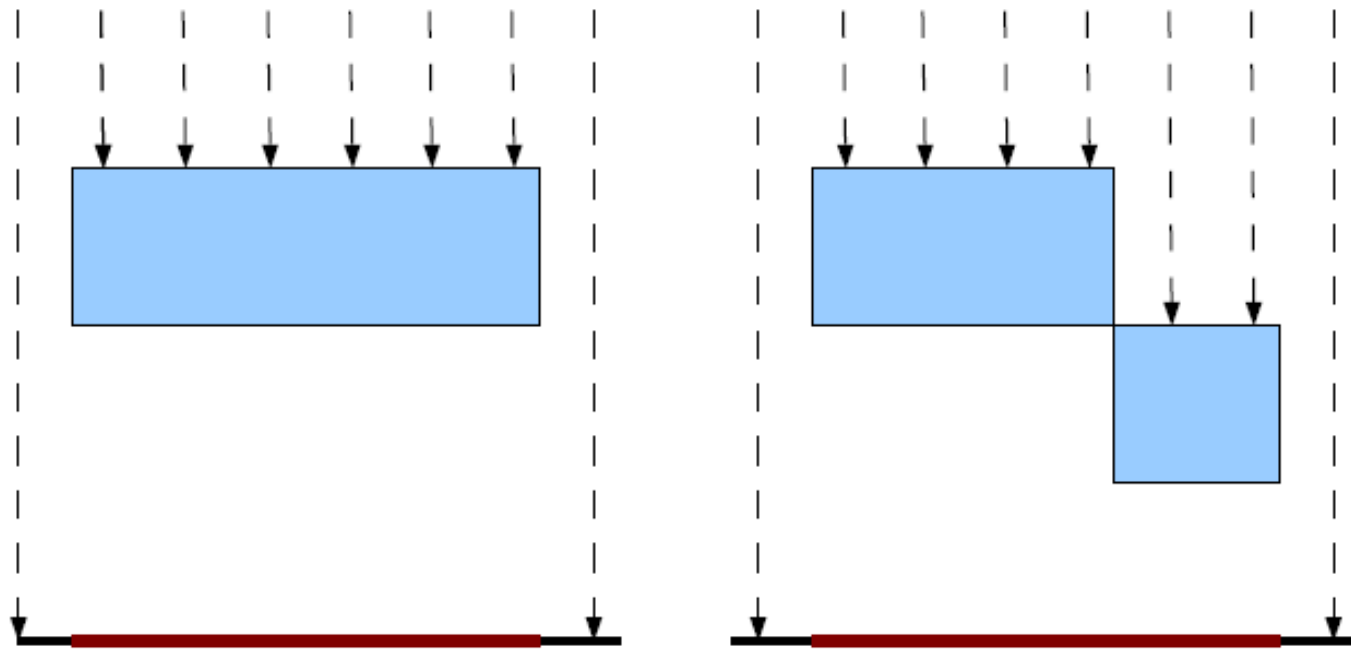


Abb. 1.1: historischer
Grossmann-Tomograph

THE FAILURE TO DISTINGUISH OBJECTS



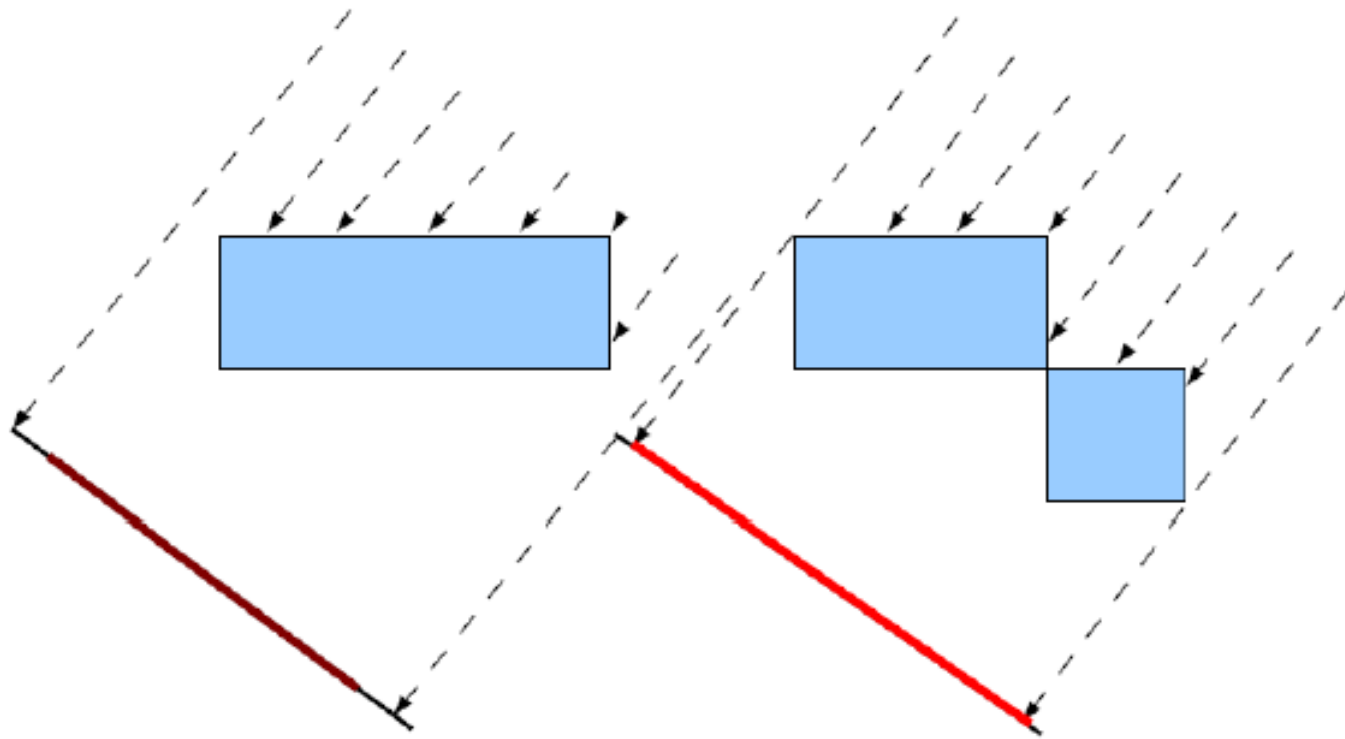
one object

two objects

same projection



Solution: more directions



Different angles lead to different projections.
The more directions from which we make
measurement, the more arrangements of objects
we can distinguish.

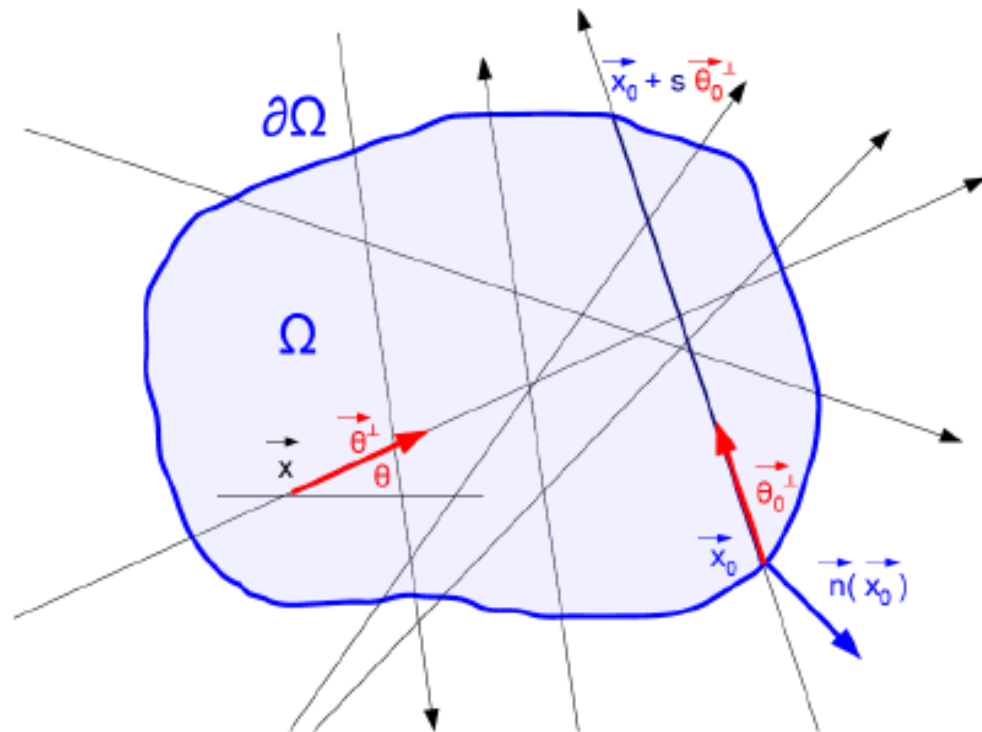


Radon transform

$$\mathcal{R}f(t, \vec{\theta}) = \int_{g_{t, \vec{\theta}}} f ds = \int_{-\infty}^{\infty} f(s\vec{\theta}^{\perp} + t\vec{\theta}) ds$$

$$\vec{\theta} = \begin{pmatrix} \cos \theta \\ \sin \theta \end{pmatrix}$$

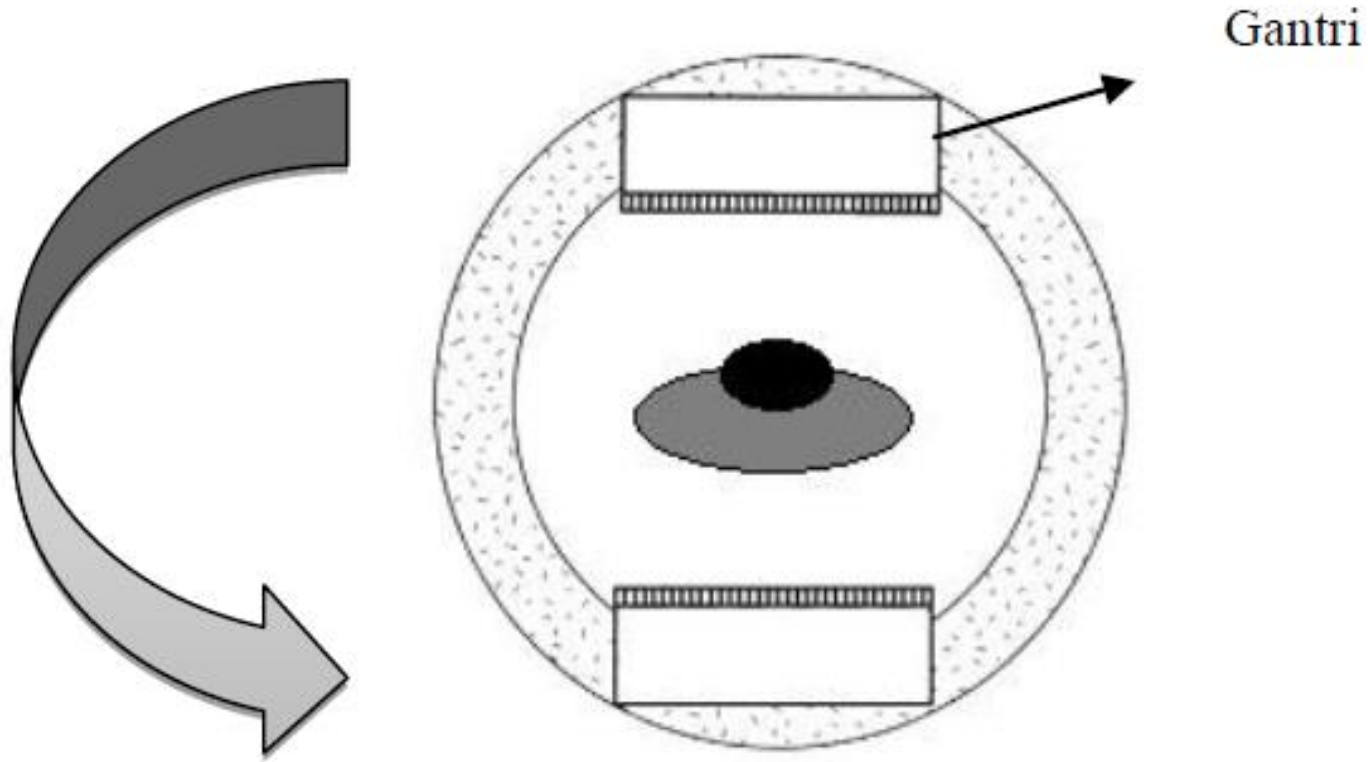
$$\vec{\theta}^{\perp} = \begin{pmatrix} -\sin \theta \\ \cos \theta \end{pmatrix}$$



SPECT Sisteminin Genel Prensipleri

Konvansiyonel gama kamera sistemlerinde, organdan yayılan gama fotonları kolimatör tarafından yönlendirilerek detektör elementi olan NaI(Tl) kristalin üzerine düşürülür. Kolimatörün bir işlevi de, çevreden gelen ve görüntü sahasına girmesi istenmeyen fotonların durdurulmasını sağlamaktadır. NaI(Tl) kristali, üzerine düşen gama fotonlarını durdurarak enerjileri ile orantılı sintilasyon fotonları çıkarır. Sintilasyon fotonları ışık kılavuzu tarafından odaklanıp PMT'lerin girişindeki fotokatoda çarptırılarak buradan elektronların kopmalarına sebep olur. Açığa çıkan elektronlar PMT içindeki daynodlar arasında yüksek gerilim etkisiyle hızlandırılır ve giderek sayıları artar. Elektronlar PMT dışındaki anoda toplanır ve sonuçta bir elektrik sinyali elde edilir. Bu sinyal, çeşitli elektronik ünitelerde şiddetlendirilip, şekillendirildikten sonra iki boyutlu (planar) bir görüntüye dönüştürülmektedir. Konvansiyonel gama kameralarda, üç boyutlu bir objenin tek bir açıda iki boyutlu bir görüntüsü (Radyoaktif madde dağılımı) elde edilir, yani bu sistemler obje derinliği ile ilgili bilgiler vermemektedir. Bu sorun SPECT sisteminin ortaya çıkmasına neden olmuştur. SPECT sisteminde detektör hasta etrafında dönerek üç boyutlu görüntüler elde edilir (tomografik görüntüler). Böylece obje derinliği ile ilgili bilgiler elde edilebilir.

Nükleer tıpta tomografik görüntüleme prensibi hasta etrafında, farklı açılardan hastadan salınan radyasyon dedeksiyonuna dayanmaktadır ve bu Emisyon Bilgisayarlı Tomografi olarak adlandırılır (Emission Computed Tomography - ECT). ECT adlandırılan bu yöntemde farklı matematiksel algoritmalar ve izotoplar (^{99m}Tc , ^{123}I , ^{67}Ga) kullanılarak tomografik görüntüler (kesit görüntüleri) elde edilmektedir.

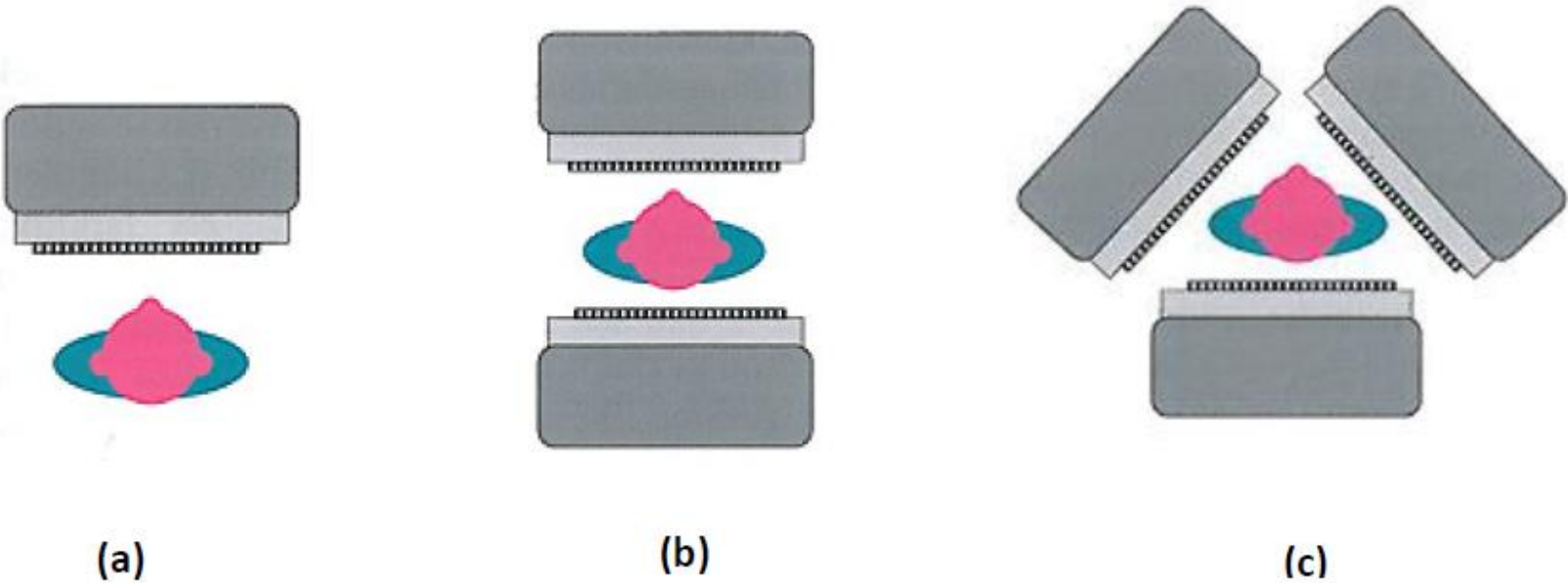


Çift detektörlü SPECT sistemi, gantri hasta etrafında dönerek görüntü toplaması



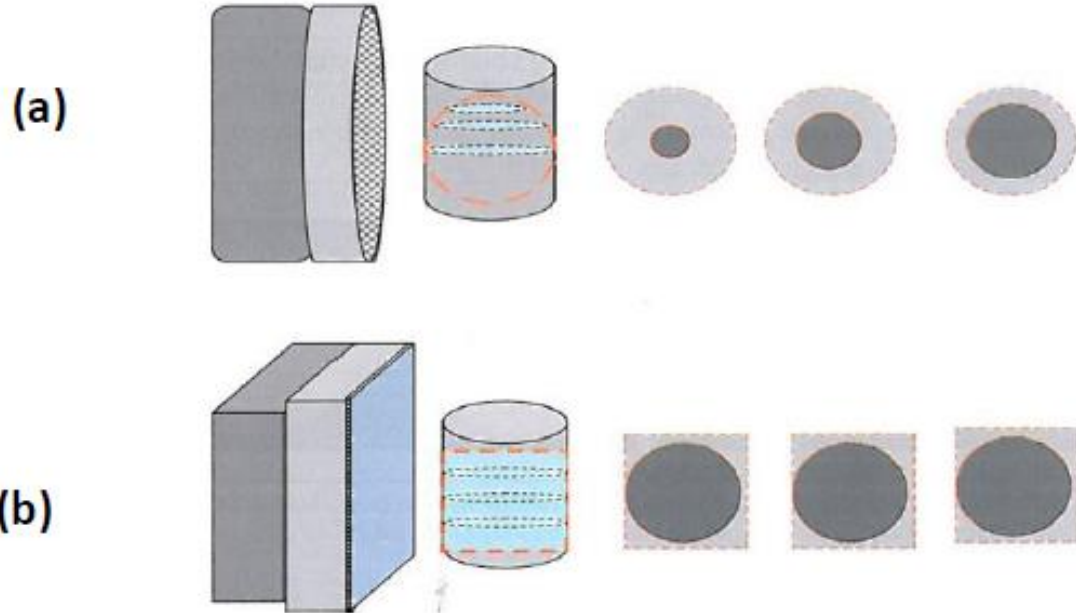
SPECT Sistemlerinin Tasarım Özellikleri

İlk SPECT sistemleri 1960 yıllarının başında değişik detektörler kullanılarak tasarlanmıştır. Ancak daha sonra 1970 yıllarında Anger gama kameraları SPECT sistemlerinin temel bileşeni olmuştur. Detektörün geniş görüş alanı sayesinde aynı anda birden fazla kesit bilgisinin toplanması, bu sistemlerde mümkündür. Başlangıçta tek detektörlü olarak tasarlanan bu sistemler 1990 yılından sonra iki ve üç detektörlü olarak geliştirilmişlerdir



SPECT sistemlerinin farklı tasarımları : (a) Tek detektörlü sistem, (b) Çift detektörlü sistem, (c) Üç detektörlü sistem

SPECT detektörlerindeki bir diğer gelişme ilk zamanlarda dairesel olarak yapılan detektör şekillerinin dörtgen olarak tasarlanmasıdır. Dairesel detektör ile tüm açılar sonucu elde edilen hacim silindir değil küredir. Dolayısıyla transvers kesitler görüş alanı boyunca farklı çapta diskler olarak görüntülenir ve sadece merkezi kesit tüm detektör çapındadır. Bu nedenle büyük boyuttaki organların üst ve alt kısımlarından elde edilen kesit görüntüleri görüş alanının dışına çıkabilir. Dektör şeklinin dörtgen yapılmasıyla bu sorun çözülmüştür.



SPECT sisteminde kesit görüntülerinde görüş alanının detektör şekline bağlı olarak değişimi , (a) Dairesel detektör ,(b) Dörtgen detektör



SPECT Sisteminde Tomografik Bilgilerin Toplanması

SPECT sistemimde detektör hasta etrafında dönerek farklı açılarda bilgi (Görüntü) toplanmaktadır. Ancak optimum bir görüntü elde edebilmek için bilgi toplama parametrelerinin çok dikkatli bir şekilde seçilmesi gerekmektedir. Bu parametreler;

- Kolimatör seçimi
- Matris boyutu
- Dönme çapı
- Orbit (dönme yörüngesi) seçimi
- Projeksiyon sayısı
- Projeksiyon başına geçen süre

Kolimatör Seçimi

Kolimatör, hasta ile detektör kristali arasına yerleştirilen bir araçtır. Kolimatörler hastadan farklı yönlerde çıkan ve kaynak ile ilgili her hangi bir bilgi taşımayan saçılan ışınları durdurmak için kullanılır. Genelde kolimatör yapısında yoğunluğu ve atom numarası yüksek olan malzemeler (Tungsten veya Kurşun) kullanılmaktadır. Kolimatör tasarımında en önemli husus, etkin bir sayım hassasiyeti ile elde edilecek görüntülerin organla ilgili detayları iyi bir ayırma gücü ile vermesidir. Bir başka ifade ile kolimatör seçilirken hassasiyet ile ayırma gücü arasında bir tercih yapılmalıdır.

Genelde kolimatörler çok kanallı ve tek delikli (pinhole) olmak üzere ikiye ayrılır. Çok kanallılar paralel, birbirine yaklaşan (konverjan) ve birbirine uzaklaşan (diverjan) olmak üzere üç sınıftır.

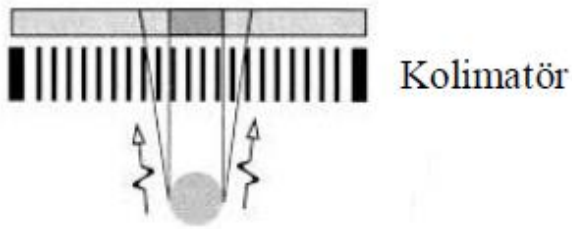
Paralel kolimatör halinde görüntülenecek obje aynı boyutta görüntülenmektedir. Diverjan kolimatör halinde görüntülenecek obje küçültülerek görüntülenmektedir (büyük organları görüntülemek için). Konverjan ve Pinhole kolimatörlerde görüntülenecek obje büyütülerek görüntülenmektedir (Küçük organları görüntülemek için). Kolimatör deliklerinin şekil, uzunluk, çap ve düzenlenişleri kolimatör performansını etkiler.

Yüksek ayırma güçlü kolimatörlerinde delik sayısı fazla, çap küçüktür.
Yüksek hassasiyet kolimatörlerinde delik sayısı az, çap büyüktür.

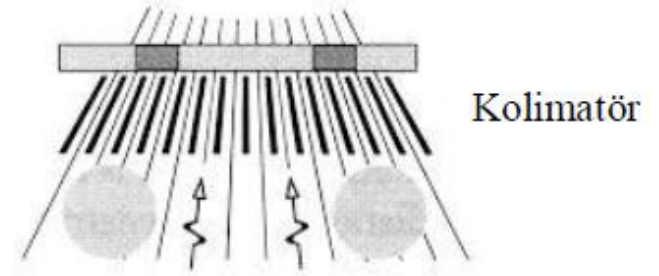
(a)

(b)

Dedektör



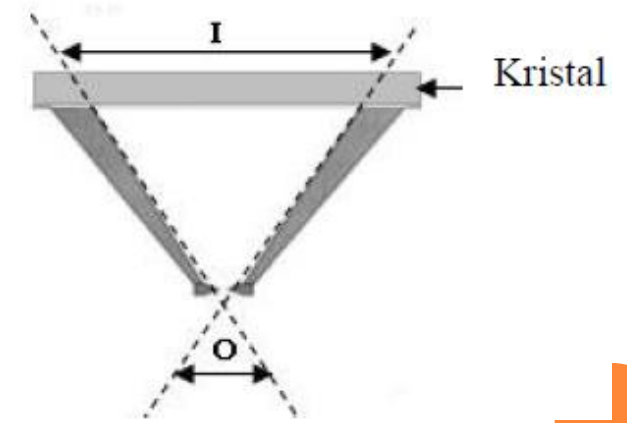
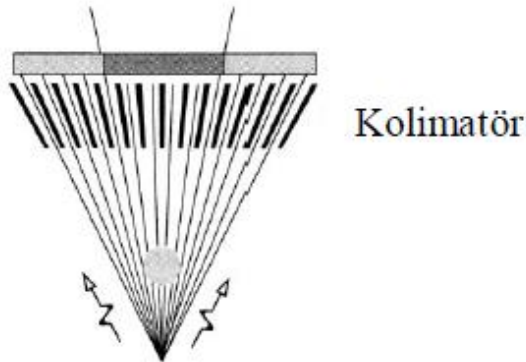
Dedektör



(c)

(d)

Dedektör



SPECT sistemin Kolimatörleri : (a) Paralel delikli kolimatör , (b) Diverjan kolimatör , (c) Konverjan kolimatör , (d) Pinhole kolimatör

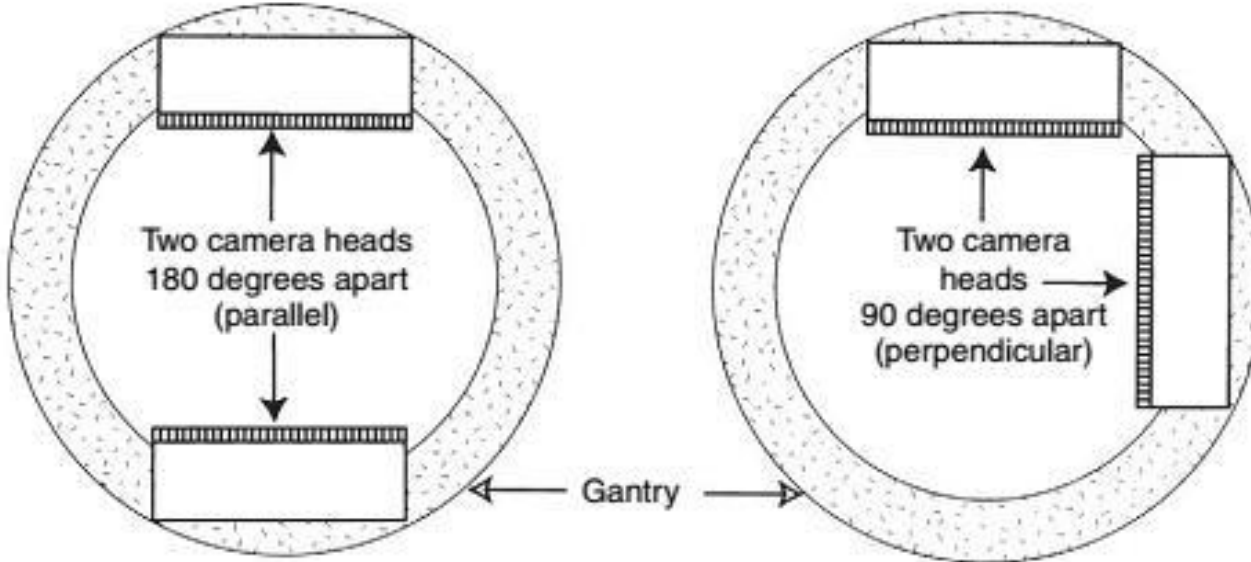


Matris Boyutu

Çoğu SPECT sistemlerinde, görüntü matris boyutu görüntüleme moduna ve görüntülenecek objenin minimum boyutuna bağlı olarak değişmektedir. Örneğin statik (planar) görüntüleme modunda matris boyutu 64x64 seçilmektedir. Örnekleme teorisine göre belirli frekanstaki bir objeyi görüntüleyebilmek için örnekleme frekansı obje frekansından en az iki kat büyük olmalıdır (Nyquist Frekansı). Başka bir ifade ile belirli boyutta bir objeyi görüntüleyebilmek için görüntü piksel boyutu obje boyutundan en az iki kat küçük olmalıdır. Örneğin 540 mm görüş alanlı (FOV) bir gama kamerada, Zoom Faktörü 1.4 ve görüntü matris boyutu 64x64 ise, görüntü piksel boyut 6 mm olacaktır. Sonuçta görüntülenebilecek obje boyutu 1.2 cm ve yukarıdır. Bazen SPECT sisteminde özellikle kemik taramalarında, uzaysal ayırma gücünü iyileştirmek için görüntü matrisi 128x128 olarak kullanılmaktadır.

Dönme Çapı

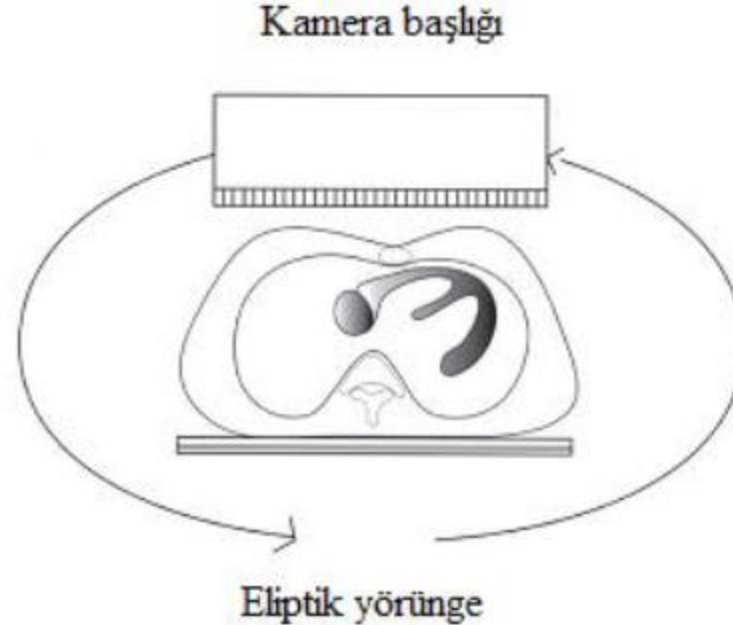
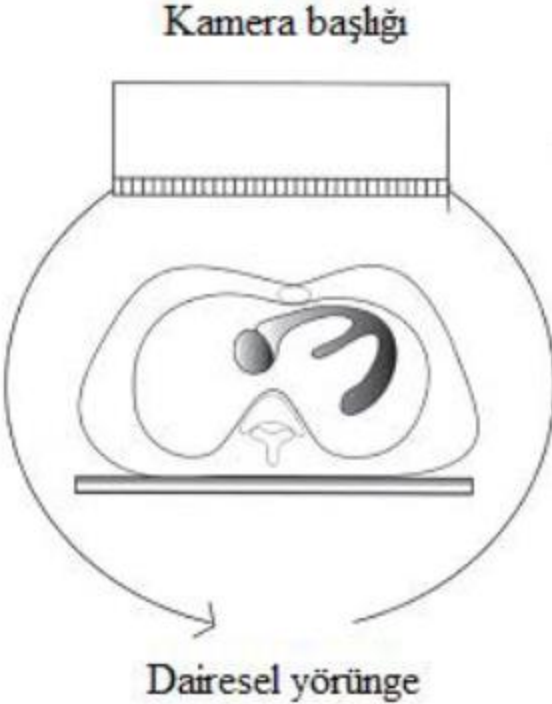
Kesit görüntülerinde uzaysal ayırma gücü detektör-hasta mesafesine bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle tarama sırasında detektör-hasta mesafesi minimuma indirilmeye çalışılmaktadır. Genelde kalp incelemelerinde detektör-hasta mesafesini minimum yapmak amacıyla detektör açıları 180° veya 270° yapılmaktadır. Ayrıca hastanın arka ve ön kısımlarından çıkan faydalı (azalıma uğramamış) foton sayısı fazladır böylece sistemin hem hassasiyeti hem uzaysal ayırma gücü artmış olur. Yeni SPECT sistemlerinde, gantri içinde bir sensör kullanılmaktadır. Böylece gantri hastaya değmeden detektör-hasta mesafesi minimuma indirilmektedir



**SPECT
sisteminde
detektör
pozisyonları**

Orbit (dönme yörüngesi) Seçimi

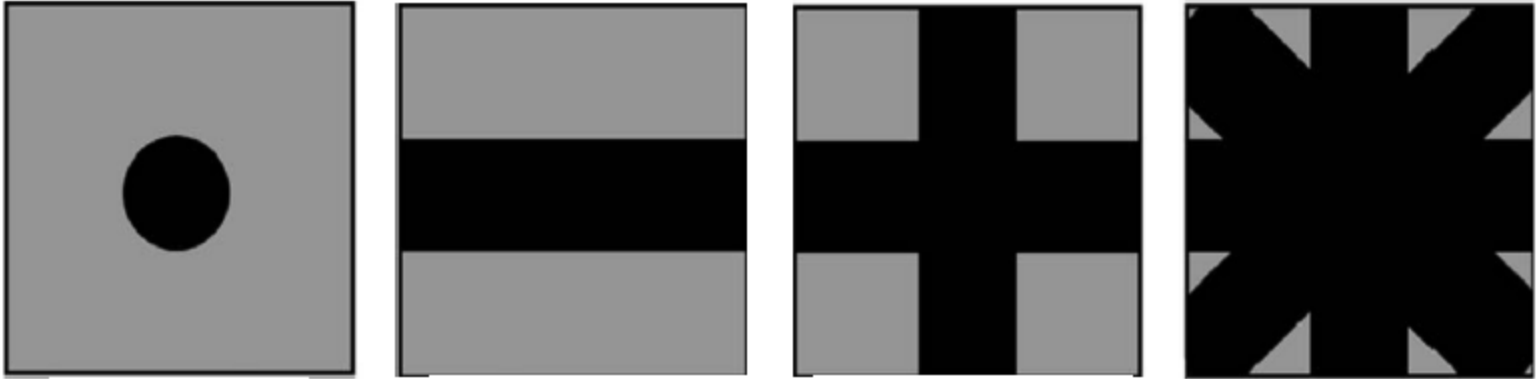
SPECT sisteminin kamerası hasta etrafında dönerken, detektör-hasta mesafesi minimum ve sabit olmalıdır, ancak insan vücut şekli dairesel olmadığı için bu mesafe sürekli değişmektedir ve görüntü kalitesi olumsuz etkilenmektedir. Bunun için kamera hasta etrafında dönerken dairesel yörünge yerine eliptik yörünge şeklinde dönmektedir. Böylece detektör-hasta mesafesi sabit ve minimum olup görüntü kalitesi artırılmış olur



**SPECT
kameranın
orbit şekilleri**

Projeksiyon Sayısı

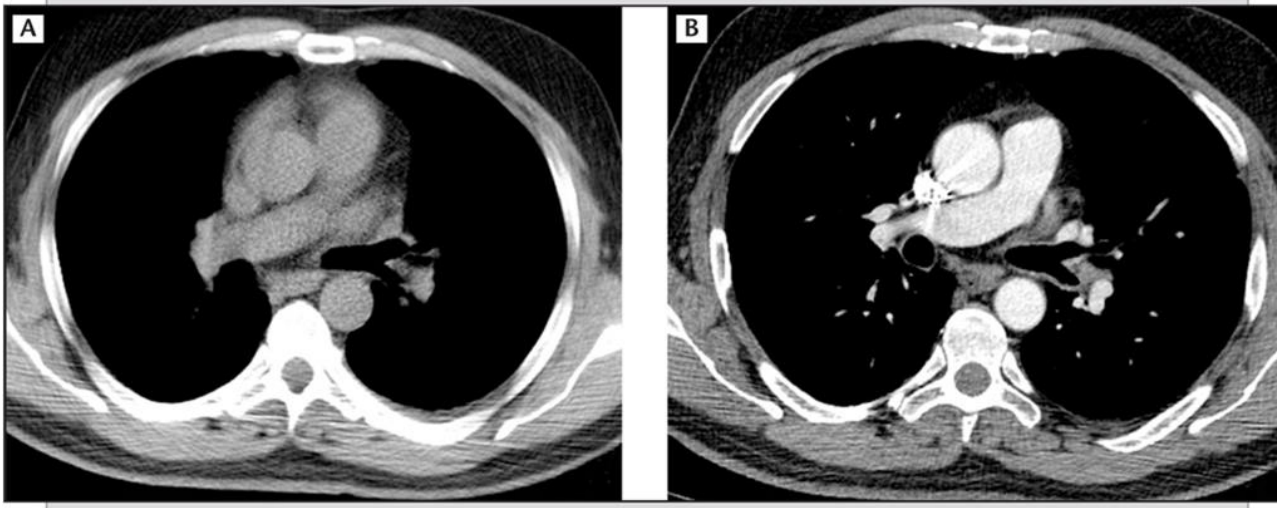
Kesit görüntülerinde görüntü kalitesi projeksiyon sayısına bağılı olarak değişmektedir. Az sayıda projeksiyon kullanılması durumunda görüntü kalitesi olumsuz bir şekilde etkilenir ve sonuçta görüntüde sahte görüntü (yıldız artefakt) ortaya çıkar. Çok sayıda projeksiyon kullanılması durumunda görüntü kalitesi iyileşir ancak inceleme süresi de artar. Yıldız artefaktları gidermek amacıyla yokuş (ramp) filtresi kullanılır. Klinik uygulamalarında en çok 360° 'de 120 projeksiyon kullanılmaktadır.



Projeksiyon işlemi sonucunda yıldız artefaktların oluşumu

Artifact

<http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/115-31943-387514-118256-734581750.pdf>



Resim 7. Kontrast madde uygulaması. Kontrastsız (A) ve kontrastlı (B) görüntüler. Kontrast madde uygulamasıyla damarların boyanması, çevre dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilmelerini sağlar (B).

Artefaktlar

□ Metalik artefaktlar

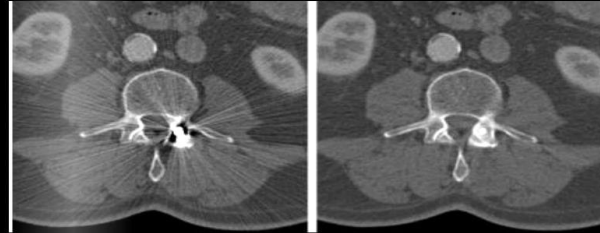
Çözüm:metali çıkartmak

gantri açısı değiştirilebilir

kVp artırılıp kesit kalınlığı azaltılabilir

özel software ve filtreleme programları

Metalik artefaktlar



Projeksiyon Başına Geçen Süre

Genelde, SPECT sisteminde yüksek kalitede bir görüntü elde edebilmek için görüntü toplama süresi (projeksiyon başına geçen süre) her zaman yüksek tutulmalıdır. Ancak hasta hareketinden kaynaklanabilecek görüntü kusurları inceleme süresine bir sınır koymaktadır. Tipik bir görüntü için (120 projeksiyonlu, 360o) projeksiyon başına geçen süre yaklaşık 15-30 s civarında olup toplam görüntü toplama süresi 15-30 dakikadır.

Tomografik Bilgilerin Gösterilmesi

Tomografik görüntüleme vücut içerisindeki radyoaktivite dağılımı transvers kesitler olarak elde edilir. Daha sonra bu farklı kesitler üst üste koyularak üç boyutlu bir görüntü elde edilir. Başka bir ifade ile vücut içerisindeki radyoaktivite dağılımı üç boyutlu olarak gösterilir. Bu elde edilen görüntüleri bilgisayar ekranında göstermek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlar;

- Sine Gösterimi
- Sinogram
- Linogram

Sine Gösterimi

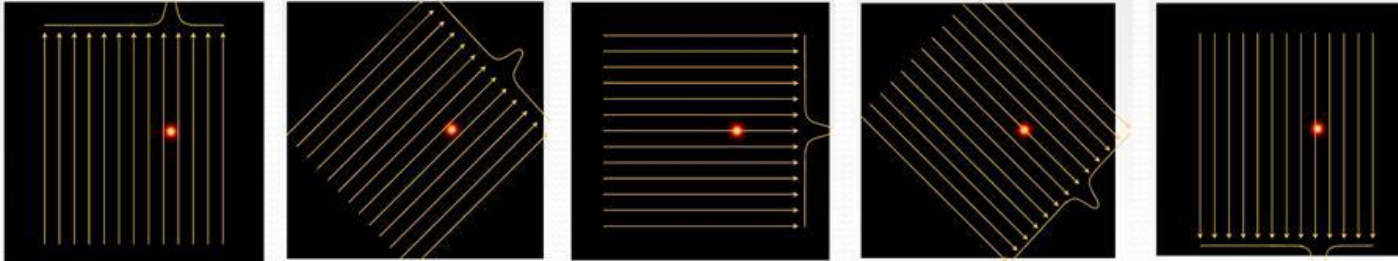
Belirli bir süre içerisinde farklı açılarda elde edilen görüntüler peş peşe ve hızlı bir şekilde gösterilerek dinamik bir görüntü elde edilir. Sine gösterimi ile inceleme sırasında hasta hareketinin olup olmadığı veya görüş alanının (FOV) dışına çıkılıp çıkılmadığı ve dönme merkezi hataları saptanabilir.

Detaylı bilgi için:

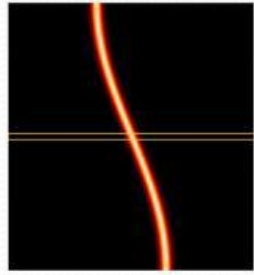
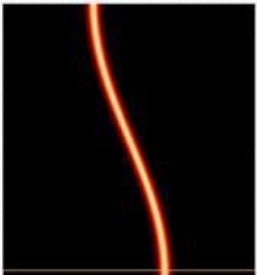
<https://web.eecs.umich.edu/~fessler/course/516/l/c-tomo.pdf>

Sinogram Gösterimi

Farklı açılardan elde edilen projeksiyon bilgilerin tek bir görüntü olarak gösterilmesidir. Her bir projeksiyona ait görüntü matrisinin kaynak olduğu satırlar seçilerek ve üst üste yerleştirilerek sinogram görüntüsü elde edilir. Sinogram görüntüsünde yatay eksen projeksiyon bilgilerini verirken dik eksen ise açığı göstermektedir. Sinogram gösterimi ile sistem ve hastadan kaynaklanan hasta hareketi ve dönme merkezi gibi hatalar algılanabilmektedir.



Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgilerinin Sinogram ile gösterilmesi.

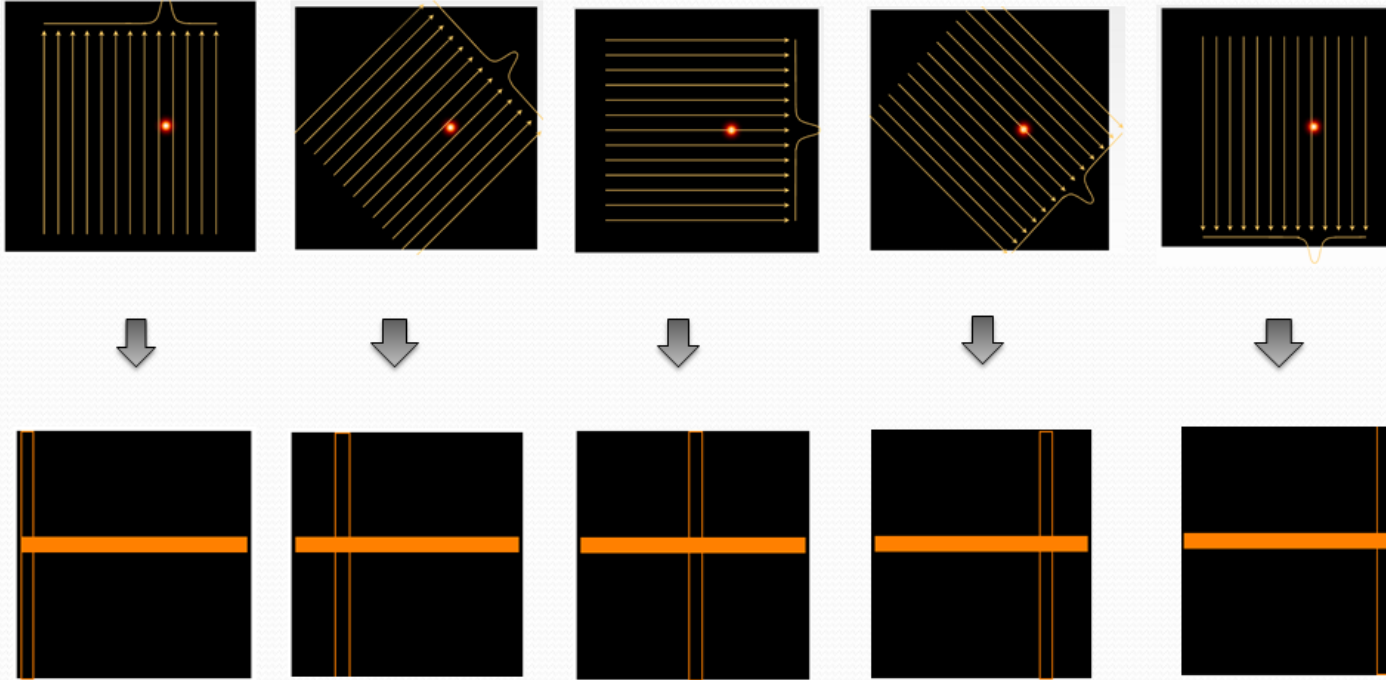


https://www.youtube.com/watch?v=q7RtOY_7tU

<https://www.youtube.com/watch?v=5WzPNelx4Yw>

Linogram Gösterimi

Farklı açılardan elde edilen projeksiyon bilgilerini göstermek amacıyla kullanılan başka bir yöntemdir. Her bir projeksiyona ait görüntü matrisinin tüm sütunlarını toplayarak tek bir sütün olarak kayıt edilir. Elde edilen tüm bu sütünler yan yana yerleştirilerek yeni görüntü (Linogram) matrisi elde edilir. Linogram gösterimi ile düşey yöndeki hasta hareketi algılanabilmektedir.



Noktasal kaynak için farklı açılardan alınan projeksiyon bilgilerinin linogram ile gösterilmesi.

Detaylı bilgi için:
<http://tech.snmjournals.org/content/37/3/188.full.pdf>

Tomografik Görüntülerin Filtrasyonu

Tomografik görüntüleme farklı açılardan projeksiyon bilgileri toplanarak bir görüntü elde edilir. Ancak bu görüntülerde farklı nedenlerden kaynaklanan bir çok artefakt ortaya çıkmaktadır (Gürültü, yıldız artefakt, ring artefakt...). Böylece görüntü kalitesi bozulur ve değerlendirilmesi çok zor olur. Ancak kesin ve doğru sonuçlar elde edilebilmek için görüntü kalitesi yüksek olmalıdır, bu nedenle görüntü üzerine bir takım matematiksel işlemler uygulayarak artefaktlar ortadan kaldırılır. Bu matematiksel işlemlere filtrasyon denir. Filtrasyon işleminde farklı filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerin görüntü üzerindeki etkisi bir filtreden diğerine değişmektedir. Bazı filtreler, görüntü üzerindeki gürültüyü azaltırken bazıları ise kenar deteksiyonunu artırıcı ve keskinleyici filtrelerdir. Tomografik görüntülerinde en yaygın olarak kullanılan filtreler Butterworth, Hanning, Hamming, Gauss ve Ramp filtrelerdir

KAYNAKLAR

- http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Radyon%C3%BCkleid%20G%C3%B6r%C3%BCnt%C3%BCleme%20Cihazlar%C4%B1.pdf/
- <http://www.toraks.org.tr/uploadFiles/book/file/262015105947-146.pdf>
- Ankara üniversitesi nükleer bilimleri enstitüsü yüksek lisans tezi, “Birleşik Bilgisayarlı Tek Foton Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (Spect/Ct) ile Birleşik Pozitron Emisyon Tomografisi/Bilgisayarlı Tomografi (Pet/Ct) Sistemlerinde Tomografik Görüntülere Sistem Yazılım Parametrelerinin Etkisinin İncelenmesi”, Hikmet Osman

