El núcleo y sus radiaciones

Clase 8. Detección de la radiación γ.
Dr. Leonardo Errico
Dra. María Luciana Montes

Departamento de Física, Facultad de Ciencias Exactas - UNLP

errico@fisica.unlp.edu.ar lmontes@fisica.unlp.edu.ar





Base de la detección de la radiación: interacción con los medios materiales, a los cuales transfiere parte o toda su energía.

Modificaciones reconocibles: se pueden usar detectar y caraterizar la radiación incidente.

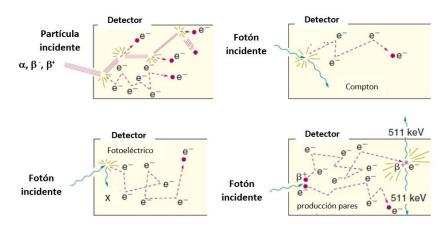
Partículas cargadas: transferencia directa. Ionizaciones y excitaciones (ionización primaria).

Partículas neutras: generación de e^- que ionizan o excitan el medio (ionización secundaria).

Cómo la energía depositada se convierte en una señal utilizable depende del detector.

Las modificaciones son fácilmente tratables si generan de alguna forma un pulso eléctrico.

La información de un detector estará contenida en su señal de salida. Un pulso eléctrico.



Fotón \rightarrow electrones + fotones secundarios, rayos X, fotones de aniquilación.

Electrones: corto rango, completamente absorbidos. Depositan toda su energía.

Fotones secundarios totalmente absorbidos:

La amplitud de la señal del detector refleja la energía del fotón incidente.

Si la radiación secundaria escapa: deposita incompleto de la energía del fotón incidente. La amplitud de la señal del detector no refleja la energía del fotón incidente.

Conclusión general:

Radiación de corto rango en el material detector, detector de gran volumen y/o alta densidad: se deposita la totalidad de la energía.

La amplitud de la señal es proporcional a la energía de la partícula incidente.

Detectores gaseosos, muy pequeños o radiación muy penetrante: puede no haber espesor suficiente para detener la radiación.

Transferencia incompleta de energía.

La amplitud de la señal no reflejará la energía total de la partícula incidente.

Cómo procederemos (índice de próximas clases).

- Interacción de la radiación con el detector. Procesos.
- Tipos de detectores. gaseosos.
 - Centelladores de varios tipos.
 - Semiconductores.
- Tubos fotomultiplicadores.
- Características generales de los detectores.
- Módulos electrónicos que componen un sistema detector y señales.
- Espectroscopía de altura de pulsos.

Cuando radiación ionizante pasa a través de la materia:

Ionización: un electrón atómico es eyectado, dando lugar a un par de iones: electrón con carga negativa y un átomo o molécula con carga positiva.

Excitación: Los electrones son llevados a un nivel de mayor energía, dando lugar a un átomo o molécula en un estado excitado.

Ambos procesos están "involucrados" en la detección de la radiación, aunque en algunos detectores predomina la ionización y en otros la excitación.

Detectores de ionización.

Un poco de historia....

Primeros dispositivos eléctricos empleados para la detección de la radiación.

Funcionamiento básico: colección directa de electrones e iones producidos por el pasaje de la radiación a través de un **gas**.

Durante la primera mitad del siglo XX se desarrollaron tres tipos de detectores basados en el mismo principio.

Cámara de ionización.

Contador proporcional.

Contador Geiger-Müller.

Su diseño básico no ha cambiado demasiado desde la década de 1940.

Desde entonces, han sido reemplazados paulatinamente por otros sistemas de detección.

Uso actual: monitores de radiación, ya que son baratos, simples de operar y fácil de mantener.

Años 60's:

desarrollo de nuevos dispositivos (multi-wire proportional counter, drift chamber, time projection chamber)

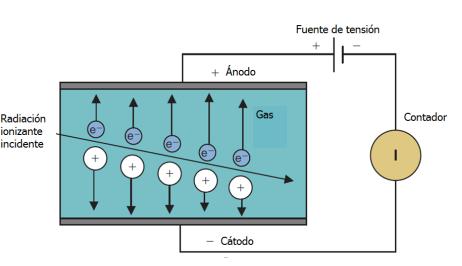
desarrollo de la electrónica y nuevos sistemas de adquisición: nueva vida a estos dispositivos.

Desarrollos modernos: Emplear líquidos en lugar de gases como medio detector.

Configuración básica.

Idea básica: corrientes inducidas por ionización del gas entre electrodos.

En condiciones normales, los gases son aislantes. No hay corriente eléctrica.

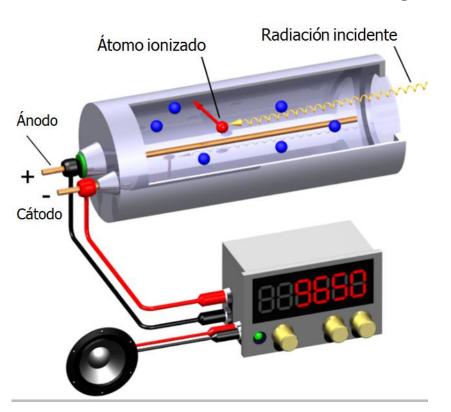


La ionización inducida por la radiación genera cargas + y -, que son atraidas hacia los electrodos \rightarrow corriente que puede ser medida y dar información sobre la radiación.

- ¿Por qué gases? Alta movilidad de electrones e iones.
 - Procesos de ionización/excitación muy estudiados y bien comprendidos.

El gas puede estar en una cámara sellada o directamente aire atmosférico.

Forma mas común: cilindro con el gas en su interior y un alambre central (coaxial).



$$E = \frac{1}{r} \frac{V_0}{\ln(b/a)}$$

a: radio del alambre central.

b: radio interior del cilindro.

r: distancia radial al alambre.

El número de pares ion-electrón generados es proporcional a la energía de la radiación incidente.

Número medio de pares creados. Proceso de naturaleza estadística.

$$N = E/j$$

	Potencial de excitación, eV	Potencial de ionización, eV	Energía para la creación de un par, eV
H ₂	10,8	15,4	37
He	19,8	24,6	41
N ₂	8,1	15,5	35
O ₂	7,9	12,2	31
Ne	16,6	21,6	36
Ar	11,6	15,8	26
Kr	10,0	14,0	24
Xe	8,4	12,1	22
CO ₂	10,0	13,7	33
CH ₄		13,1	28
aire			33,7

El número de pares creados es prácticamente independiente del gas y del tipo de partícula.

Elección del gas.

Varios factores involucrados en la elección del gas:

- 1- Voltaje de trabajo no muy elevado.
- 2- Alta ganancia.
- 3- Proporcionalidad.
- 4- Capacidad de medir altas tasas de eventos.

Por su costo y bajo voltaje de trabajo, se suele usar Ar.

Desventajas del Ar.

Por su alto potencial de excitación, no puede operarse con ganancias mayores a 10^3 - 10^4 .

Se debe agrega un segundo gas, por ejemplo, metano o alcohol.

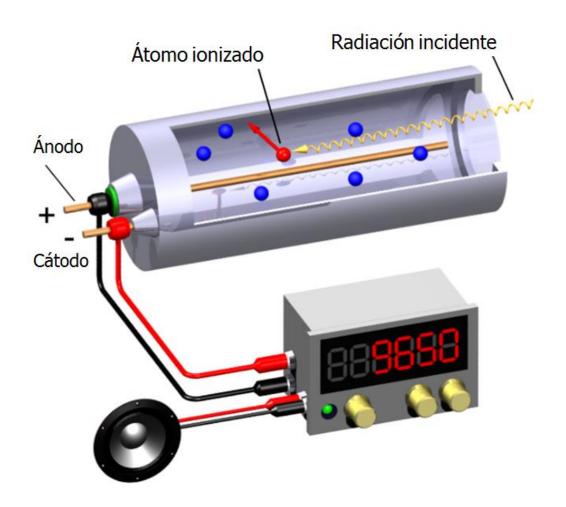
Volviendo al detector....

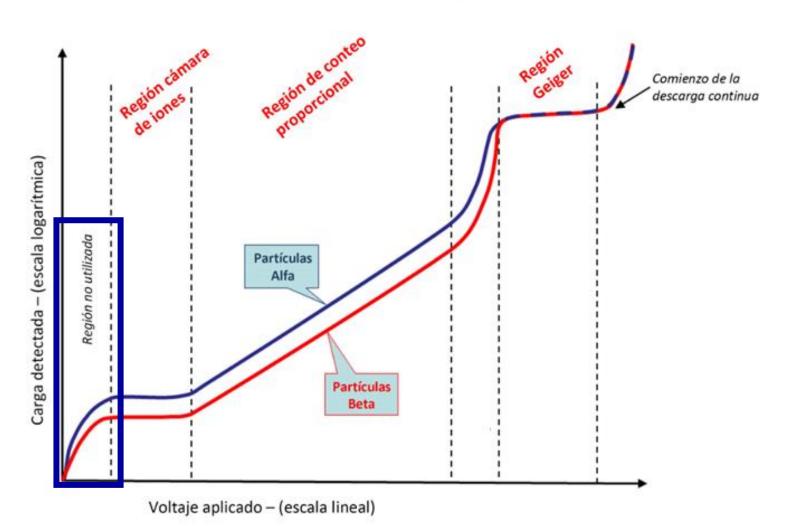


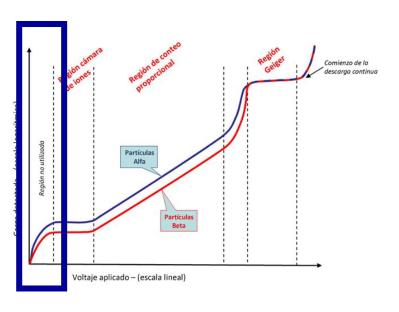


Volviendo al detector....

La señal de corriente observada depende del voltaje aplicado.





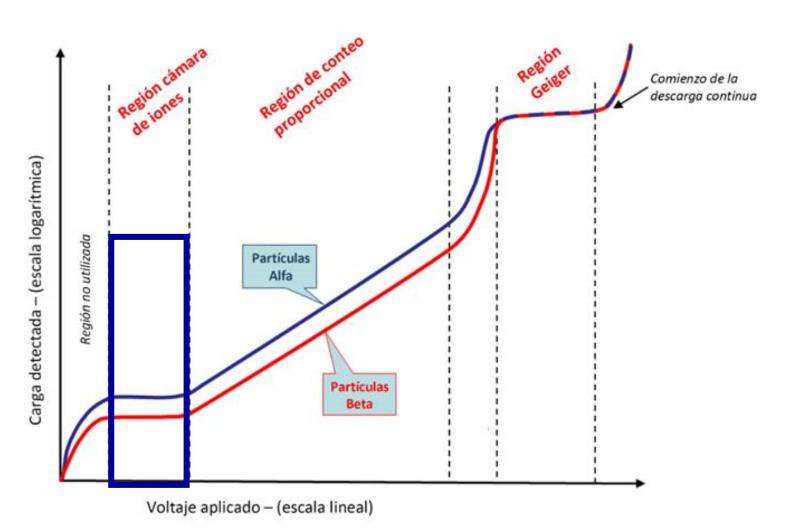


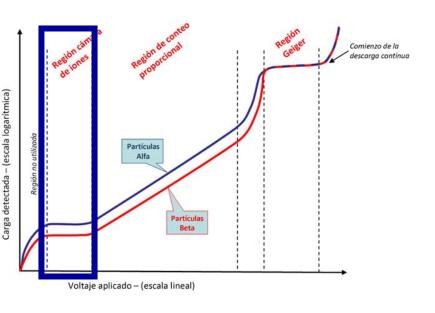
Para V = 0, los iones se atraen y se recombinan.

No hay colección. No hay corriente.

Al aumentar V , empieza a producirse colección. Competencia entre recombinación y colección. Gana recombinación.

Corriente muy pequeña y no utilizable. No es una región que se pueda usar para detección.





Al aumentar V, empieza a ganar la colección por sobre la recombinación.

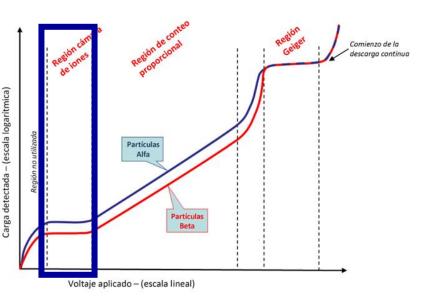
Llega un momento que el voltaje es suficiente para colectar todos los pares generados.

"Voltaje de saturación", "región de saturación".

Típicamente, V ~ 50-300 V (depende del diseño del detector).

Cuando se opera en esta región, el detector se denomina "cámara de ionización".

"cámara de ionización".



Corriente extremadamente pequeña.

Ejemplo: radiación de 1 MeV.

Medio: aire, E_{ion} = = 34 eV,

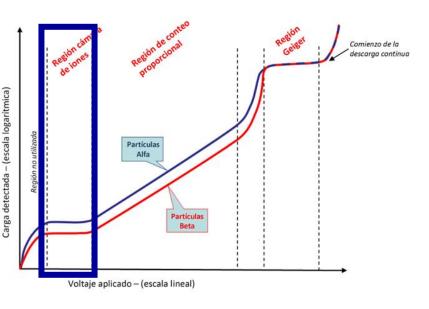
$$N = E/j = \frac{1x10^6 \text{ eV}}{34 \text{ eV}} \approx 3x10^4$$

Eso equivale a 3×10^{-15} C.

Por esto no se emplean para el estudio de eventos radioactivos individuales.

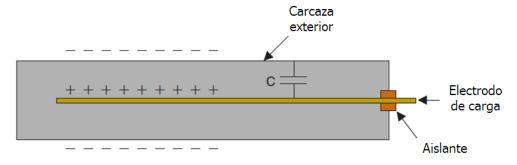
Uso: dosímetros.

"cámara de ionización".





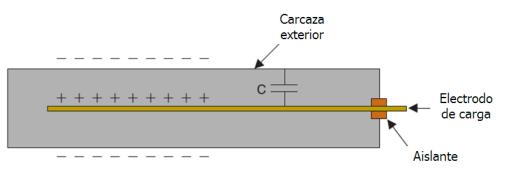
Dosímetro de bolsillo







"cámara de ionización".



Se carga el dispositivo a un voltaje V (conocido y establecido)

Capacidad del sistema C. Carga Q=CV.

Al ser expuesta a la radiación, se colecta una carga ΔQ , que va descargando el capacitor.

Se mide ΔV , lo que permite determinar la cantidad de ionizaciones.

Cantidad de ionizaciones: proporcional al número de eventos incidents.

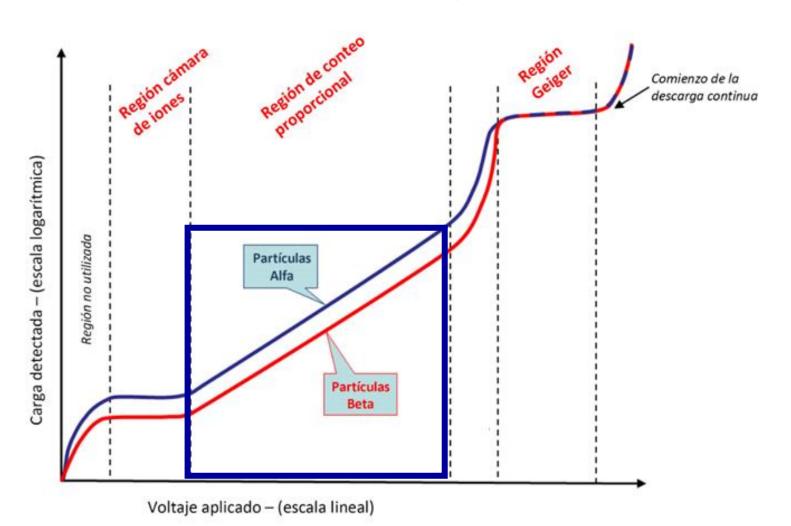
Lectura: generalmente, una aguja que se deflecta en función del voltaje entre las placas. Se observa directamente a ojo, y se lee en una escala previamente calibrada).

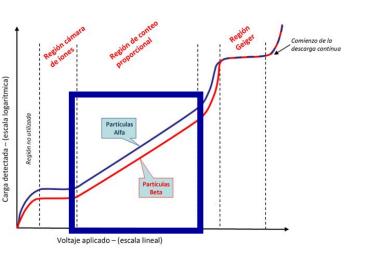
Uso: determinar la exposición individual a una radiación (ya veremos que es). Precisión ~20%.

"cámara de ionización".

Desventajas:

- Baja eficiencia de detección para X y γ (no es problema para dosimetría. Si para otras aplicaciones).
- Cámaras "abiertas", el medio es aire, baja densidad. Bajo coeficiente de absorción.
- La respuesta depende de la energía de la radiación incidente (la interacción con el gas y las paredes del detector dependen de la energía).



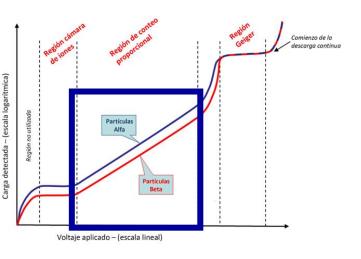


Al aumentar el voltaje, los electrones generados por ionización directa tienen energía suficiente para generar ionizaciones adicionales de otros átomos del gas. Ionización secundaria.

Estos electrones a su vez pueden causar más ionizaciones: proceso de cascada (avalancha de Townsend o amplificación de la carga).

factor por el cual se incrementa la ionización: factor de amplificación del gas.

En esta región: Contador proporcional.

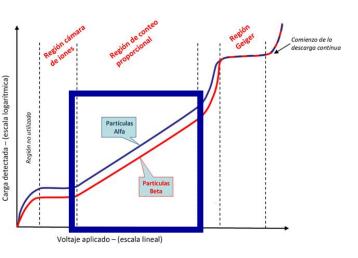


$$Q_{colectada} = f_{amplifica\'{o}n} \frac{E}{j}$$

El total de carga colectada es proporcional a la energía depositada en el detector por la radiación incidente.

f aumenta rápidamente con V (hasta) 10⁶ dependiendo del diseño de la cámara y V.

Comentario: los contadores proporcionales no son cámaras de ionización operadas a alta voltajes. Están especialmente diseñado para optimizar la amplificación, tanto en términos de la cantidad de amplificación y linealidad en la relación $Q_{colectada}$ y E de la amplificación.



Ventajas:

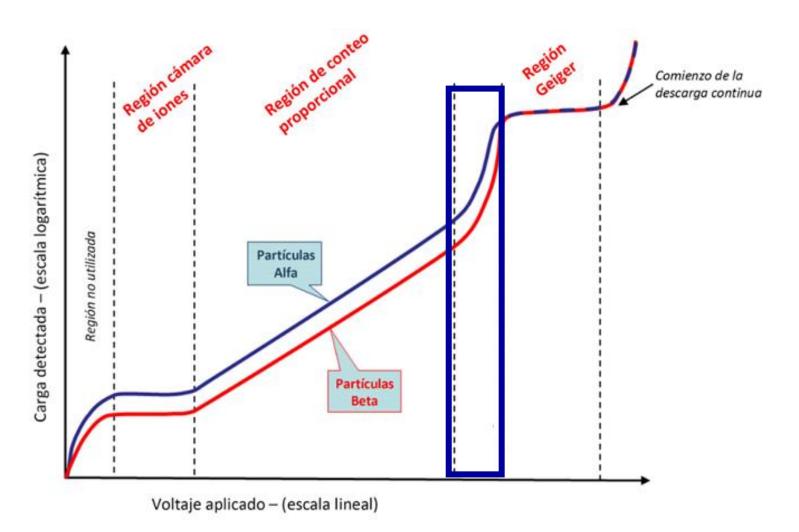
- El tamaño de la señal eléctrica producida por un evento individual es mucho más grande.

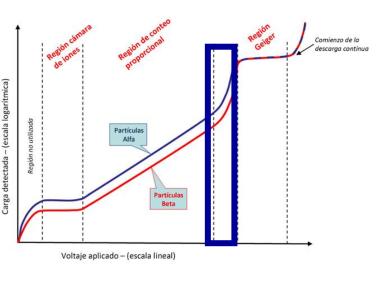
Útiles para detectar y contar eventos individuales.

- El pulso de corriente es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente.

Se puedes usar para discriminar entre radiaciones de diferentes energías sobre la base de estudiar el "tamaño" del pulso eléctrico generado (calibración).

Esto último es válido solo para muy bajas tasas de contaje.

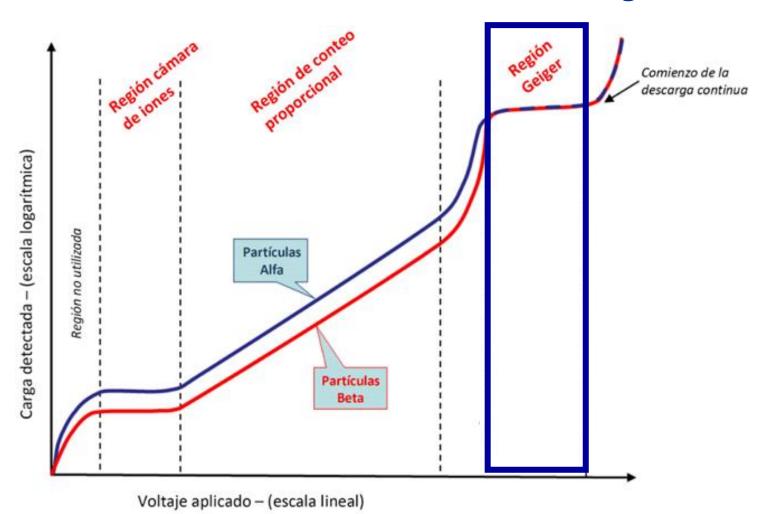


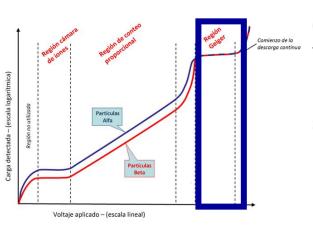


Región de proporcionalidad limitada.

Al aumentar el voltaje, aumenta el número y tamaño de la avalancha.

Se producen efectos de apantallamiento de carga, se limita la relación entre la energía depositada y la carga colectada.





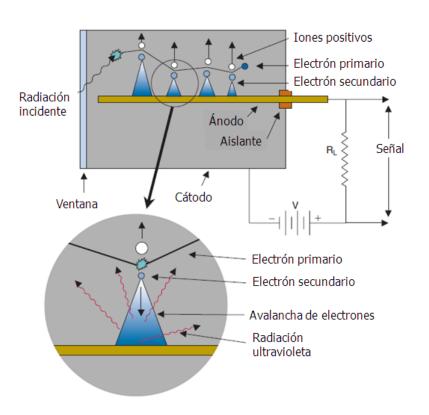
Región Geiger-Müller: detector optimizado para maximizar el factor de multiplicación.

En lugar de una única avalancha localizada en un punto, múltiples avalanchas a lo largo del ánodo. Racción en cadena.

Las moléculas excitadas decaen al estado fundamental emitiendo fotones en el rango visible o ultravioleta (tiempo de decaimiento $\sim 10^{-9}$ s)

Los fotones UV interactúan con el gas o con el cátodo liberando otro electrón, (efecto fotoeléctrico),

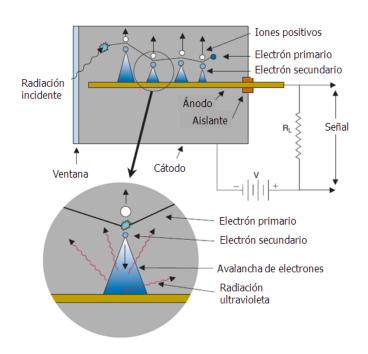
Se desencadenan nuevas avalancha de electrones a lo largo de todo el alambre central.



Se genera una gran cantidad de carga eléctrica. Corriente de salida saturada.

Amplitud constante, independiente de la energía o tipo de partícula incidente.

Señal eléctrica fácilmente detectable con circuitos electrónicos. Puede ser utilizado para detectar y contar eventos individuales.



Los electrones son rápidamente colectados. Los iones positivos son lentos. Tardan en colectarse.

Nube de cargas positivas alrededor del alambre central. Reduce el campo eléctrico alrededor del ánodo. Termina la avalancha.

Problema al terminar la avalancha:

los iones positivos se mueven hacia el cátodo. Pueden arrancar e- para neutralizar su carga.

El átomo resultante puede quedar en un nivel excitado y emite radiación UV que pueden ionizar átomos del gas y del cátodo, dando lugar a una nueva avalancha.

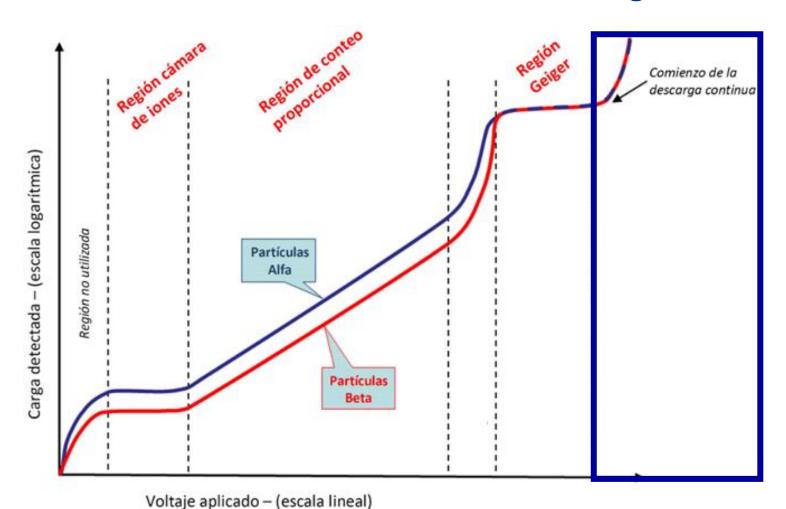
Sin precauciones un único evento de radiación ionizante puede hacer que el contador G-M entre en una serie de descargas continuas.

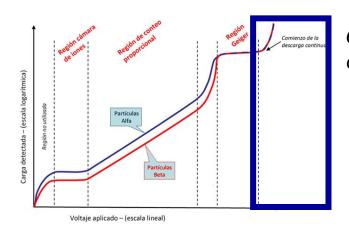
Solución: un gas adicional ("quenching") para cortar la reacción en cadena (auto extinguido).

El quenching debe:

- Liberar electrones fácilmente para neutralizar los iones positivos.
- No emitir fotones UV al desexcitarse.
- Absorber los posibles fotones UV generados en el proceso de neutralización

Vapores orgánicos. (e.g., alcohol), gases halógenos (e.g., Cl_2). Los vapores orgánicos son mas eficientes pero tienen menor vida útil que los halógenos.





Cuando el voltaje se incrementa a un valor muy alto la tasa de conteo comienza de nuevo a incrementarse.

Ionización espontánea en la cámara

Región de descarga espontánea.

No deben ser operado en esta región:

- La información no es útil ni confiable.
- El quenching se consume rápidamente, acortando así la vida del contador.

Los contadores GM son simples, robustos, fáciles de operar y relativamente baratos.

Buena parte del trabajo realizado e-n Física Nuclear y Física Médica en la primera mitad del siglo XX fue hecho con contadores GM.

Desventajas:

- Baja eficiencia de detección para rayos γ y rayos X.
- Incapacidad de distinguir energías.

Principalmente empleados para dosimetría y protección radiológica.

Son quizás los más ampliamente utilizados en Física Nuclear para la detección de la radiación γ .

Ciertoos materiales, al ser alcanzados por una radiación, ésta excita e ioniza átomos y moléculas. Al desexcitarse emiten fotones en el rango visible.

Flash de luz, un "centelleo" (luminiscencia).

Cuidado: La mayora de los materiales transparentes producen una pequeña cantidad de luz de centelleo cuando sobre ellos incide radiación ionzante.

Sólo en algunos pocos materiales la conversión de energía de excitacion a luz es eficiente.

Materiales centelladores.

Cuando son acoplados a un dispositivo que convierte los fotones visibles en un pulso eléctrico en forma eficiente, tenemos un sistema detector.

Un poco de historia

- Primer ejemplo del uso de un centellador: "Spinthariscopio", Crookes, 1903.
- Placa de ZnS que producía pequeños destellos al ser golpeada por partículas α .
- Podían ser distinguidos visualmente en un cuarto oscuro con un cierto entrenamiento.

- Tedioso de emplear y nunca fue demasiado popular pese a ser utilizado por Rutherford, Geiger y Marsden en sus experimentos de dispersión de partículas α . Con la aparición de los detectores gaseosos, este dispositivo cayó en desuso.
- 1944. Curran y Baker resucitaron a los centelladores reemplazando el ojo por el recientemente desarrollado tubo fotomultiplicador.

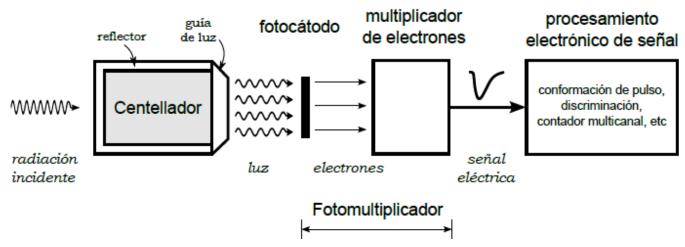
Un detector centellador consta de varios componentes:

- 1- Un material centellador que transforma la radiación ionizante en fotones visibles.
- 2- Un fotodetector: convierte los centelleos en una señal eléctrica (tubo fotomultiplicador).

Conceptualmente, un fotomultiplicador cuenta con dos componentes:

- Fotocátodo Material que emite electrones cuando absorbe fotones en el espectro visible. Fotoelectrones.

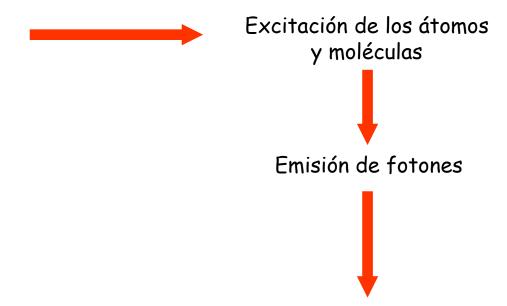
- Multiplicador de electrones. Arreglo de electrodos a alta tensión que multiplica el número de fotoelectrones (ganancias del orden de 106).
- 3- Circuito electrónico que procesa las señales eléctricas de salida del fotomultiplicador.





Funcionamiento básico

Pasaje de la radiación a través del centelleador



Trasmisión al fotomultiplicador donde son convertidos en un pulso de fotoelectrones, que es amplificado por un sistema multiplicador

Información que proveen:

Sensibles a la energía de la radiación incidente.

la "cantidad de luz" producida después de la interacción de un γ , β u otra radiación ionizante: proporcional a la energía depositada por la radiación incidente en el centellador

Luz producida: unos cientos o pocos miles de fotones para un rayo γ en el rango 50 keV-2 MeV.

Respuesta temporal rápida. Tiempos de respuesta y recuperación bajos: buena resolución temporal. Aceptan altas tasas de eventos.

Algunos centelleadores son capaces de distinguir el tipo de partícula incidente ("pulse shape discrimination").

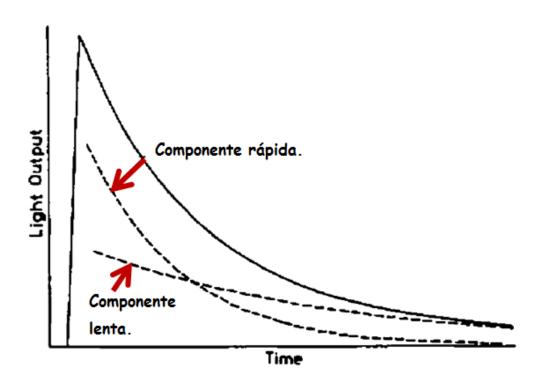
Al ser expuesto el material a una radiación (luz, calor, partículas, etc) absorben la energía y la re-emiten en forma de luz visible luego de un cierto tiempo t.

$$t < 10^{-8} s \rightarrow Fluorescencia.$$

$$t > 10^{-8} s \rightarrow Fosforescencia.$$

$$N = A e^{-t/\tau_A} + B e^{-t/\tau_B}$$

En general, una componente mucho más rápida que la otra.



Un buen material centelleador debe cumplir:

- 1- Alta eficiencia en la conversión de energía de excitación en radiación fluorescente.
- 2- Transparencia del material a esta radiación, para permitir su transmisión.
- 3- Emisión en un rango espectral consistente con el rango de respuesta del fotomultiplicador.
- 4- Corto tiempo de decaimiento.
- 5- Durabilidad.

Plásticos

orgánicos

Materiales centelladores:

Líquidos

Cristales inorgánicos

Discutiremos cada tipo de centellador por separado.

Centelladores orgánicos.

Material centellador ("flúor", no por el elemento si no por ser el responsable de la fluorescencia) disuelto en un solvente base.

- Soluciones líquidas (centelladores líquidos).
- Matrices poliméricas (centelladores plásticos).

Los compuestos centelladores son hidrocarburos aromáticos: compuestos que contienen átomos de C ligados entre sí en forma de anillo.

Entre los más extensamente utilizados se pueden mencionar:

PTP $(C_{18}H_{14})$, B-PBD $(C_{24}H_{22}N_2O)$ PPO $(C_{15}H_{11}NO)$ POPOP $(C_{24}H_{16}N_2O_2)$ Compuestos de nombre químico impronunciable (por ejemplo, 1,4-di-[2-(5-phenyloxazolyl)]-benzene).

Materiales ricos en C y H, número atómico efectivo entre 3,5 y 5.

Centelladores orgánicos.

Los materiales centelladores se conforman como mezcla de dos compuestos:

- Centellador primario ~20 veces más concentrado que el segundo. Emisión: UV (300-370 nm).

- wavelength shifter. Absorbe los fotones UV y los reemite en longitudes de onda más largas (400-420 nm)

Función:

- 1- "Ajusta" la longitud de onda de los fotones con la respuesta espectral del fotocátodo.
- 2- Disminuir la absorción de estos fotones por el mismo centellador.

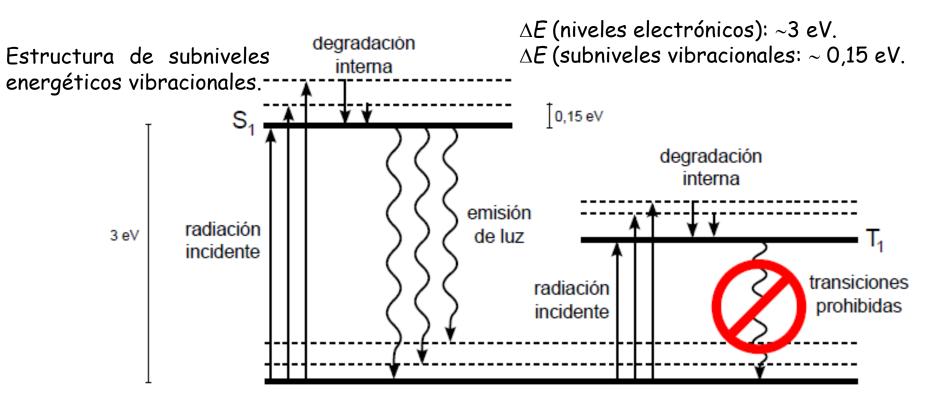
Centelladores orgánicos.

Mecanismo de centelleo: transiciones realizadas por electrones de valencia.

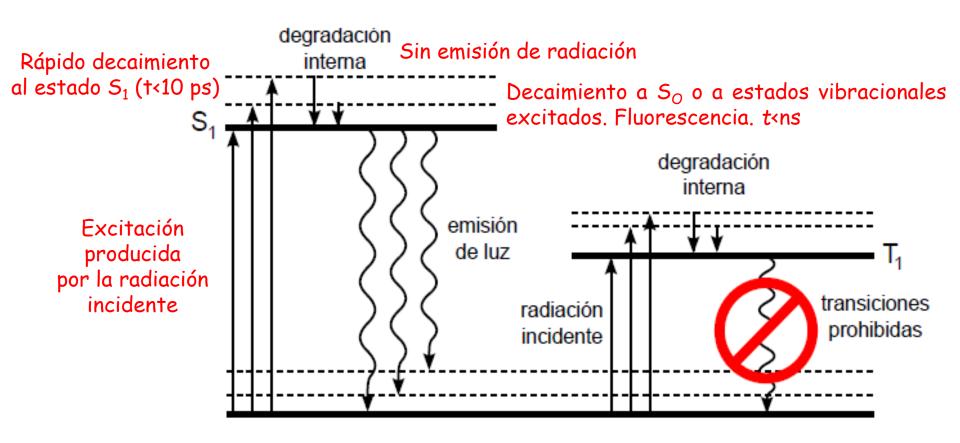
Compuestos aromáticos: orbitales moleculares π , en los cuales los electrones no se encuentran asociados a un átomo en particular, sino que están delocalizados en la molécula.

Generan los enlaces químicos entre los átomos de C que forman el anillo característico de estos compuestos.

Centelladores orgánicos.



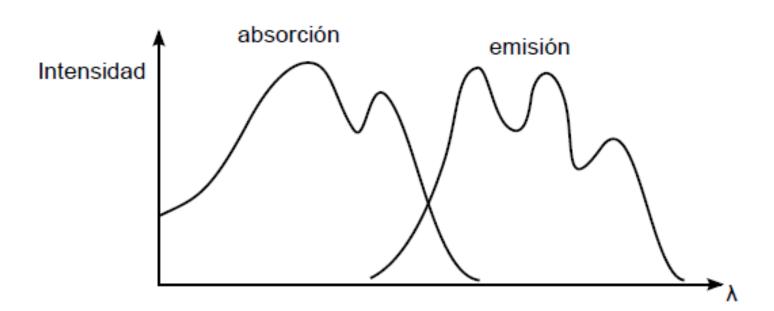
Estado fundamental singlete, S₀

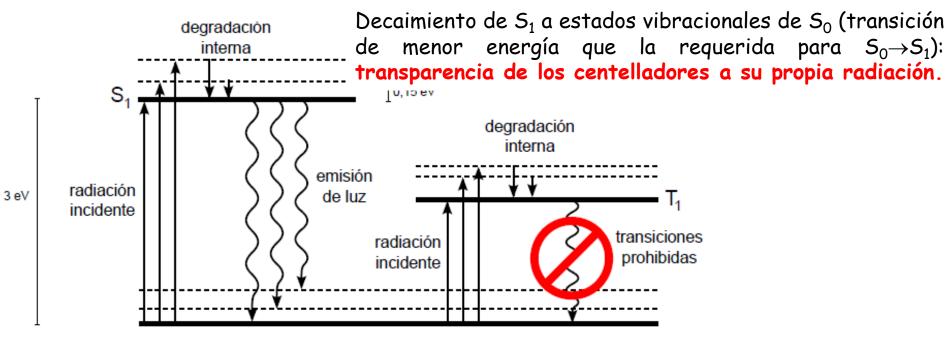


Estado fundamental singlete, S₀

Centelladores orgánicos.

Diagrama esquemático del corrimiento al rojo (mayores longitudes de onda, menores frecuencias, menores energías) del espectro de emisión de un centellador inorgánico respecto al de absorción ("corrimiento de Stokes").



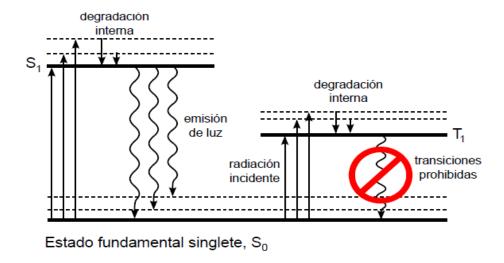


Estado fundamental singlete, S₀

(A temperatura ambiente prácticamente todos los electrones ocupan el estado fundamental S_0 y no sus subniveles vibracionales (300 K, kT= 0; 025 eV).

Centelladores orgánicos.

Estado triplete: también ocurre un proceso de degradación interna. Lleva los electrones que pueblan los subniveles vibracionales al estado T_1



Las transiciones $T_0 \rightarrow S_0$ están prohibidas por reglas de selección.

De T_0 decaen al interactuar con electrones de otra moléculas excitados en el estado T_0 .

$$T_0 + T_0 \rightarrow S_1 + S_0 + \text{fonones}$$

Esta radiación se emite con un retardo característico de la interacción entre moléculas excitadas: componente lenta del centellador (fosforescencia).

Centelladores orgánicos.

Muy buena respuesta temporal. Ideales para aplicaciones temporales.

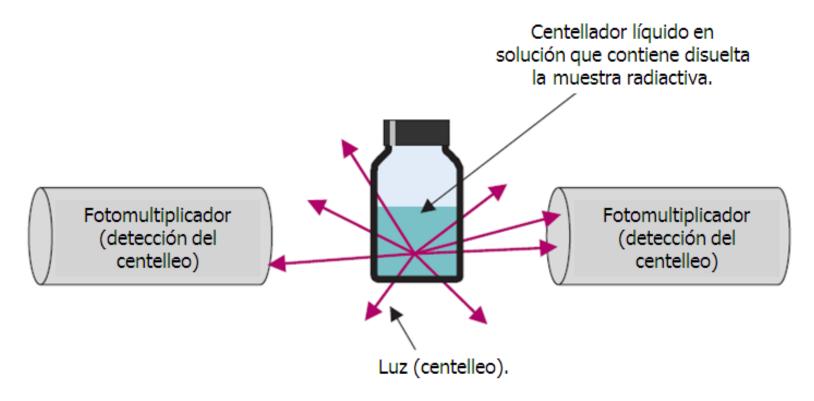
En general, mala resolución en energía.

Debido a la naturaleza molecular de la luminiscencia, los centelladores orgánicos pueden ser utilizados en numerosas formas sin perder sus propiedades.

Ineficientes para radiación penetrante (rayos γ de energía media o alta).

Centelladores orgánicos líquidos.

Solución formada por el material centellador en un solvente líquido



Centelladores orgánicos líquidos.

Centellador líquido en solución que contiene disuelta la muestra radiactiva.

Fotomultiplicador (detección del centelleo)

Luz (centelleo).

Solventes más comúnmente utilizados:

xileno

Tolueno

Benceno

Fenilciclohexano

Trietilbenceno

Decalina.

Concentración del material centellador primario: entre 2 y 4 g por litro de solvente.

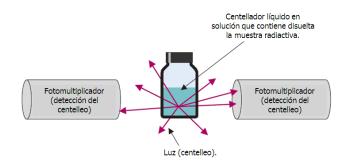
Tiempo de respuesta muy corto.

Bajo costo respecto a otros centelladores.

Frecuentemente usados cuando se requiere grandes volúmenes o pueden usados y descartados.

Centelladores orgánicos líquidos.

Resumiendo, la solución contiene cuatro componentes:



- 1- Solvente: Mayor parte de la solución.
- Disuelve el centellador y la muestra radioactiva.
- Responsable de la mayor parte de la absorción de la radiación emitida por la muestra.
- 2- Soluto primario (fluor).

Centellador propiamente dicho. Absorbe la radiación y emite la luz de centelleo.

3- Soluto secundario ("wave shifter").

Acopla la luz del centellador con la del fotomultuiplicador.

El "cóctel" depende del tipo de muestra a estudiar.

4- Aditivos.

Para mejorar alguna característica del centellador líquido en conjunto.

Centelladores orgánicos líquidos.

Amplia variedad de cócteles optimizados para diferentes aplicaciones disponibles comercialmente.

Debido a la relación íntima entre la muestra y el detector, adecuado para la detección eficiente de partículas β , rayos x y rayos γ de baja energía.

Ejemplo: medición de ³H y ¹⁴C.

En aplicaciones médicas, se usa principalmente para ensayo sensible de radioactividad en muestras biológicos como sangre y orina.

Centelladores orgánicos líquidos.

Ejemplos de aplicación.

Detección de neutrones: se diluye el centellador con un material absorbente de neutrones, por ejemplo, ¹⁰B.

$$^{10}B + n \rightarrow ^{7} Li + \alpha + 2,78 MeV$$

El Li y la partícula α se reparten la energía liberada como energía cinética y son estas quienes ionizan y excitan al centellador para producir los fotones visibles.

Centelladores orgánicos líquidos.

Otras aplicaciones: Medición de actividad de emisores β de baja energía: ³H y ¹⁴C. Bajo poder de penetración de los β emitidos.

³H (medición en las centrales nucleares de agua pesada como Atucha I, II y Embalse).

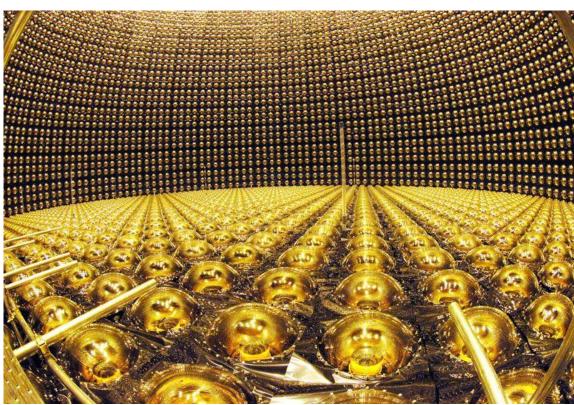
Recordar: el agua pesada de un reactor (2H_2O) es inactiva. Conforme el núcleo de un reactor opera, el 2H se transforma en 3H por la captura neutrónica.

El agua pesada irradiada se diluye en el centellador-solvente. Los β - (E^{max} : 18 keV) se emiten en el seno del fluido, maximizando la generación y detección de fotones lumínicos.

¹⁴C (datación de restos arqueológicos. Medicina Nuclear). B- (E^{max}: 156 keV)

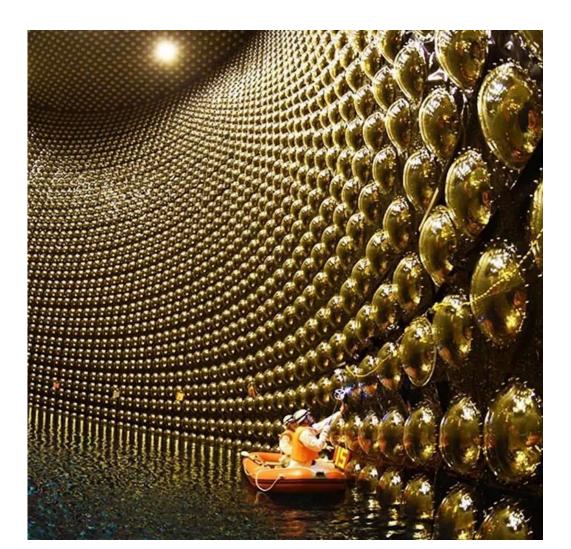






260.000 t de agua hiperpura.

FIG. 1. Illustration of the Hyper-Kamiokande first cylindrical tank in Japan.



Centelladores orgánicos sólidos.

Antraceno $(C_{14}H_{10})$

Trans-estilbeno ($C_{14}H_{12}$)

Naftaleno ($C_{10}H_8$)

Resoluciones temporales del orden de 1 ns o menos.

Resistentes y durables

Antraceno es el que presenta la mayor salida lumínica de los centelladores orgánicos.

La respuesta lumínica es anisotrópica.

Centelladores orgánicos plásticos.

Quizás los de un uso más extendido.

Matriz polimérica (un plástico base) con un material centellador disuelto.

Plásticos base más utilizados:

- Poliestireno
- Polimetilmetacrilato (acrílico)
- Poliviniltolueno.

Concentración: $\sim 1\%$ en peso (~ 10 g/l) del centellador primario (PPO, por ejemplo) y 0,05% en peso del wavelenght shifter (POPOP, por ejemplo).

Luego de su disolución en el solvente base y posterior polimerización, ambas especies químicas quedan uniformemente distribuidas en la matriz polimérica.

Centelladores orgánicos plásticos. Ventajas

Sencillos de fabricar y se los puede maquinar en la forma deseada.

Comercialmente se pueden conseguir en diversas geometrías: barras de diversas secciones, cilindros, prismas, láminas finas y de gran tamaño a un costo relativamente bajo.

Corto tiempo de decaimiento, alta resolución temporal. Muy empleados en aplicaciones temporales.

Son delicados, ya que son atacados por solventes orgánicos y ácidos

Centelladores inorgánicos.

Cristales de haluros alcalinos que contienen una impureza activadora en muy bajo concentración (ya veremos su función). Cristales crecidos en hornos de alta temperatura.

Haluros alcalinos: compuestos binarios de un metal del grupo 1 con un halógeno (iodo, fuor).

El material más ampliamente utilizado es NaI(TI). Tl (talio) es la impureza activadora.

Otros cristales comúnmente empleados son: CsI(Tl) CsI(Na) KI(Tl) LiI(Eu) CsF_2 .

BGO (Bi₄Ge₃O₁₂) (no alcalino) BaF_2 (no alcalino)

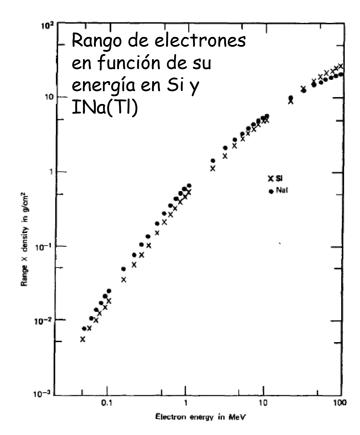
Centelladores inorgánicos.

Alta densidad y alto Z. Buen poder de frenado y alta eficiencia de detección para radiación γ .

Alta salida lumínica.

Alta cantidad de fotones por unidad de energía absorbida, buena resolución en energía (mejor que orgánicos). Adecuados para detección de rayos γ .

Tiempo de decaimiento del orden de los 300 ns. 2-3 órdenes de magnitud por encima de los orgánicos. Más lentos que los orgánicos (salvo CsF, que tiene una resolución temporal de ~ 3 ns).



Higroscópicos!!!!: NaI(Tl), el centellador inorgánico más utilizado Se lo debe recubrir con una envoltura aislante y estanca para evitar que el mismo absorba humedad ambiente.

Centelladores inorgánicos.

NaI(TI), ha sido el material estándar.

BaF₂:

 BaF_2 : 80% de la luz se origina en una componente con un decaimiento temporal lento, 20% decae rápidamente, con una vida media de 600 ps.

Respuesta temporal comparable a la de los más rápidos centelladores orgánicos.

Muy buena resolución en energías para rayos γ de 662 keV.

Por su alta densidad y alto Z del Ba muy buena eficiencia para el fotopico.

Fácil de obtener.

Centelladores inorgánicos.

Bi₄Ge₃O₁₂

Presenta un ato Z: altamente eficiente para interacción fotoeléctrica. 3-5 veces más eficiente que el NaI y no es higroscópico.

Desventaja: salida lumínica menor que NaI, lo que resulta en una menor resolución en energía.

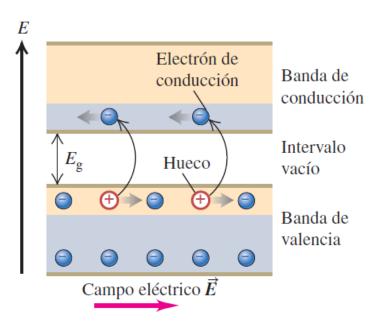
Centelladores inorgánicos.

Mecanismo de centelleo

Mientras que en un material centellador orgánico el mecanismo de centelleo es de naturaleza molecular, en uno inorgánico es característico de su

estructura electrónica de bandas, propia de una red cristalina.

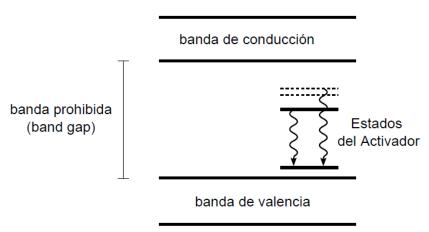
Centelladores inorgánicos.



e- del material absorbe energía y es promovido a la banda de conducción. Hueco en la banda de valencia.

Desexcitación: recombinación con el hueco y recupera su lugar en la banda de valencia. Proceso ineficiente

Centelladores inorgánicos.



Las impurezas generan sitios de captura en la red, modificando la estructura de bandas del cristal.

Elección adecuada de las impurezas: transiciones entre estados de impureza generan la emisión de fotones visibles ("centros de luminiscencia").

Transiciones al fundamental permitidas: vidas medias de 50-500 ns.

El tiempo de respuesta del centellador está gobernado por estas últimas.

El cristal es transparente a la luz emitida por centros de luminiscencia: su energía no es suficiente para excitar electrones de la banda de valencia a la de conducción.

Centelladores inorgánicos.

Cuidados:

En el proceso de captura de electrones/huecos por el activador se pueden formar configuraciones metaestables. Transición directa al fundamental está prohibida.

Componente lenta de emisión de luz.

Defectos de la red cristalina: trampas.

Capturan electrones y huecos y generan recombinaciones en donde la desexcitación se realiza sin emitir fotones visibles. Ineficiencia en la generación de luz de centelleo.

Centelladores inorgánicos.

Salida lumínica.

"Habilidad" del detector para convetir la energía de ionización en fotones.

Es una variable fundamental, ya que determina la eficiencia y resolución del detector.

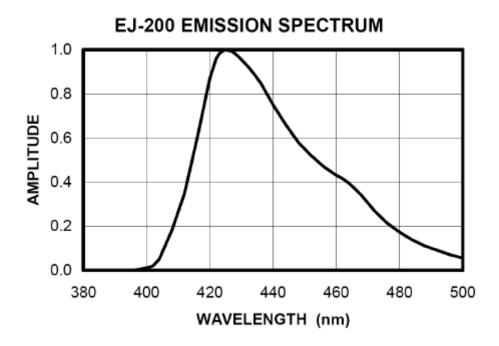
Energía promedio necesaria para crear un fotón (eV).				
Antraceno 60				
NaI	25			
Plásticos	100			
BGO	300			

Centelladores inorgánicos.

Espectros de emisión de: Ina(Tl).

1.00
0.80
0.80
0.60
0.20
0.20
0.20
0.300
350
400
450
500
550
600
650
700
Wavelength (nm)

Espectros de emisión de centellador plástico.



Comparación entre centelladores

Principales diferencias entre centelladores orgánicos e inorgánicos:

- Densidad
- Número atómico efectivo
- Tiempo de respuesta y de decaimiento.

Property	NaI(Tl)	BGO	LSO(Ce)	GSO(Ce)	CsI(Tl)	LuAP(Ce)	LaBr ₃ (Ce)	Plastic*
Density (g/cm³)	3.67	7.13	7.40	6.71	4.51	8.34	5.3	1.03
Effective atomic number	50	73	66	59	54	65	46	12
Decay time (nsec)	230	300	40	60	1000	18	35	2
Photon yield (per keV)	38	8	20-30	12-15	52	12	61	10
Index of refraction	1.85	2.15	1.82	1.85	1.80	1.97	1.9	1.58
Hygroscopic	Yes	No	No	No	Slightly	No	Yes	No
Peak emission (nm)	415	480	420	430	540	365	358	Various

Además: costo, propiedades mecánicas y resistencia mecánica y a la radiación.

Property	NaI(Tl)	BGO	LSO(Ce)	GSO(Ce)	CsI(Tl)	LuAP(Ce)	LaBr _s (Ce)	Plastic*
Density (g/cm³)	3.67	7.13	7.40	6.71	4.51	8.34	5.3	1.03
Effective atomic number	50	73	66	59	54	65	46	12
Decay time (nsec)	230	300	40	60	1000	18	35	2
Photon yield (per keV)	38	8	20-30	12-15	52	12	61	10
Index of refraction	1.85	2.15	1.82	1.85	1.80	1.97	1.9	1.58
Hygroscopic	Yes	No	No	No	Slightly	No	Yes	No
Peak emission (nm)	415	480	420	430	540	365	358	Various

Centelladores inorgánicos: adecuados para la detección de fotones γ .

Emisión de fotones/energía absorbida de centelladores inorgánicos mayor a la de los orgánicos.

Centelladores orgánicos: tiempos de respuesta mucho menores que los inorgánicos.

Adecuados en aplicaciones que requieren información temporal.

Propiedades mecánicas: Los detectores plásticos pueden ser maquinados más fácilmente que los cristales inorgánicos, que además son frágiles y pesados.

Algunos centelladores inorgánicos como el NaI(Tl), son higroscópicos, lo cual obliga a mantenerlos en una envuelta para aislarlos de la humedad ambiente.

La radiación ionizante produce daños en el materia.

Tratamientos térmicos revierten estos daños en los cristales inorgánicos parcial o totalmente. En los plásticos, esta regeneración es limitada o nula

El centellador NaI(TI).

Las ventajas de NaI(Tl) lo han convertido en el detector mas empleado para casi todas las aplicaciones de rutina en medicina nuclear con rayos γ en el rango de energía de 50-250 keV.

Los cristales puros de NaI son centelladores a temperatura de nitrógeno líquido (77 K). Se vuelven eficientes a temperatura ambiente con el agregado de impurezas Tl (NaI(Tl))..

Cristales de NaI(Tl) se crecen de NaI fundido con el agregado de 0.1-0.4 % molar de Tl.

Cristales de NaI(Tl) para cámaras gamma de 30-50 cm de diámetro por 1 cm de grosor.

Se pueden crecer cristales de tamaño relativamente grande de manera simple, lo cual es ventajoso para los detectores empleados para imágenes médicas.

El centellador NaI(TI).

Alguna desventajas.

1. Frágil. Se fractura fácilmente por tensiones mecánicas o térmicas.

2. Higroscópico.

3. Para energías por encima de 250 keV el mecanismo predominante de interacción es Compton y se requieren mayores volúmenes de NaI(Tl) para una eficiencia de detección adecuada.



Detector NaI de 81cm de diámetro construido por Harshaw



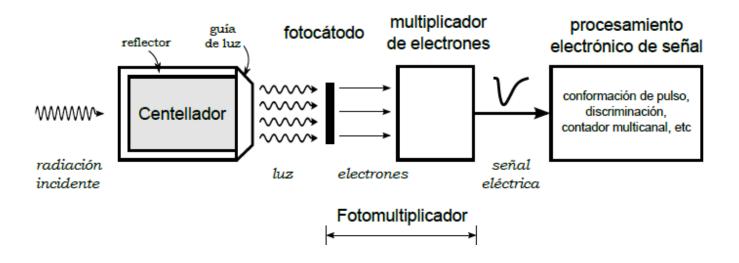
La intensidad de luz producida por los centelladores es muy baja, unos cientos a unos pocos miles de fotones por rayo γ de energía en el rango 70-1000 keV que interactúa.

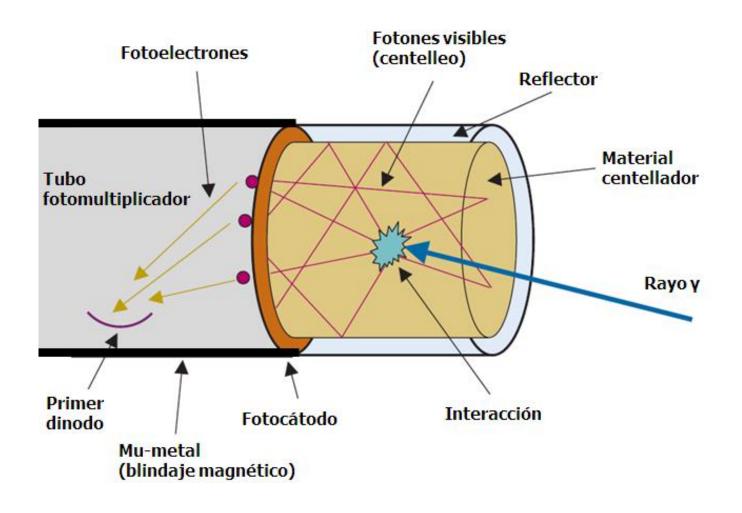
En los primeros días de la Física Nuclear era común emplear los centelladores observando y contando en una habitación oscura los centelleos producidos por la radiación en una pantalla.

Obvias limitaciones para contar con eficacia y precisión con este sistema.

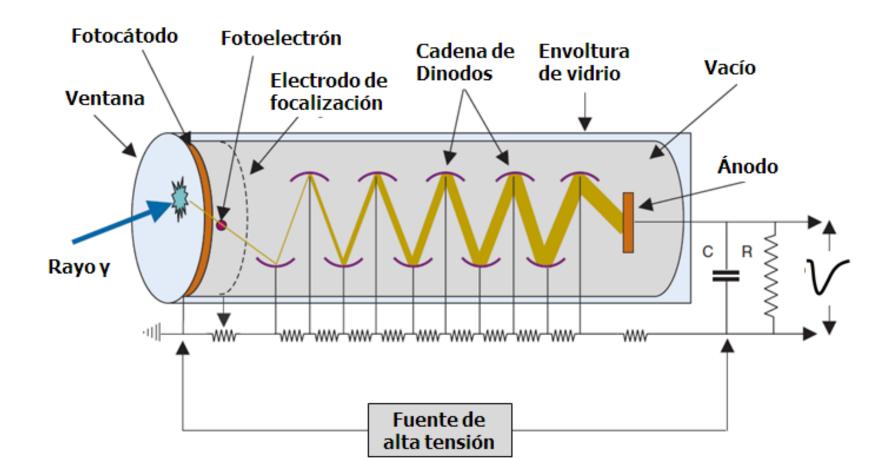
¿Cómo se resuelve? Introduciendo electrónica capaz de detectar la luz de centelleo **fotomultiplicadores**

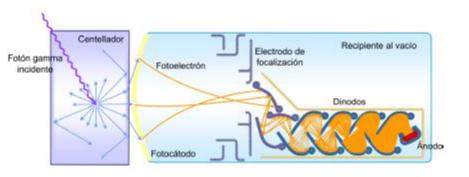
Fotomultiplicador: convierte la luz emitida por el centellador en un pulso eléctric0 medible.





Funcionamiento básico.





Fotocátodo. La superficie frontal está cubierta con una sustancia fotoemisora: emite electrones cuando inciden fotones visibles.

Convierte fotones en electrones via efecto fotoeléctrico:

$$E = h \nu - \phi$$

Sólo una fracción de los fotoelectrones escapan del fotocátodo

$$n(\lambda) = \frac{\text{número de fotoelectrones emitidos}}{\text{número de fotones incidentes}}$$
 Eficiencia de conversión.

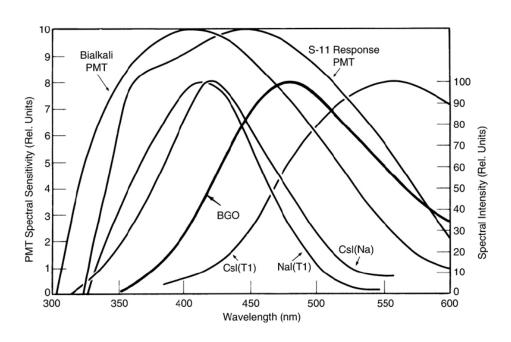
Depende del tipo y energía de la radiación incidente y del material fotosensible.

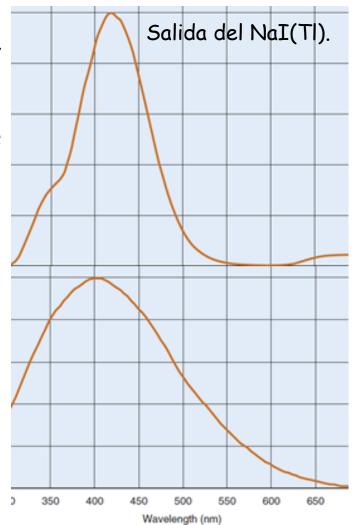
Material	λ de respuesta (nm)	$n(\lambda)$ (%)
Ag-O-Cs	800	36
SbCs	400–440	16-22
SbNa-KCs	420–550	8-20
SbRb-Cs	420	26
Sb-K-Cs	400	26
Cs-Te	235	10

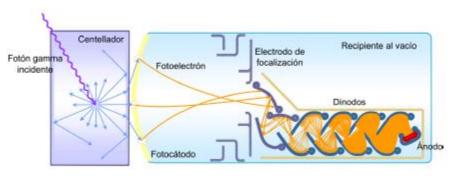
Eficiencia de conversión: de 1 a 3 fotoelectrones por cada 10 fotones de luz visible que llegan al fotocátodo.

Sólo una banda de longitudes de onda es eficientemente convertida en fotoelectrones.

En la region 400 nm, que es la longitud de onda de los fotones emitidos por los materiales centelladores.







Luego de la emisión, los fotoelectrones deben ser colectados y enfocados en la primera etapa de la cadena de amplificación.

Sistema electro-óptico, mediante la aplicación de un campo eléctrico.

Dos requerimentos básicos:

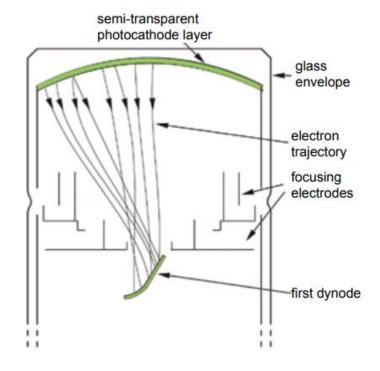
Alta eficiencia de colección, independientemente del punto donde se genere el fotoelectrón.

El tiempo de vuelo del fotoelctrón desde el cátodo hasta el primer dinodo debe ser independiente del punto donde se genere el fotoelectrón.

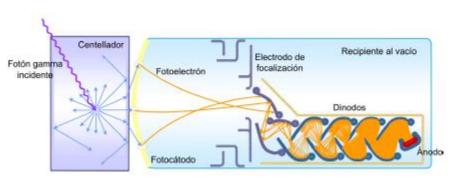
Sistema de enfoque.

photo cathode focusing electrode plats

Trayectoria de los fotoelectrones.



Sección de multiplicación de electrones.



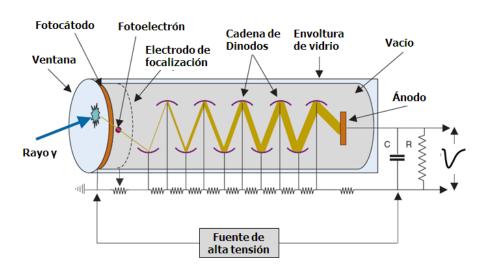
La sección de multiplicación de electrones amplifica la débil corriente de fotoelectrones para producir una señal eléctrica medible.

Amplificación: proceso de emisión secundaria.

El dinodo está recubierto con un material que tiene una alta emisión secundaria como ser CsSb.

Cuando un fotoelectrón golpea la superficie del dinodo arranca electrones secundarios. La relación electrones secundarios/electrones incidentes es el factor de multiplicación.

Depende de la energía del fotoelectrón (que a su vez queda determinada por la diferencia de potencial entre el dinodo y el fotocátodo.

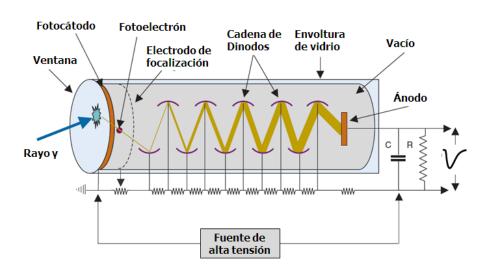


Los electrones secundarios expulsados desde el primer dinodo son atraídos por el segundo dinodo. 50-150 V más alto que el primer dinodo.

El proceso de multiplicación se repite a través de múltiples dinodos (entre 9 y 12).

El factor de multiplicación es de entre 3 y 6 por dinodo..

Multiplicación total: ~6×10⁷ para un tubo de 10 etapas con un factor de multiplicación promedio de 6 en cada dinodo.



Pulso de corriente relativamente grande de salida del FM, aún para señal de entrada muy débil.

Notar:

la intensidad de corriente producida es proporcional a la intensidad de la señal luminosa que incide en el fotocátodo y por ende a la energía depositada por la radiación incidente.

Los tubos FM requieren una fuente de alta tensión.

Si el tubo tiene 10 dinodos, y el primero está a 300 V (en relación al fotocátodo).

1500-2000 V para un FM de 10 dinodos (incrementos de 150 V de dinodo a dinodo).

La fuente de voltaje debe ser muy estable: el factor de multiplicación es muy sensible a cambios en el voltaje.

Un aumento del 1% en el voltaje aplicado al tubo aumenta la cantidad de corriente recogida en el ánodo ~10%.

Muy importancia en aplicaciones donde se debe determinar la altura del pulso.

Los tubos FM se sellan en vidrio y están al vacío.



Varias formas (redonda, cuadrada y hexagonal) y tamaños. Medicina Nuclear: de 1 a 7.5 cm de diámetro.

Algunos desarrollos son capaces de determinar la posición donde incidió la luz en el fotocátodo.

Montaje de un detector centelleador.



























- Principio de funcionamiento: "similar" al de la cámara de ionización, pero el medio ionizable en vez de un gas es un semiconductor de alta resistividad como el Ge o el Si.
- La alta resistividad se logra generando una zona sin de portadores libres (volumen efectivo).
- Los detectores semiconductores normalmente son pobres conductores eléctricos.
- Cuando incide radiación ionizante, la carga eléctrica producida puede ser recolectada aplicando un campo externo, tal como en los detectores de ionización.
- Esto no se aplica a conductores (metal): gran cantidad de carga aún sin eventos ionizantes.
- Aisladores (ejemplo, vidrio) tampoco: no conducen incluso en presencia de radiación ionizante.

Sólo los semiconductores pueden funcionar como "cámaras de ionización sólida".

Los materiales semiconductores más comúnmente empleados son

- Silicio (Si)
- Germanio (Ge)

Más recientemente:

- Teluro de cadmio (CdTe)
- Teluro de cadmio y zinc (CZT)

		Ge(Li)		
	Si(Li)	or Ge	CdTe*	Air
$\rho(\text{g/cm}^3)$	2.33	5.32	6.06	0.001297
Z	14	32	48 & 52	~7.6
$\textit{W}(eV)^{\dagger}$	3.6	2.9	4.43	33.7

Ventajas:

- Alta densidad del medio ionizable (2000 a 5000 veces más densos que los gases).
 - Alto poder de frenado \rightarrow alta eficiencia de detección/volumen efectivo del detector.
- Energía necesaria para producir un par de portadores de carga: 3-5 eV.

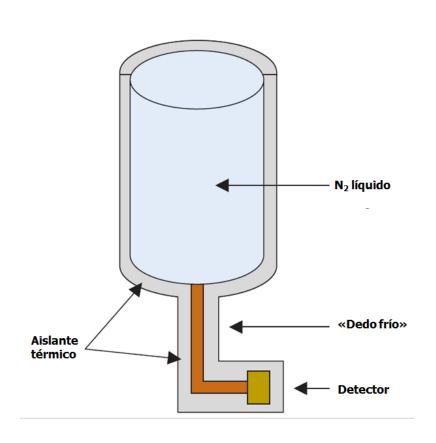
 10 veces menor que en gases y centelladores
- Número de portadores de carga/energía mucho mayor que en gaseosos o centelladores.

 Menores fluctuaciones estadísticas.
- Buena señal. proporcional a la energía. Detección y conteo de eventos individuales.
- Alta movilidad de los electrones. Volumen efectivo reducido.
- Tiempo de colección de carga del orden de ns.

- Si y sobre todo Ge: alta corriente eléctrica inducida térmicamente a temperatura ambiente.

Fondo (ruido electrónico). Interfiere con las corrientes generadas por la radiación incidente.

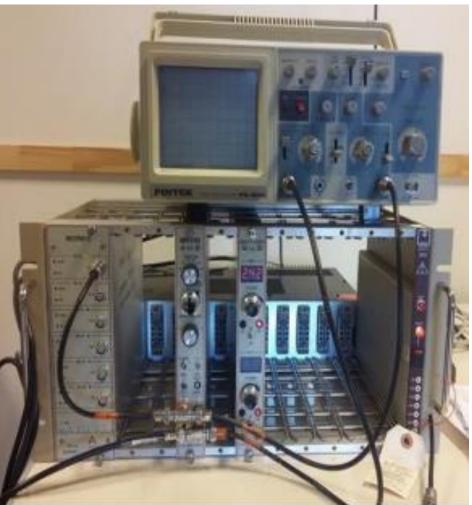
Los detectores de Si (generalmente) y los de Ge (siempre) debe operarse a temperaturas muy por debajo de temperatura ambiente (N₂ líquido, 77 K).



Muchas veces parte del circuito electrónico también se enfría para reducir niveles de ruido electrónico.



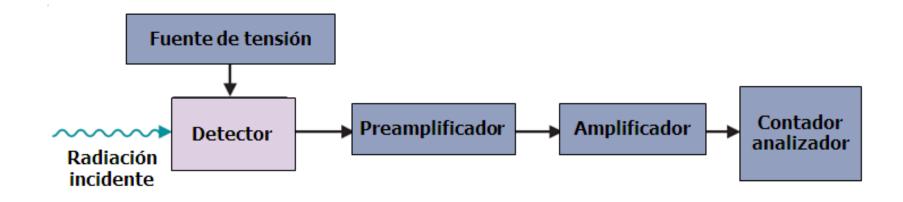


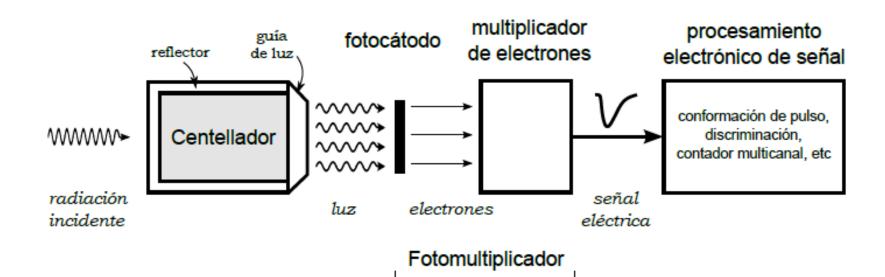


Los detectores de CdTe y CZT (que tiene propiedades muy similares) se han desarrollado más recientemente y no tienen las dos principales desventajas de Si y Ge:

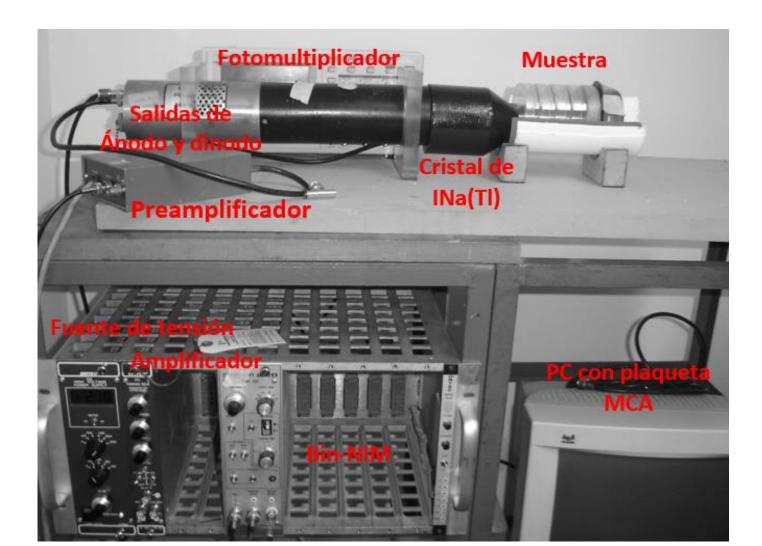
- 1- puede ser operado a temperatura ambiente sin ruido electrónico excesivo.
- 2- Por su alto Z, detectores delgados tienen un buen poder de frenado para rayos γ .

Detectores. Procesamiento de la señal.

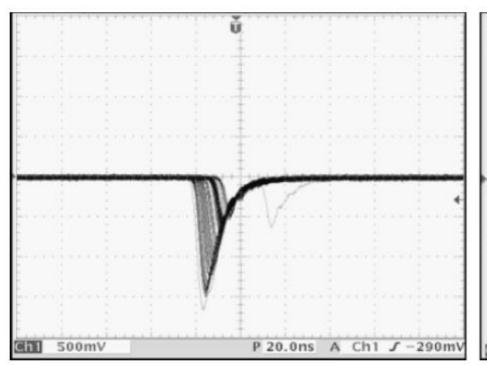


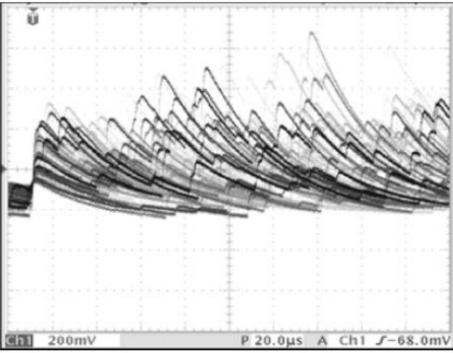


Detectores. Procesamiento de la señal.

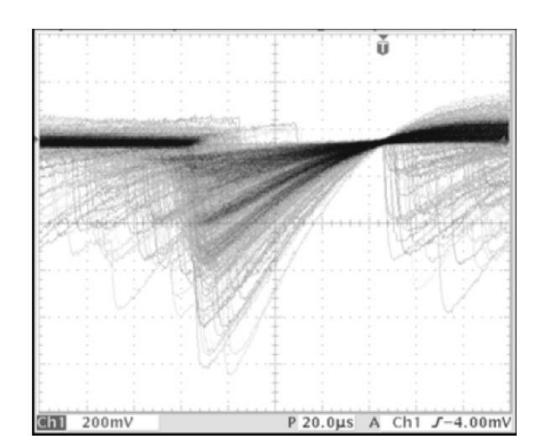


Salidas de ánodo y dinodo. Notar la diferencia de altura y duración.

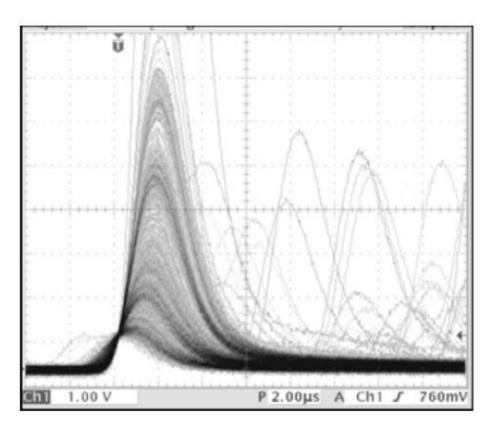


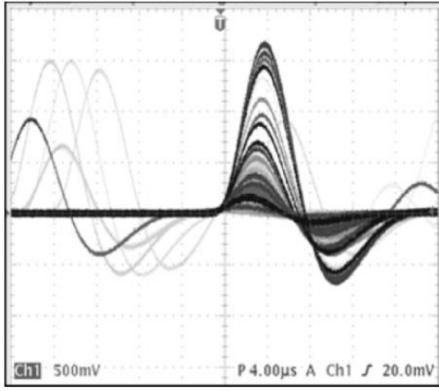


Salidas del preamplificador.

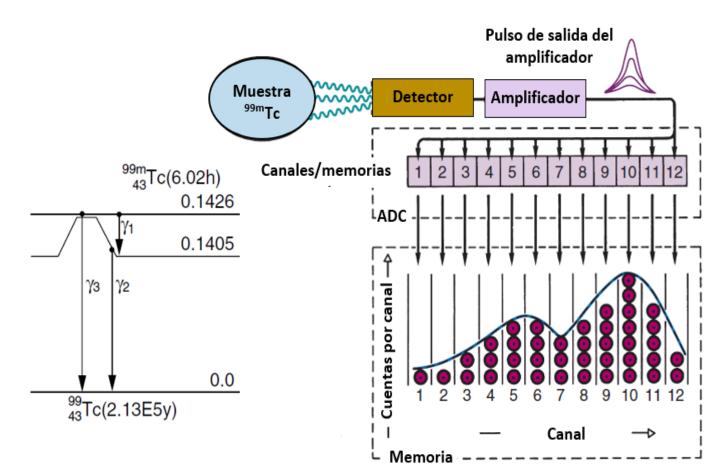


Salidas del amplificador.





Analizador multicanal.

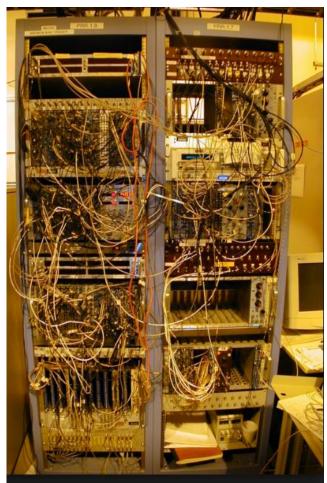












Sensibilidad de un detector

Capacidad de producir una señal utilizable para un dado tipo de radiación y energía.

Cada tipo de detector es sensible a un tipo de radiación y en un rango de energía.

Fuera de ese rango: señal no utilizable o directamente no hay señal (detector no sensible).

Depende de:

- La sección eficaz para reacciones de ionización/excitación en el material detector.
- Determinan la probabilidad de interacción de la radiación con la masa del detector.

La masa del detector.

Partículas cargadas: altamente ionizantes. Detectores de pequeño volumen o baja densidad.

Partículas neutras: sección eficaz muy pequeña. Poca probabilidad de interacción. Mayor masa. La masa del detecto queda determinada por la radiación a detectar (ej.: neutrinos, toneladas!).

Sensibilidad

Aún cuando se produzca una señal, la misma debe superar un cierto umbral para ser confiable.

Ruido intrínseco del detector y la electrónica asociada.

¿Qué es? fluctuaciones de la señal de salida. Siempre presente, aunque no se exponga al detector a radiaciones.

La señal debe ser mayor al ruido electrónico (y al fondo de radiaciones que rodea al conjunto muestra-detector).

• Efecto del material que rodea al detector.

Puede cambiar la energía o la dirección de la radiación incidente, haciendo que la misma no llegue al volumen sensible del detector.

- Ej.: detector recubierto de una capa metálica, α s o e^- s no la atraviesan, no son detectadas.
- El blindaje del conjunto muestra-detector puede reducir o anular el nivel de fondo.

Respuesta del detector

Además de detectar la presencia de una radiación, muchos detectores también son capaces de proveer información acerca de alguna característica de la misma (ejemplo: energía).

La cantidad de ionizaciones o excitaciones producidas en el detector es proporcional a la energía cedida en el volumen del mismo por la radiación.

Si la radiación incidente es totalmente absorbida la cantidad de ionizaciones da una medida de la energía de la radiación incidente.

La salida de un detector de naturaleza eléctrica es un pulso de tensión. La cantidad de ionizaciones se refleja en la carga eléctrica contenida en este pulso.

Si la forma del pulso no cambia de un evento detectado a otro, la cantidad de ionizaciones/excitaciones, o sea la energía incidente, se refleja en la altura del pulso.

Respuesta del detector

Relación entre la energía de la radiación y la carga total del pulso de salida o su altura.

Idealmente: respuesta lineal.

La respuesta de un detector depende del tipo y energía de la radiación incidente.

Que un detector tenga una respuesta lineal para un tipo de partícula o energía no implica que siga siendo una respuesta lineal para otra partícula o energía.

Resolución en energías:

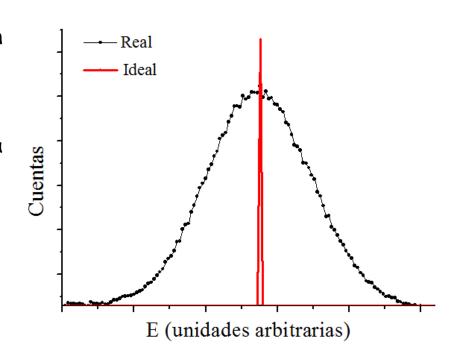
Capacidad del detector para distinguir entre dos energías próximas entre sí.

Fundamental en aplicaciones que requieren determinar la energía de la radiación incidente.

Puede medirse exponiendo el detector a una radiación monoenergética.

Idealmente: pico tipo delta.

Realidad: pico con un ancho finito y de forma gaussiana.



Origen: en ppio. la naturaleza estadística de los procesos ionización y excitación en el detector

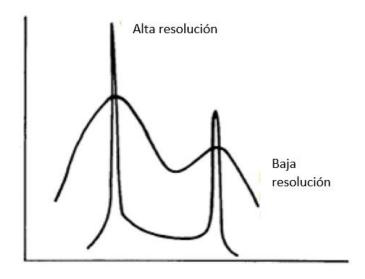
Resolución en energías:

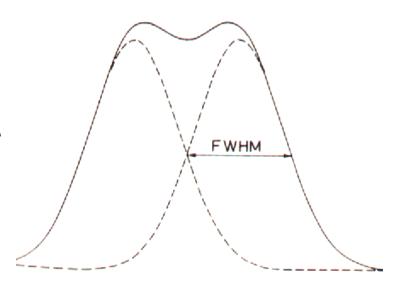
Se describe en función del ancho a la altura media ("full width at half máximum", FWHM).

Energías separadas por una «distancia» menor al FWHM no se pueden resolver.

$$R = \frac{\Delta E}{E}$$

Usualmente en %.





 E_1 y E_2 con $\Delta E = E_2 - E_1 = FWHM$.

La línea sólida es la suma de dos picos gaussianos idénticos.

$$R = R(E)$$

w: energía necesaria para producir una ionización

E: energía depositada.



J = E / w ionizaciones

Si asumimos una distribución tipo gaussiana, la varianza viene dada por $\sigma^2 = J$.

Dos posibles situaciones:

1- No toda la energía incidente es absorbida, eventos independientes, distribución de Poisson.

$$R = 2.35 \frac{\sqrt{J}}{J} = 2.35 \sqrt{\frac{w}{E}}$$

El factor 2.35 relaciona la desviación estándar de la gaussiana con el FWHM.

2- Energía incidente totalmente absorbida, eventos no independientes. No vale Poisson.

En esta situación, $\sigma^2 = FJ$

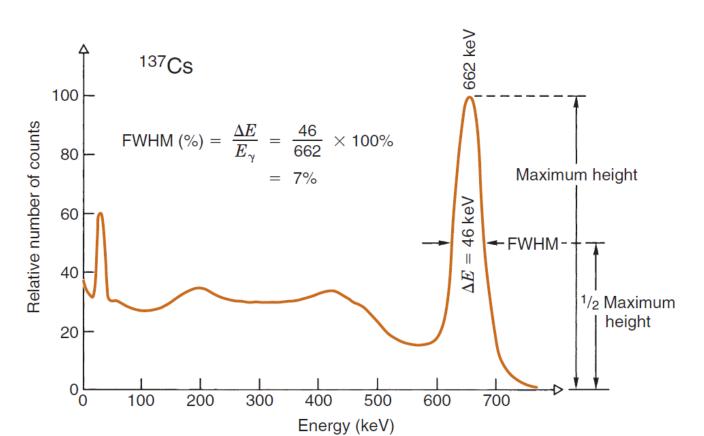
$$R = 2.35\sqrt{\frac{Fw}{E}}$$
 F: Factor de Fano

F es función de todos los procesos que conducen a transferencia de energía al medio detector (incluye procesos que no producen ionización o exitación).

Es una propiedad intrínseca del medio detector, y es muy difícil de calcular.

Para muchos detectores, F< 1, lo que incrementa la resolución (ya veremos casos particulares).

Miremos solo el pico gaussiano, olvidando por el momento la estructura del espectro por debajo de 550 keV.



Función respuesta

Espectro de alturas de pulsos observado a la salida del detector cuando sobre éste incide radiación, para simplificar monoenergética

A una energía dada, determinada por las diferentes interacciones en el material detector.

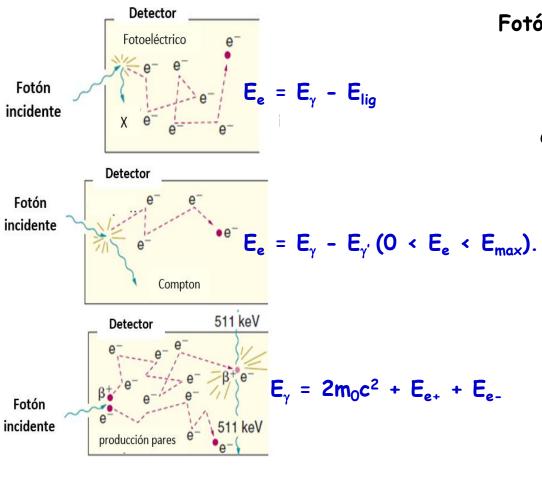
Situación idealizada: la radiación incidente sólo interactúa con el detector. Sólo fotoeléctrico, Compton y formación de pares. Más adelante veremos la complejidad de la situación real.

Efecto fotoeléctrico
$$E_e = E_{\gamma} - E_{lig}$$

Efecto Compton
$$E_e = E_{\gamma} - E_{\gamma'}$$
 (0 < E_e < E_{max}).

En función de la energía incidente y el material detector, cada proceso tendrá una probabilidad de ocurrencia.

Formación de pares
$$E_{\gamma} = 2m_0c^2 + E_{e+} + E_{e-}$$



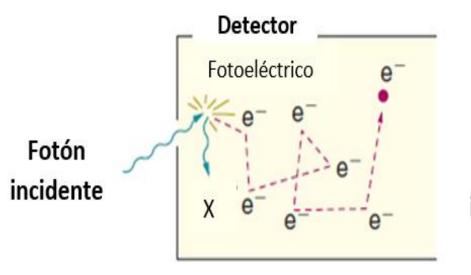
Fotón → electrones + fotones secundarios, rayos X, fotones de aniquilación.

e-: completamente absorbidos. Depositan toda su energía.

Fotones secundarios absorbidos: depósito de toda la energía.

Fotones secundarios escapan (al menos parcialmente): no se deposita toda la energía.

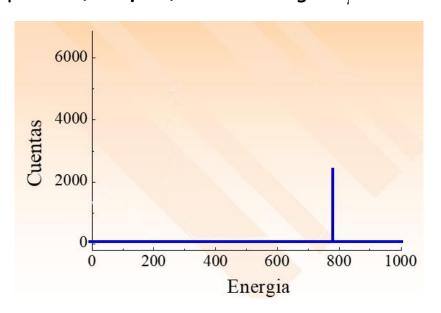
- Efecto fotoeléctrica



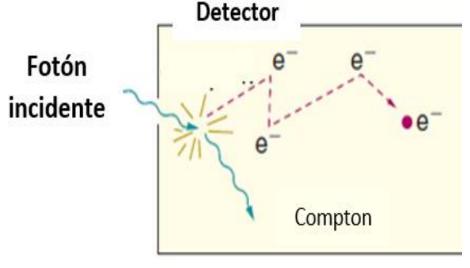
Depósito de toda la energía y incidente

Señal proporcional a E.

Detector ideal: una sola línea estrecha en el espectro (fotopico) en una energía E_{γ} .



- Dispersión Compton

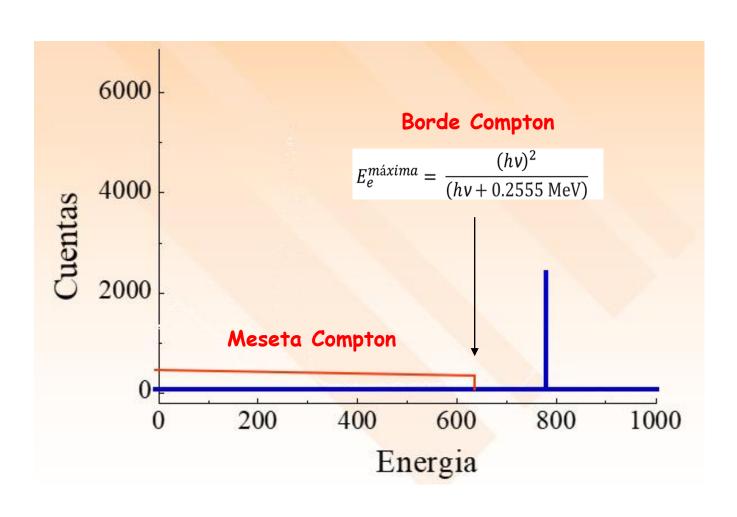


 γ secundario es absorbido en el detector: depósito de toda energía γ incidente. Fotopico.

 γ secundario escapa: sólo parte de la energía incidente se transfiere al detector.

Energía depositada: desde cero a un valor máximo Ec.

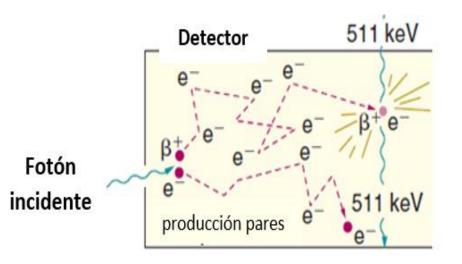
$$E_e^{m\acute{a}xima} = \frac{(h\nu)^2}{(h\nu + 0.2555 \text{ MeV})}$$



V arias posibilidades:

Detectores. Características generales.

- Formación de pares



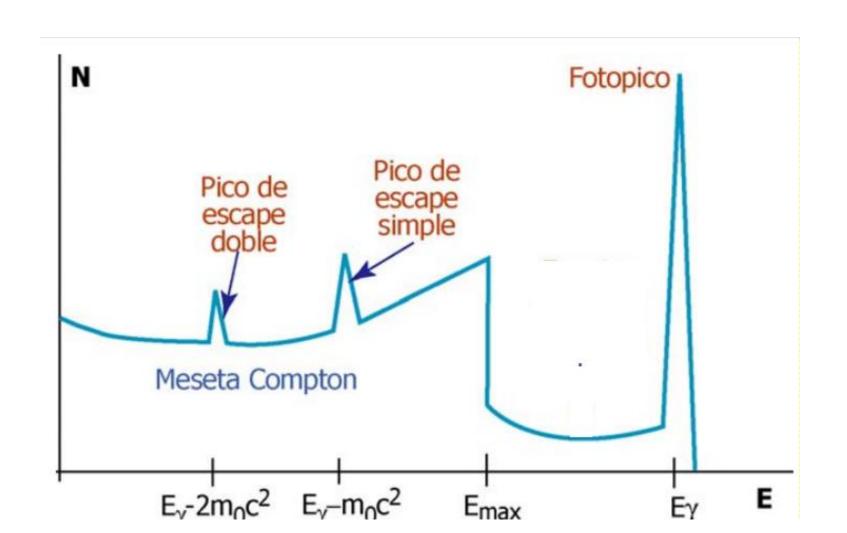
e⁻, e⁺ y los dos fotones de 511 keV absorbidos: depósito de toda la energía. Fotopico.

e-, e+ y abosrbidos, UNO de los fotones de 511 keV escapa: no toda la energía depostida. Pico en energía:

$$E^{dep} = E_{\nu} - 511 \text{ kev}.$$

e⁻, e⁺ y abosrbidos, AMBOS fotones de 511 keV escapan: no toda la energía depostida. Pico en energía:

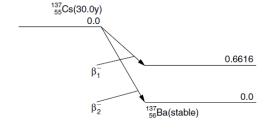
$$E^{dep} = E_{\nu} - 1022 \text{ kev}.$$



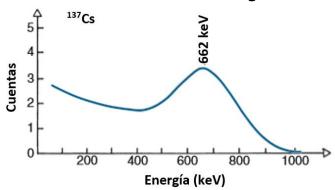
El espectro reflejará las diferentes interacciones que ocurren en el volumen del detector.

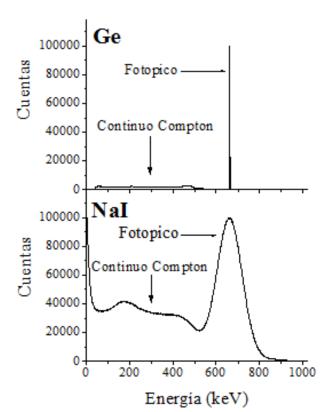
Cada proceso tendrá en pesp de acuerdo al σ de cada uno, que a su vez depende de la energía del γ y el Z la geometría y volumen del material detector.

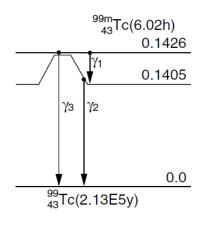
Fuente:

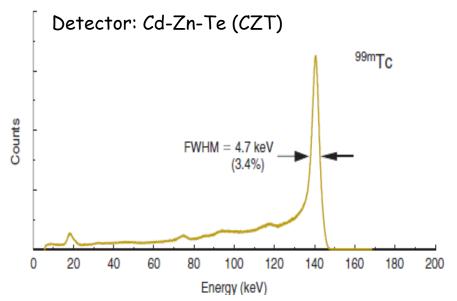


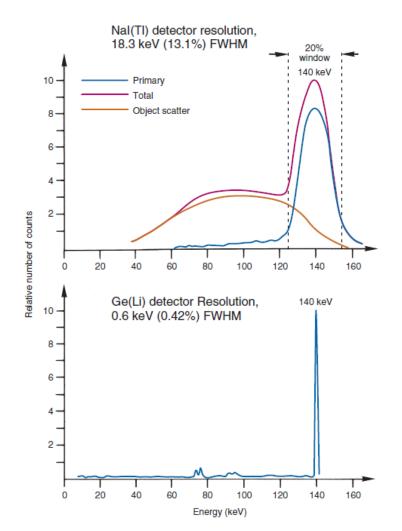
Detector: Centellador orgánico.











Eficiencia

Capacidad de un sistema detector para convertir la radiación incidente en señales útiles.

$$\xi = \frac{eventos\ registrados}{eventos\ emitidos\ por\ la\ fuente}$$

$$R = \xi.D$$

D: eventos emitidos por la fuente por unidad de tiempo. Actividad de la muestra

R: Eventos detectados por unidad de tiempo

 ξ es función de la geometría detector-muestra y de la probabilidad de interacción en el volumen sensible del mismo.

$$R = \xi.D$$

Idealmente: maximar ξ para que la tasa de conteo sea máxima con una mínima actividad

La eficiencia se puede factorizar en dos términos:

- Eficiencia geométrica
$$\xi_{geom} = \frac{\text{eventos incidentes sobreel detector}}{\text{eventos emitidos por la fuente}}$$

- Eficiencia intrínseca
$$\xi_{\text{int}} = \frac{\text{eventos registrados}}{\text{eventos incidentes sobre el detecector}}$$

$$\xi_{total} = \xi_{int} \, \xi_{geom}$$

- Eficiencia geométrica

Fuente radiactiva puntual: emisión isótropa (misma intensidad en todas las direcciones).

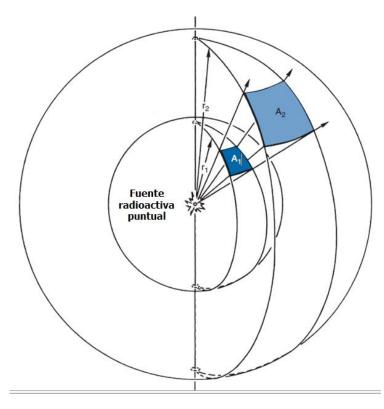
A una distancia r de la fuente la radiación emitida pasa a través de la superficie de una esfera imaginaria de área $4\pi r^2$. Entonces, por unidad de superficie :

$$I = \frac{actividad}{4\pi r^2}$$
 Unidades: gammas/seg.cm²

Ya habíamos visto esta dependencia con 1/r². Se aplica a todo tipo de emisiones radioactivas.

Importantes implicaciones en:

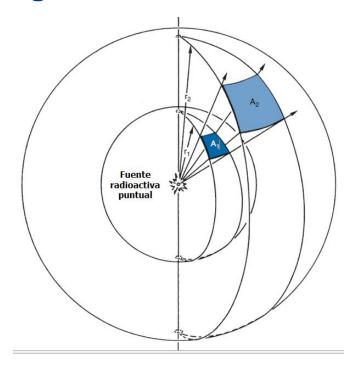
- Eficiencia de detección.
- Seguridad radiológica



Un detector de área A, distancia r a una fuente puntual ("mirando" hacia ella) interceptará una fracción $A/4\pi r^2$ de la radiación emitida. Entonces:

$$\xi_{geom} = \frac{A}{4\pi r^2}$$

Aproximación válida cuando la distancia fuente puntualdetector es mucho mayor que el tamaño del detector,

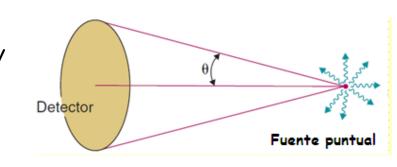


Ejemplo: eficiencia geométrica para un detector de 7.5 cm de diámetro (D) cm, r=20 cm de una fuente puntual. $\xi_{geom} = \frac{4\pi (D/2)^2}{4\pi r^2} = 0.009(0.9\%)$

$$\xi_{geom} = \frac{4\pi (D/2)^2}{4\pi r^2} = 0.009 (0.9\%)$$

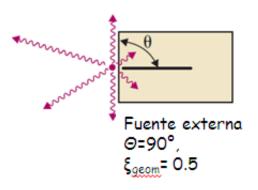
$$\xi_{geom} = \frac{A}{4\pi . r^2}$$

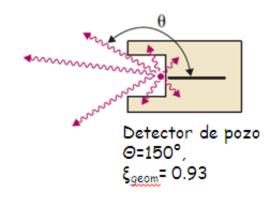
 $\xi_{geom} = \frac{A}{4\pi r^2}$ Falla cuando el detector está muy cerca de la fuente (r \to 0, $\xi \to \infty$).



Expresión mas adecuada:

$$\xi_{geom} = \frac{1}{2} (1 - \cos \theta)$$





Fuente interna Θ=180°.

Validez: fuentes de pequeña dimensión comparadas con la distancia fuente-detector.

Si el tamaño de la fuente es mayor a 0.3r o sistemas multidetectores: modelos más complejos.

- Eficiencia intrínseca

Depende de:

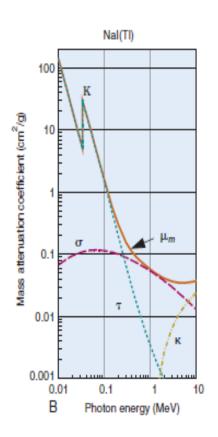
Tipo y energía de la partícula incidente.

Material detector.

Coeficiente de atenuación lineal

$$\xi_{\rm int} = 1 - e^{-\mu_l(E)x}$$

Espesor del material detector



Valores de μ_l se obtienen multiplicando μ_m por 3.67 g/cm³, densidad del NaI(Tl).

Partículas cargadas: ξ_{int} es del orden de 1 (o muy alta) aún con detectores de pequeño volumen.

ξ es muy importante para partículas neutras por la baja probabilidad de interacción. El tamaño del detector es fundamental. Masa grande para maximizar la probabilidad de interacción.

Determinación experimental de la eficiencia. Calibración.

 ξ se pueden determinar experimentalmente usando fuentes de calibración.

Fuente de calibración (o patrón): fuente cuya actividad se conoce con precisión.

- Dada por el proveedor de la fuente
- Se estima a partir de la masa, vida media y composición de la fuente.

Se mide la tasa de detección de la muestra de calibración y se determina ξ de:

$$R = \xi.D$$

La determinación experimental de ξ requiere muchos cuidados:

Conservar la geometría fuente-detector.

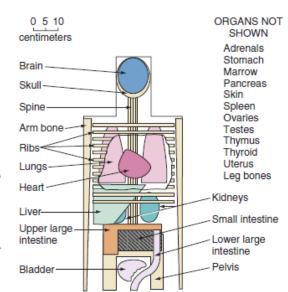
La fuente patrón debe simular con precisión la forma de la fuente bajo estudio.

Igual autoabsorción (absorción de rayos γ en la propia muestra).

Fuente patrón: "phantomas" que simulan la anatomía humana para estimar la eficacia de detección en sistemas de detección en vivo.

Cuidado: resultado preciso sólo si el phantomas y la distribución de la fuente son muy similares.

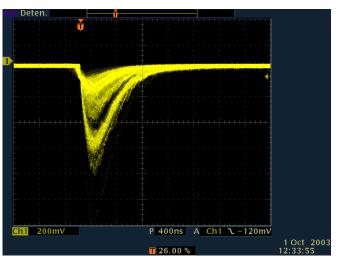
Discrepancias de 1 cm en la profundidad de la fuente entre phantomas y el paciente puede resultar en errores de 10%-20%.

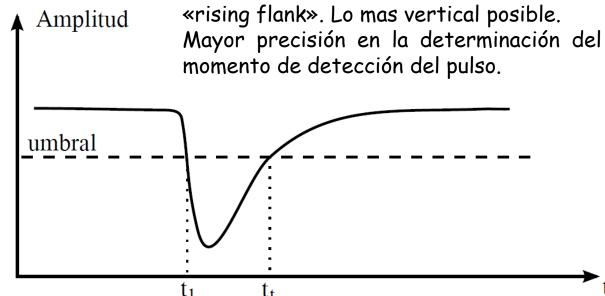


Respuesta Temporal.

Tiempo que le toma al detector formar una señal luego de la llegada de la radiación incidente. Este tiempo es de crucial importancia para aplicaciones temporales.

Detector con tiempo de respuesta aceptable: la señal debe formarse lo más rápidamente posible.





Tiempo muerto.

Tiempo "que le toma" al detector procesar un evento.

Relacionado a la duración de la señal.

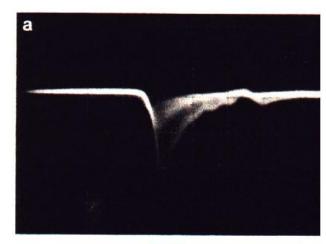
Durante este período, un segundo evento puede no ser aceptado: detector insensible.

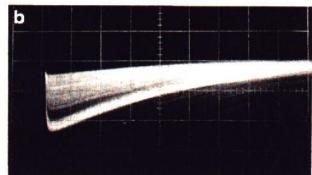
Una segunda señal puede sumarse a la primera.

Pulso distorsionado, pérdida de la información.

Límite al número de eventos detectables/unidad de tiempo.

Para evitar efectos de tiempo muerto: contaje lo mas bajo posible para minimizar la probabilidad que dos eventos se superpongan.





La respuesta temporal depende fuertemente de:

Material que forma el detector.

Geometría del cristal detector.

Depende del sistema detector en su conjunto, no sólo del cristal detector. Cada elemento del sistema detector tiene su propio tiempo de procesamiento de señales.



