

Uso de Geant4 para simulaciones en 3D orientado a un esquema de PET (Tomografía por emisión de positrones).

Alejandro Funez^{*}, Jose Carbajal^{*}, Jonathan Nuñez^{*} y Martha Cano^{*}

^{*} Escuela de Física, Universidad Nacional Autónoma de Honduras, Tegucigalpa, Honduras

Resumen—Se presenta un enfoque sobre como los positrones se comportan y cuanta dosis impacta en un objetivo. Se ha desarrollado un diseño detallado para permitir la adopción de este enfoque en aplicaciones de simulación basadas en Geant4. Se describen algunas implementaciones preliminares y demostraciones de aplicación.

Abstract—An approach is presented on how positrons behave and how much dose impacts a target. A detailed design has been developed to enable the adoption of this approach in Geant4-based simulation applications. Some preliminary implementations and application demonstrations are described.

INTRODUCCIÓN

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de medicina nuclear no invasiva que se utiliza para el diagnóstico clínico del cáncer y el estudio de una variedad de enfermedades y procesos bioquímicos en organismos vivos. La calidad de las imágenes PET reconstruidas está limitada por la cantidad de actividad en el objeto, la duración de la exploración y el rendimiento del escáner PET, que a su vez depende de sus componentes constituyentes, como el tipo y tamaño del material centelleador utilizado, la eficiencia de detección, disposición geométrica de los detectores y la electrónica de lectura. Además, la elección de parámetros para la adquisición de datos (como el tiempo de adquisición, la ventana de energía y la ventana de coincidencia temporal) y la reconstrucción (elección del algoritmo, número de subconjuntos, número de iteraciones, etc.) también afectan la calidad de la imagen reconstruida. La optimización experimental de estos parámetros es muy costosa en términos de tiempo, materiales y mano de obra.

La simulación de Monte Carlo ofrece una alternativa versátil y de bajo costo a la optimización experimental de parámetros de imagen. Simulaciones de alta fidelidad de escáneres físicos existentes, validadas por su corrección mediante medidas experimentales, permiten el desarrollo de nuevos algoritmos de reconstrucción de imágenes, métodos de segmentación y protocolos de imagen optimizados para la evaluación cuantitativa de métricas de captación de radiotrazadores. Un enfoque basado en simulaciones permite planificar experimentos de imagen cuantitativa con conocimiento previo de la relación señal-ruido alcanzable y otras métricas de calidad de señal, sin desperdiciar tiempo, radiotrazadores y animales sacrificados en experimentos potencialmente infructuosos. Es-

te enfoque tiene la ventaja de una repetibilidad perfecta, por ejemplo, exactamente la misma distribución espaciotemporal de captación de radiotrazadores se puede visualizar con diferentes parámetros del escáner (por ejemplo, ventanas de tiempo y energía).

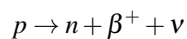
CONTEXTO HISTORICO DE LA PET.

La tomografía por emisión de positrones se desarrolló gracias a una serie de acontecimientos históricos importantes ocurridos desde finales del siglo XIX. el descubrimiento de la radiactividad natural fue el primer gran paso para el surgimiento de la aplicación de fuentes radiactivas en la medicina. Sin embargo, el positrón no aparece sino hasta 1928, cuando Paul Dirac predijo en un trabajo teórico la existencia de esta partícula. La primera observación experimental del positrón fue reportada por Carl David Anderson en 1932 (Anderson, 1932). Casi dos décadas después del trabajo de Anderson, Wrenn y colaboradores publicaron en 1951 el primer estudio en el que se utilizaron elementos radiactivos que emitían positrones, y mencionaban la posibilidad de utilizarlos en medicina. Estos investigadores mostraron la capacidad que representaba el uso de emisores de positrones, pero su aplicación se limitaba a la producción de imágenes bidimensionales, sin producir aún imágenes tomográficas. Las herramientas matemáticas para producir este tipo de imágenes existían desde tiempo atrás, pues los algoritmos matemáticos para la reconstrucción de imágenes tomográficas fueron desarrollados en 1917 por Johann Radon. El año de 1971 marcó indudablemente un gran acontecimiento en la historia de la medicina, pues fue cuando se realizó el primer estudio clínico con tomografía axial computarizada en el hospital Atkinson Morley, en Inglaterra. El anuncio oficial

del primer escáner comercial de tomografía axial computarizada se hizo en el Instituto Británico de Radiología un año después (Hounsfield, 1973). El desarrollo de la tomografía por emisión de positrones se traslapó enormemente con el de la tomografía axial computarizada, y no es sorprendente que esta técnica haya aparecido, como la conocemos hoy, en 1974 y fuera reportada un año después. La aparición casi simultánea de estas técnicas de diagnóstico se debe en gran parte a los avances tecnológicos de la época: la posibilidad de utilizar computadoras suficientemente rápidas para el almacenamiento y procesamiento de los datos, así como para la reconstrucción de las imágenes tomográficas, fue el punto clave para su desarrollo.

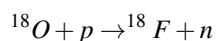
DECAIMIENTO β^+

El decaimiento β^+ , también llamado decaimiento por emisión de positrones, es un proceso en el cual el núcleo emite un positrón y una partícula neutra conocida como neutrino. Este decaimiento puede entenderse fácilmente en términos de la transformación de un protón (p) del núcleo en un neutrón (n) más un positrón (β^+) y un neutrino (ν).



El decaimiento radiactivo libera energía, que se utiliza para poner en movimiento al positrón y al neutrino. Los núcleos inestables con exceso de protones decaen comúnmente por emisión de positrones. En este proceso, la carga neta del núcleo disminuye, pues pierde un protón.

Los positrones pueden provenir de distintas fuentes. Sin embargo, en tomografía por emisión de positrones generalmente son producto del decaimiento radiactivo de un elemento radiactivo. Los elementos radiactivos que emiten positrones son comúnmente producidos en aceleradores de partículas llamados ciclotrones, bombardeando núcleos estables con protones. Por ejemplo, el emisor de positrones flúor-18 (^{18}F) se obtiene bombardeando el núcleo de oxígeno-18 (^{18}O) con un haz de protones. El oxígeno-18 captura un protón y emite un neutrón, convirtiéndose en flúor-18.



ANILACIÓN DEL POSITRÓN

El positrón es la antipartícula del electrón, tiene la misma masa y su carga eléctrica es igual, pero con signo positivo. Cuando el positrón es emitido, pierde energía en el medio, hasta que finalmente se encuentra con algún electrón libre y forma un sistema parecido al átomo de hidrógeno, denominado positronio. A continuación, el positronio se aniquila y se convierte en dos fotones con energías de 511 keV. Al salir estos dos fotones de energía similar al espacio se tienen dos detectores que reciben la información de su energía de forma simultánea a través del proceso de ionización de la materia. Estos detectores de ondas electromagnéticas están unidos a otros de forma regular, ordenada y tienen forma de anillo circular, de allí nombramos el PET o, mejor dicho, tomografía de emisión de positrones. La detección de estos fotones solo localiza de donde proviene el fotón en forma lineal, por donde ocurrió la coincidencia. Para obtener una mayor determinación de la ubicación se debe recibir mucho

mas detecciones simultáneas en diferentes detectores en un largo tiempo. Si estos fotones son detectados en un intervalo de tiempo se puede determinar la última posición del positrón dentro del paciente antes de su aniquilación. Dado que el intervalo de tiempo utilizado es extremadamente pequeño, se dice que la detección ocurre “en coincidencia”. Este proceso es la base de la tomografía por emisión de positrones para conocer la distribución del radiofármaco dentro del paciente.

Una característica importante de los positrones emitidos es que su energía debe ser pequeña, para que no recorran una distancia grande dentro del medio antes de aniquilarse. El objetivo de la tomografía por emisión de positrones consiste en proporcionar información sobre la concentración y distribución espacial del radiofármaco en los tejidos. Esto significa determinar el sitio en donde ocurrieron los decaimientos, lo cual se hace indirectamente al determinar las posiciones en que ocurrieron las aniquilaciones. Si los positrones recorren una distancia grande antes de aniquilarse, puede haber una separación importante entre el sitio de decaimiento y el de aniquilación, lo cual afecta la posibilidad de obtener información relevante de la imagen reconstruida. La distancia común que recorren los positrones antes de aniquilarse se conoce como alcance promedio, el cual depende de su energía.

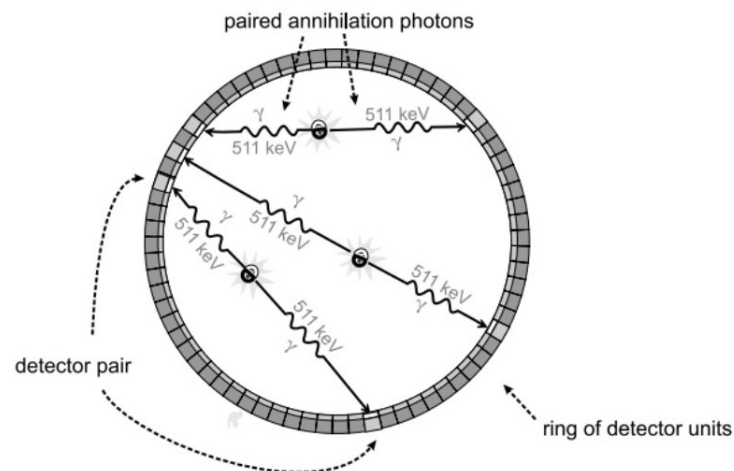


Fig. 1: Anillo de detección

GEOMETRÍA DEL PET DE ANILLO COMPLETO

Si bien la física de detección del producto de la aniquilación del par e^+/e^- determina que los cristales detectores de los equipos que operan con emisores de positrones tengan una estructura frontal, a lo largo de la historia del diseño de equipos PET pueden observarse varios modelos cuya geometría básica puede ser de anillo completo o parcial, en cuyo caso deberán rotar en torno del paciente. Existen modelos formados por seis detectores extensos o las cámara gamma de dos cabezales adaptadas para trabajar con 511 KeV que están prácticamente en desuso

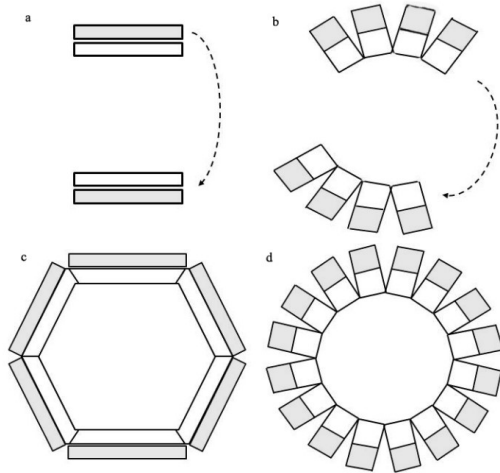


Fig. 2: Disposición geométrica de cristales y grupos de sistemas electrónicos de detección

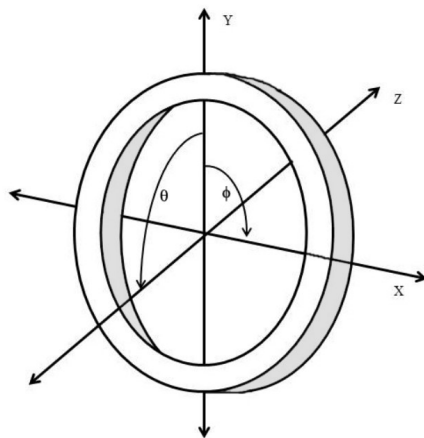


Fig. 3: Representación de los ejes en un PET de anillo completo

COORDENADAS Y PLANOS TOMOGRÁFICOS

Al igual que en otras modalidades de imágenes, las imágenes de PET se muestran en tres planos tomográficos. Plano transversal o transaxial (x,y), plano sagital (y, z) y el plano coronal (x, z). El eje z es conocido como eje axial. En la Figura 3 puede observarse la posición de los ejes en relación al plano formado por la ubicación de los detectores en el eje axial.

Campo de Visión Axial

El campo axial de visión FOV (del inglés, Field of View) está definido en base a un número máximo de detectores opuestos con que cada detector puede entrar en coincidencia formando un haz cuyo ancho a la altura del centro geométrico del conjunto de detectores es el FOV. Su medida depende del diseño del equipo y de la cantidad de detectores que se admiten para aceptar los eventos de coincidencia. En la Figura 4, el sistema admite las interacciones producidas por 7 detectores opuestos a cada uno de los 16 que forman el anillo

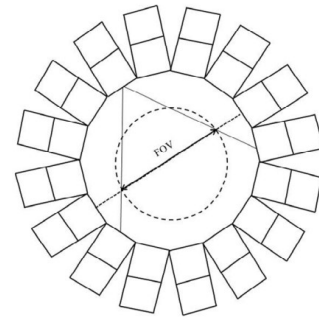


Fig. 4: FOV de un PET de anillo completo

SISTEMA DE DETECCIÓN

Un PET cuenta con un sistema de detección usualmente con forma de anillo, configurado por unidades independientes conocidas como detectores de centelleo. Los cuales tienen una distribución coincidente, es decir, están colocados, uno frente del otro (formando un ángulo entre ellos de 180°). El PET determina en base a criterios energéticos y temporales aquellas detecciones que ocurren simultáneamente en coincidencias verdaderas, y por tanto proceden del mismo evento de aniquilación. La línea que conecta a los detectores implicados en la misma aniquilación se le llama Línea de Respuesta (LOR).

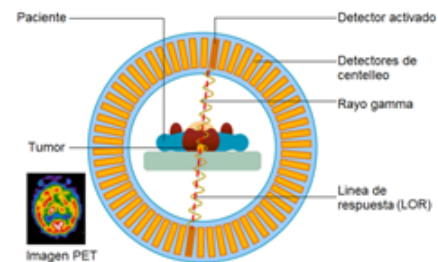


Fig. 5: Sistema de detección de un PET

Los detectores de centelleo tienen un sistema de acoplamiento óptico entre un cristal de centelleo y un fotodetector.

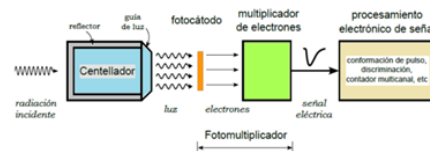


Fig. 6: Acoplamiento de un detector de Centelleo

TOPOLOGÍAS DEL SISTEMA DE DETECCIÓN

■ MicroPET-Anillo-I:

Configurado por cuatro anillos de diámetro 12 cm. Cada anillo está formado por 24 cristales LYSO de tamaño $15 \times 15 \times 10 \text{ mm}^3$, dando un total de 96 cristales. La separación entre los cristales de cada anillo es de 75 m. La cantidad de anillos y detectores simulados se basa en el MicroPET Focus 120.

■ MicroPET-Anillo-II:

Está configurado como el MicroPET de anillo-I. El tamaño de los cristales es de $5 \times 5 \times 10 \text{ mm}^3$. Cada anillo está compuesto por 72 cristales, dando un total de 288 cristales.

■ MicroPET-Módulos:

El diseño se basa en un PET de dos módulos coincidentes. Cada módulo está formado por una matriz de 20×20 cristales LYSO de dimensiones $2 \times 2 \times 10 \text{ mm}^3$ y una separación de $75 \mu\text{m}$ entre ellos. En total hay 800 cristales. La separación entre los módulos es de 10.2 cm.

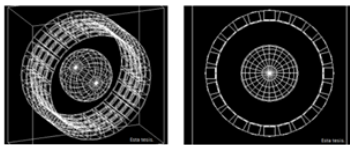


Fig. 7: Simulación de un MicroPET con forma de anillo con cristales de $15 \times 15 \times 10 \text{ mm}^3$. En el centro se observa una esfera de agua

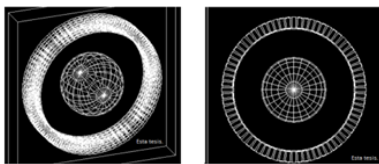


Fig. 8: Simulación de un MicroPET con forma de anillo con cristales de $5 \times 5 \times 10 \text{ mm}^3$. En el centro se observa una esfera de agua.

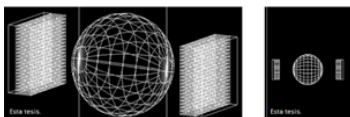


Fig. 9: Simulación de un MicroPET conformado por dos módulos. Cada módulo tiene una matriz de 20×20 de cristales LYSO de dimensiones $2 \times 2 \times 10 \text{ mm}^3$. En el centro se observa una esfera de agua.

CRISTALES DETECTORES

La calidad de un PET depende fuertemente de la calidad de sus detectores. Éstos trabajan sobre la base de integrar la energía que un fotón incidente deposita en su interior y luego convertirla en señal eléctrica para su medición. Un detector ideal debe tener alto poder de frenado o sea, alta probabilidad de que los fotones de 511 KeV que incidan en su interior sean totalmente absorbidos, alta resolución espacial para definir con la mayor precisión posible el primer punto de interacción (para el caso de que la absorción se produzca mediante interacciones Compton múltiples), poseer buena resolución de energía para rechazar los eventos Compton y buena resolución temporal para garantizar una alta tasa de conteo. La distribución de la energía que los fotones depositan en el detector puede observarse en una gráfica conocida como espectro de energías. Aun cuando la radiación que se

origina en el proceso de aniquilación sea monoenergética, el espectro tiene una amplia gama de variaciones de energías debido a dos razones:

- Interacciones producidas con medios materiales tanto de manera previa a la incidencia del haz en el detector (en el cuerpo del paciente), como dentro del mismo.
- Fluctuaciones estadísticas en las etapas del proceso de conversión de energía depositada en el detector a la intensidad de la señal producida.

Hasta el momento, los materiales que han tenido éxito son los detectores de centelleo inorgánicos activados. Se dividen en dos grandes grupos según estén activados por pequeñas cantidades de impurezas agregadas o la activación la produzcan elementos constituyentes del material. Ellos se caracterizan por producir radiación en el rango del espectro visible, como expresión del depósito de energía de distintas magnitudes. En otras palabras, son conversores de diferentes rangos de energía de la radiación electromagnética en luz visible, cuya intensidad es proporcional a la energía recibida. Las características centrales que debe tener un detector de fotones de alta energía, como es el caso de los detectores para PET son:

- Alto poder de frenado para garantizar eficacia en la detección.
- Pulso de luz de estructura angosta.
- Buena resolución energética para detectar con eficiencia los fotones que inciden sobre el detector.
- Corto tiempo de decaimiento para garantizar una alta tasa de conteo.
- Buena luminosidad para generar señales de alta calidad

La búsqueda de nuevos detectores para los equipos PET es uno de los aspectos más dinámicos de las innovaciones en este tipo de equipos debido a la importancia que tienen en la determinación de la calidad de las imágenes. Cuando un fotón de 511 KeV incide en el cristal, aproximadamente un 39 ellos son eventos verdaderos. O sea que más de la mitad de los fotones que inciden son absorbidos por múltiples interacciones dentro del cristal. Esta proporción es fuertemente dependiente de la geometría del cristal puesto que con su tamaño aumentará la probabilidad de que se produzcan mayor cantidad de interacciones dentro de su estructura. Por otro lado, a medida que aumenta la longitud de los cristales se perturba la resolución temporal debido a que la luz debe viajar mayor distancia hasta la superficie de los fototubos. La cantidad de interacciones Compton a las que pueda dar origen la incidencia de un fotón es también dependiente del lugar en el que éste haya interactuado debido al ángulo de incidencia. Si el fotón proviene del centro del FOV, incidirá en el centro del módulo detector e interactuará con el cristal de la región central del mismo. Si proviene de otros puntos del FOV incidirá con diferentes ángulos y tiene probabilidad de atravesar más de un cristal hasta terminar de depositar su energía.

Los dispositivos para cuantificar la producción de luz de los módulos de detección son de dos tipos: los fototubos (FT), o los semiconductores basados en fotodiodos. En ambos casos la señal lumínica producida por la absorción del fotón gamma de 511 KeV es convertida en un voltaje eléctrico proporcional a la intensidad de la luz producida en la interacción. Los FT son los más antiguos y difundidos por varias características: gran capacidad para captar bajos niveles de intensidad de luz, alta ganancia (del orden de 10^6), baja cantidad de ruido, rápida respuesta y bajo costo.

Básicamente consisten en un tubo al vacío que tiene en el extremo que linda con el cristal detector una región diseñada para optimizar la captura de luz. Estos destellos tienen energía suficiente para arrancar electrones del cátodo. Debido a la diferencia de potencial existente dentro del tubo, éstos son impulsados hacia una cascada de dinodos que se encuentran cada uno respecto del otro a una diferencia de potencial positiva. Finalmente, desde el ánodo emerge una señal eléctrica proporcional a la cantidad de luz que originalmente se depositó en el detector (ver Fig 10). En líneas generales un fotodetector debe tener alta eficiencia de detección, capacidad de producción de una gran amplificación de la señal que recibe y producción de una señal de salida de estructura angosta.

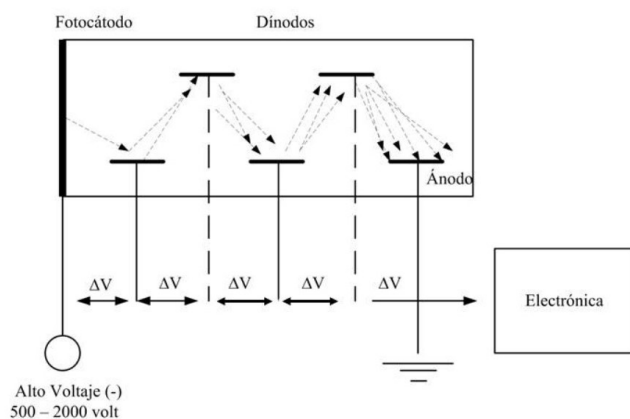


Fig. 10: Esquema básico de un fototubo

MÓDULOS DETECTORES.

Los primeros PET constaban de un FT por cristal detector. En esas condiciones de 1:1, la resolución espacial mejora con la disminución del tamaño de los cristales, pero el número de los FT aumenta en la misma proporción lo que hace muy compleja la electrónica del sistema. Con el objetivo de abaratar costos se comenzaron a desarrollar sistemas de cristales asociados a un grupo de fototubos, los que comparten la electrónica en una estructura denominada módulo detector (Fig 11). Generalmente el cristal detector (30 mm de profundidad generalmente) es una única pieza tallada con ranuras ortogonales, de manera tal que genera un frente de pequeños cristales de sección cuadrada que suelen tener entre 3 y 6 mm de lado. El mismo está adosado a una estructura de fototubos (normalmente 4) que son quienes proveen las señales eléctricas para calcular la posición de la interacción del fotón en el cristal.

La posición (x, y) del punto de interacción es determinada

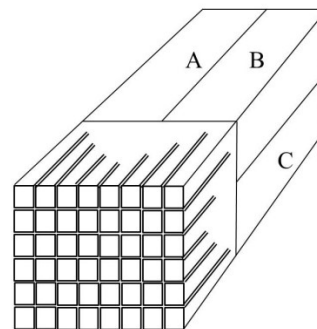


Fig. 11: Forma típica de un módulo de detección

simplemente por el principio Anger:

$$x = \frac{(A + C) - (B + D)}{A + B + C + D} \quad (1)$$

$$y = \frac{(A + B) - (C + D)}{A + B + C + D} \quad (2)$$

Con la incorporación del módulo detector se agregó un borronero en la imagen producto de una cierta incerteza en la determinación de la posición del evento que se traduce en una disminución de la resolución espacial. Esta característica es conocida como Efecto de Bloc (del término en inglés, Block Detector) y se debe a las múltiples interacciones que puede tener un único fotón en varios cristales del módulo, al aumento del ruido electrónico por la presencia en el módulo de, generalmente 4 fototubos, y a errores en la identificación de la localización en la matriz del cristal. En particular las múltiples interacciones son un factor importante dado que para la energía de 511 KeV (especialmente para el caso del INa(Tl)) la probabilidad de interacción por Compton, al menos una vez, es significativa.

DETECCIÓN POR COINCIDENCIA, COLIMACIÓN ELECTRÓNICA Y LINEAS DE RESPUESTA

La formación de la imagen en el PET obedece al principio elemental de la medicina nuclear. Administrar al paciente un isótopo radioactivo que se concentre mayoritariamente en una región del organismo para que, a partir de la emisión de energía en el proceso de desintegración pueda ser ubicado geográficamente desde el exterior, dando fe de esa forma de procesos fisiológicos o metabólicos. Para el caso particular del PET, el isótopo utilizado es emisor de positrones y su ubicación dentro del cuerpo del paciente se produce a partir de la detección del producto de la interacción de dicho positrón con un electrón libre del medio que es un par de fotones de 511 KeV cada uno, que salen disparados en direcciones opuestas. Debido a este principio físico, la geometría de detección está predeterminada a formarse a partir de, al menos, un par de detectores enfrentados en relación al cuerpo del paciente. Esa geometría recibe el nombre de detección por coincidencia. La inferencia de que se ha producido un evento de aniquilación requiere de una electrónica capaz de asignar una coordenada temporal a cada uno de los fotones que inciden sobre el sistema y ubicar aquellos pares que lo hacen con una diferencia de tiempo entre sí igual o menor a un intervalo temporal que recibe el

nombre de ventana temporal (τ).

La ventana temporal es un intervalo de tiempo tan pequeño (del orden de los 6-10 nanosegundos) que permite concluir que ambos fotones provienen de un mismo proceso de aniquilación motivado por el cual se denomina a este proceso colimación electrónica, dado que se ubica la línea de incidencia de los fotones sin necesidad de interponer ningún elemento estructural delante de los cristales. La posición del evento estará en algún punto de la línea que une ambos cristales a la que se denomina LOR (del inglés, Line of Response). Los dos fotones producidos en una aniquilación inciden en los cristales de módulos opuestos los que a su salida producen señales eléctricas que son analizadas por el AAP (Analizador de Altura de Pulso). Si las mismas incidieron con una diferencia temporal $\leq \tau$, el contador registra un evento de información (ver fig. 12).

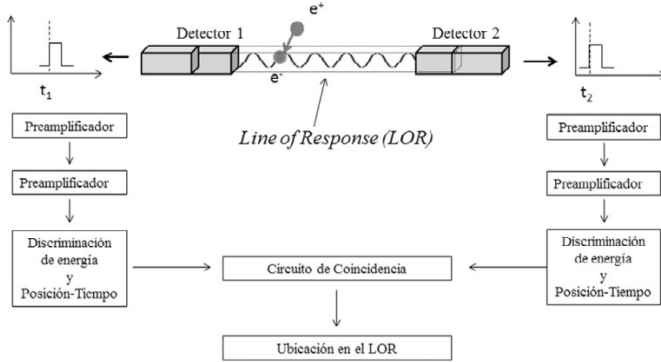


Fig. 12: Esquema de la detección por coincidencia

Resumiendo y a los efectos de la determinación de las coordenadas de un punto de aniquilación de un par positrón-electrón, el equipo considera a dos fotones incidentes en cristales opuestos, como provenientes de una misma interacción si:

- Inciden con una diferencia de tiempo comprendida en lo que se conoce como ventana temporal o ventana de coincidencia.
- La línea de respuesta o LOR determinada entre cristales opuestos está comprendida dentro de una angulación aceptable
- La energía depositada en el cristal está incluida dentro de la ventana de energía prefijada.

TIPO DE EVENTOS.

La calidad de una imagen está ligada fuertemente no sólo a la cantidad de eventos con que se ha generado sino que también a la calidad de los mismos. Los que contribuyen a la señal (información relevante para la formación de la imagen) son los denominados eventos verdaderos (EV). Son aquellos que responden a la situación ideal de la detección de fotones por cristales opuestos provenientes de un proceso de aniquilación y que no hayan sufrido interacciones previamente a arribar al cristal. Los fotones que sí han sufrido un proceso de interacción previo a su arribo al cristal, aportan ruido a la

imagen y disminuyen su contraste debido a que los circuitos de posición malinterpretan las coordenadas del punto de aniquilación. Estos son los denominados eventos dispersados (ED). Para obtener una imagen con menor aporte de eventos ED es necesario un equipo con buena resolución energética de manera tal que pueda trabajar con una ventana de adquisición menor sin por eso perder demasiada información de los EV. Otra estrategia para disminuir la presencia de ED es interponer una barrera física entre anillos sucesivos del escáner. Los eventos random (ER) se producen por la incidencia en un par de detectores opuestos de dos fotones provenientes de procesos de aniquilación diferentes pero que inciden dentro de la ventana temporal del equipo (ver fig 13). La tasa de conteo de ER detectados es proporcional al producto de la tasa de conteo (S) en cada detector y a la ventana temporal (τ)

$$R = 2 \cdot \tau \cdot S_1 \cdot S_2 \quad (3)$$

Según puede concluirse de la expresión anterior, al aumentar la actividad administrada al paciente y por ende, la actividad presente en el FOV, la presencia de ER en la formación de la imagen aumenta de manera cuadrática, lo mismo que ésta disminuye al poder contar con equipamiento que tenga menor τ . Su distribución en el FOV es aproximadamente homogénea aumentando el ruido estadístico y sobreestimando la actividad presente en el objeto de estudio. Los eventos múltiples (EM) son eventos donde un par surgido de una interacción llega a cristales opuestos en la misma ventana temporal en la que incide otro fotón, producto de otra interacción en la que se ha dado originalmente la absorción Compton de uno de los fotones. En ese caso hay tres fotones que inciden en la misma ventana temporal por lo que ante la imposibilidad del equipo de discriminar cual es el par verdadero, desecha todos los eventos. Este hecho está relacionado con la situación en la que se adquieren estudios en pacientes donde se ha administrado mayor cantidad que la definida en los protocolos correspondientes. Se obtienen imágenes más borrosas y con menos contraste que los casos en los que se trabaja con las cantidades debidas de actividad, porque esos datos están relacionados con la τ entre otros parámetros.

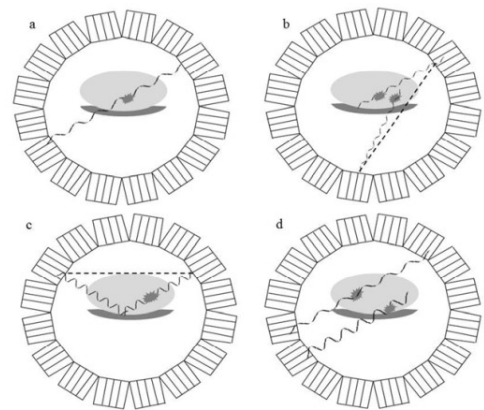


Fig. 13: Esquema de las situaciones posibles. a: Eventos Verdaderos. b: Eventos Random. c: Eventos Dispersados. d: Eventos Múltiples

TIEMPO DE VUELO

El concepto de tiempo de vuelo o TOF (del inglés, Time of Flight) hace referencia a la posibilidad de determinar el tiempo exacto en el que se produce la incidencia de cada par de fotones provenientes de una misma interacción e^+/e^- en cada uno de los cristales en los que hayan incidido y poder así calcular la diferencia temporal de dicha incidencia. En base a esa información es posible determinar el punto de origen de los fotones con relación al centro del FOV (Fig 14). Para comprender la importancia de tal información se debe recordar que las LOR plantean una dirección en la cual se ha producido dicha interacción pero no determina en que punto de la misma. El TOF reduce a un δx la imprecisión en la posición de los eventos respecto del centro del FOV en cada LOR.

La idea de incorporar el TOF para la determinación de las coordenadas de origen de los fotones, se remonta a comienzos de la década del sesenta, sin embargo debieron suceder aproximadamente veinte años para poder contar con la tecnología necesaria para incluir otro tipo de cristales y electrónica de detección en los equipos que tuvieran las características físicas necesarias para registrar dicha información. Los primeros equipos que incorporaron esta tecnología utilizaron cristales de Fluoruro de Cesio (CsF) y Fluoruro de Bario (BaF_2). Hacia la década del noventa surgieron cristales como el orto silicato de lutecio (LSO) y el ortosilicato de lutecio con impurezas de itrio ($LYSO$) que a la vez que sostener una alta resolución temporal y buena producción de señal luminosa garantizaron una resolución y sensibilidad del tipo de la obtenida con los originales cristales de BGO .

Otro de los beneficios de la utilización del TOF es que existen estudios que afirman que las imágenes obtenidas con equipos con el sistema incorporado evidencian menos la influencia de errores en las correcciones de atenuación o normalización que aquellos que no lo tienen

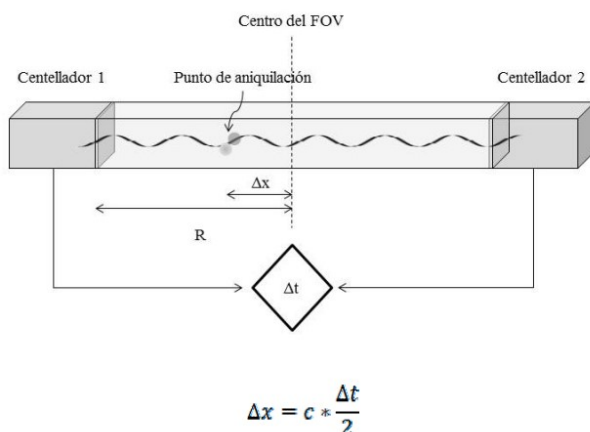


Fig. 14: Determinación del TOF

GEOMETRÍA DE LA SIMULACIÓN EN GEANT4

El soporte de detección consiste en cristales centelleantes. Un pequeño número de estos cristales están agrupados ópticamente en una matriz de cristales. En este ejemplo, no se

describen los cristales individuales; solo se describe la matriz de cristales y se la seguirá llamando 'Cristal' en adelante.

Los cristales están dispuestos circularmente para formar un anillo. Varios anillos conforman el detector completo (cámara gamma). Esto se logra posicionando los cristales en un anillo mediante una matriz de rotación adecuada. Luego, varias copias del anillo se colocan en el detector completo.

La cabeza de un paciente se esquematiza como un cilindro homogéneo de tejido cerebral, ubicado en el centro del detector completo.

El material del cristal, Lu_2SiO_5 , no está incluido en la base de datos G4Nist. Por lo tanto, se construye explícitamente en DefineMaterials().

SIMULACIÓN.

Physics List

La lista de física contiene procesos electromagnéticos estándar y el módulo radioactiveDecay para GenericIon. Se define en la clase B3PhysicsList como una lista de física modular de Geant4 con constructores de física registrados proporcionados en Geant4:

- G4DecayPhysics: define todas las partículas y sus procesos de decaimiento.
- G4RadioactiveDecayPhysics: define radioactiveDecay para GenericIon.
- G4EmStandardPhysics: define todos los procesos electromagnéticos estándar.

Esta lista de física requiere archivos de datos para:

- procesos electromagnéticos de baja energía, cuya ruta se define a través de la variable de entorno G4LEDDATA.
- Procesos electromagnéticos de baja energía, cuya ruta se define a través de la variable de entorno G4LEDDATA.
- procesos hadrónicos de decaimiento radiactivo, cuya ruta se define a través de la variable de entorno G4RADIOACTIVEDATA.

Action Initialization

Una clase recién introducida, B1ActionInitialization, instancia y registra en el núcleo de Geant4 todas las clases de acción del usuario.

Mientras que en el modo secuencial, las clases de acción se instancian solo una vez, a través de la invocación del método: B3ActionInitialization::Build() en el modo de múltiples hilos, el mismo método se invoca para cada hilo de trabajo y, por lo tanto, todas las clases de acción del usuario se definen en el ámbito del hilo.

Una clase de acción de ejecución (run action) se instancia tanto en el ámbito del hilo como a nivel global, por lo que su instancia también se crea en el método: B3ActionInitialization::BuildForMaster() que solo se invoca en el modo de múltiples hilos.

Primary Generator

El haz de partículas predeterminado es un ion (F18), en reposo, distribuido aleatoriamente dentro de una zona dentro de un paciente, y se define en `B3PrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries()`. El tipo de partícula primaria se puede cambiar con comandos de `G4ParticleGun`.

Respuesta del detector

Un “evento bueno” es un evento en el cual se deposita la misma energía de 511 keV en dos cristales separados. Un recuento del número de eventos de este tipo corresponde a una medida de la eficiencia del sistema PET. También se calcula la dosis total depositada en un paciente durante una ejecución.

Los anotadores (scorers) se definen en `DetectorConstruction::ConstructSDandField()`. Hay dos objetos `G4MultiFunctionalDetector`: uno para el cristal (`EnergyDeposit`) y otro para el paciente (`DoseDeposit`).

`B3Run::RecordEvent()` recopila información evento por evento de las colecciones de impactos (hits collections) y acumula estadísticas para `RunAction::EndOfRunAction()`.

En el modo de múltiples hilos, las estadísticas acumuladas por los trabajadores se fusionan en el maestro en `Run::Merge()`.

Acción de Apilamiento

La desintegración beta del flúor genera un neutrino. Se desea no rastrear este neutrino; por lo tanto, se lo elimina inmediatamente antes de que las partículas creadas se coloquen en una pila.

La función `B3StackingAction::ClassifyNewTrack()` es invocada por el núcleo de G4 cada vez que se crea una nueva partícula.

Visualización

El administrador de visualización se configura a través de la clase `G4VisExecutive` en la función `main()` en el archivo `exampleB3.cc`.

La inicialización de la visualización se realiza mediante un conjunto de comandos `/vis/` en el archivo de macro `vis.mac`. Esta macro se lee automáticamente desde la función `main` cuando se utiliza el ejemplo en modo de ejecución interactiva.

Por defecto, `vis.mac` abre un visor OpenGL (`/vis/open OGL`). El usuario puede cambiar el visor inicial comentando esta línea y descomentando una de las otras declaraciones `/vis/open`, como `HepRepFile` o `DAWNFILE` (que generan archivos que se pueden ver con los visores `HepRApp` y `DAWN`, respectivamente). Hay que tener en cuenta que siempre se pueden abrir nuevos visores en cualquier momento desde la línea de comandos.

Interfaz de usuario.

La interfaz de comando de usuario se configura a través de la clase `G4UIExecutive` en la función `main()` en el archivo `exampleB3.cc`.

La selección de la interfaz de comando de usuario se realiza automáticamente según la configuración de Geant4 o se puede hacer explícitamente a través del tercer argumento del constructor de `G4UIExecutive`.

RENDIMIENTO COMPUTACIONAL

Nuestro rendimiento computacional fue una parte muy significativa e importante para lograr esta simulación a escala de Monte-Carlo. EL mejor funcionamiento se logra al obtener un sistema operativo con estructura Unix, por conveniencia Linux Ubuntu 22.04.3 LTS y Ubuntu 20.04 LTS, con una versión de Geant4 11.1.2 la última versión a la fecha.

Necesitamos un controlador visual por ejemplo el utilizado en esta simulación CMake es una herramienta multiplataforma de código abierto que utiliza archivos de configuración independientes del compilador y la plataforma para generar archivos de herramientas de compilación nativos específicos para su compilador y plataforma. CMake para facilitar la configuración, compilación y depuración de su proyecto C++.

Para estimar el rendimiento adecuado que debíamos abarcar teníamos en cuenta que se ocupa una carga del CPU y proceso gráfico bastante demandante.

Llevar a cabo esta simulación necesitaba dependencias dentro del programa como ser: Cmake, Cmake-curses-gui, gcc, g++, libexpat1-dev, qt5-default, libxmu-dev, libmotif-dev. Al ser un software dirigido por el CERN se necesita alta demanda de procesamiento, por lo que nuestras simulaciones fueron procesadas en un entorno local. Se realizaron las pruebas con los siguientes componentes:

Ryzen 7 de 16-núcleos a 2.7GHz con Ubuntu 20.04.6 x11

Ryzen 5 de 8-núcleos a 4.2GHz con Ubuntu 22.02.6 x11

El esquema del PET fue el único proceso de simulación física incluidos en el entorno de prueba, garantizando así únicamente este y no otros procesos, a los que las partículas involucradas podrían estar sujetas durante un seguimiento posterior, influiría en los resultados.

CONCLUSIONES

La lista proporcionada describe los principales componentes y características de una simulación de sistema de tomografía emitida por positrones (PET) esquemática utilizando el kit de herramientas Geant4. Geant4 es un conjunto de herramientas ampliamente utilizado para simular el paso de partículas a través de la materia. Estas son las conclusiones que se pueden sacar de la lista:

- El objetivo de la simulación es un sistema esquemático de tomografía por emisión de positrones (PET). La PET es una técnica de imágenes médicas que utiliza radionúclidos emisores de positrones para crear imágenes tridimensionales de la distribución de un marcador radiactivo dentro del cuerpo.
- La simulación implica construir la geometría del sistema PET, incluida la disposición de los componentes. El

uso de "G4PVPlacement" sugiere que la geometría se define mediante ubicaciones y rotaciones, lo que facilita la colocación y orientación de los componentes con precisión dentro de la simulación.

- Una fuente radiactiva es parte de la simulación. Esta fuente representa la emisión de positrones dentro del sistema PET, simulando el comportamiento del radio-trazador utilizado en las imágenes PET.
- La simulación incluye un mecanismo para puntuar eventos o interacciones dentro de los cristales. Los cristales son un componente crucial de los sistemas PET, ya que detectan rayos gamma resultantes de eventos de aniquilación de positrones. Es probable que los "puntuadores G4" se utilicen para rastrear y cuantificar estas interacciones, lo que ayuda a generar datos de imágenes realistas.
- La simulación incorpora funciones para gestionar la acumulación de datos y estadísticas. El uso de "G4Accumulable" indica que la simulación tiene en cuenta la combinación automática de valores puntuados cuando se opera en modo de subprocesos múltiples, lo que garantiza que los datos se combinen correctamente desde diferentes subprocesos. Además, "G4StatAnalysis" se utiliza para acumular estadísticas, proporcionando una comprensión integral de los resultados de la simulación.
- La simulación emplea una lista de física modular, que es una colección de procesos y modelos de física predefinidos. Geant4 proporciona constructores para crear estas listas de física, lo que permite a los usuarios adaptar las interacciones físicas de la simulación a las características específicas de su aplicación. Este enfoque ayuda a simular con mayor precisión las interacciones de las partículas con la materia.

En conclusión, la lista proporcionada destaca los aspectos clave de una simulación Geant4 centrada en un sistema esquemático de tomografía emitida por positrones (PET). La simulación implica definir la geometría del sistema, simular fuentes radiactivas, calificar las interacciones dentro de los cristales, manejar la acumulación de datos y estadísticas, y utilizar una lista de física modular para interacciones precisas entre partículas y materia. Este tipo de simulación es crucial para comprender y optimizar el rendimiento de los sistemas de imágenes PET en aplicaciones médicas y de investigación.