

Estudio de Monte Carlo de la eficiencia cuántica de diferentes detectores de rayos-X

Alejandro Niño Chaparro
201512125

Director: Carlos Arturo Ávila Bernal

December 17, 2018

1 Introducción

El cáncer es una problemática de salud mundial. Se ha estimado que hasta el momento en el 2018 hay 3.19 millones de casos nuevos de cáncer y 1.93 millones de muertes en Europa debido a ello; el cáncer de seno es la causa de aproximadamente de 500.000 casos de estas muertes[1]. Por esta razón, los métodos de detección temprana y tratamiento de cáncer han sido siempre un objeto de estudio en la comunidad científica. La mamografía, que es una técnica enfocada en detectar tumores en el seno a bajas dosis de radiación en el espectro de los rayos-X (estas energías van del orden de $10keV$ a $40keV$), ha sido foco principal en los estudios sobre el cáncer. Debido a que este método se basa en la interacción de radiación con materia viva, como los organos, hace que no siempre sea posible realizar investigaciones experimentales sobre estos. Por lo tanto, las investigaciones a partir de simulaciones toman un rol importante en el área de radiación y física médica.

Los detectores usados en dispositivos modernos para las mamografías de rayos-X están compuestos de materiales semiconductores, ya que facilitan la digitalización y posterior análisis de las imágenes. Además, el reducido tamaño de los pixeles en detectores semiconductores garantiza una excelente resolución espacial. El semiconductor típico usado en mamógrafos comerciales es Selenio, sin embargo, vale la pena explorar otras posibilidades tales como : Silicio (Si), Telurio de Cadmio ($CdTe$), Arseniuro de Galio ($GaAs$) y Perovskita ($CH_3NH_3PbI_3$), entre otros. Para determinar el desempeño de los detectores es necesario hallar el porcentaje de absorción de fotones del material del detector, es decir la eficiencia cuántica. Esta depende del grosor de la región de agotamiento del material del detector. El Silicio, tiene el máximo rendimiento comparado con otros semiconductores a temperatura ambiente (para un grosor estándar de $300\mu m$). No obstante, su eficiencia comienza a decaer significativamente a partir de energías de alrededor de $20 keV$ [2]. Por lo que es importante explorar otros materiales semiconductores que provean una mayor eficiencia cuántica para el desarrollo de mamógrafos, además de mantener una buena resolución de las imágenes. Por ejemplo,

se han reportado estudios que determinan a la Perovskita como una solución procesable orgánica-inorgánica de un semiconductor con banda de gap directa, el cual puede ser usado como un fotoconductor altamente sensitivo para conversión directa de rayos-X a corriente eléctrica[3] .

La formación de imágenes médicas depende de la interacción de radiación con el cuerpo humano, ya sea por dispersión o absorción. Para un rayo monocromático de fotones, la intensidad decrece (a medida que este atraviesa un tejido del cuerpo humano) de acuerdo a la ley de Lambert-Beer $I = I_0 * e^{-\mu x}$, donde I_0 es la intensidad incidente, x es la longitud del camino recorrido y μ es el coeficiente de atenuación del tejido. Este último depende de la composición química del tejido, y es grande para materiales electrodensos[4]. Por consiguiente, los coeficientes de atenuación juegan un papel relevante en la formación de imágenes, debido a la capacidad que tienen los detectores para medirlos. La dificultad para realizar montajes experimentales usando diferentes órganos del cuerpo humano y materiales biológicos como la sangre, el hueso, el pulmón, tejido adiposo, músculo y piel, ha complicado su investigación. En consecuencia a esto, por un lado, se ha creado la necesidad de usar materiales que son similares a tejidos humanos, en cuanto a sus tasas de absorción, como son el plástico PMMA (resina metacrilato de metil), la parafina y el acrílico, entre otros.[5] Por el otro, el uso de simulaciones de Monte Carlo ha permitido explorar los coeficientes de absorción para materiales biológicos, cuyo montaje experimental tiene un alto grado de complejidad -como la sangre-, estas simulaciones se hacen teniendo en cuenta las composiciones químicas de estos y su interacción con los rayos de fotones.

Las simulaciones de Monte Carlo juegan un rol fundamental en el campo de física médica, debido a que es una alternativa para analizar problemas que no se puedan realizar experimentalmente. El paquete GEANT4 [6] es una herramienta -basada en métodos de Monte Carlo- hecha para simular el paso de partículas a través de materia, teniendo en cuenta diferentes procesos de interacción . Este paquete permite realizar simulaciones de detectores, a partir de características geométricas y de composición, lo que incluye detectores semiconductores usados en estudios mamográficos. GAMOS es una interfase de GEANT4, exclusiva para estudios en física médica, que facilita la interacción del usuario con este paquete, sin necesidad de escribir código en lenguaje C++ [7]. Por otra parte, las simulaciones para dosis típicas de rayos-X usados para mamografías requieren la generación del orden de 10^{12} fotones. Sin embargo, existe un limitante, ya que el límite máximo de fotones que permite generar GAMOS es del orden de 10^9 , por lo que se requiere realizar cientos de simulaciones en paralelo.

Finalmente, en este proyecto, dando uso a la interfase GAMOS, se van a hacer simulaciones de la geometría del detector para ver como incrementa la eficiencia cuántica en términos del grosor de la región de agotamiento para los diferentes materiales semiconductores. Adicionalmente, quisiéramos estudiar la incertidumbre con que los diferentes tipos de sensores semiconductores miden la atenuación para materiales cercanos a los

que se encuentran en el tejido mamario, como son: plástico PMMA (resina metacrilato de metil), Parafina y Acrílico, bajo una misma dosis. Las simulaciones a realizar serán con dosis típicas de mamografía, lo cual hace necesario usar un sistema de computo más avanzado, la infraestructura computacional apropiada para realizar este tipo de estudio es el HPC de la facultad de ciencias.

2 Objetivo General

Comparar el desempeño de detectores de Silicio, Selenio, Telurio de Cadmio y Perovskita, usados para tomas de imágenes mamográficas, a apartir de simulaciones de Monte Carlo.

3 Objetivos Específicos

- Modelar detectores de Silicio, Telurio de Cadmio, Selenio, Arsenurio de Galio y Pervoskita usando la interfase GAMOS.
- Hacer estudios cuantitativos de eficiencias cuánticas de cada detector para energías entre $10keV$ y $40 keV$
- Estudiar los coeficientes de atenuación de distintos materiales tales como PMMA, parafina y acrílico.
- Validar las simulaciones a partir de los experimentos usados para estudiar los coeficientes de atenuación.
- Estudiar los coeficientes de atenuación de distintos componentes del tejido mamario como son: sangre, tejido adiposo, músculo, piel y calcio .

4 Metodología

Este proyecto posee un componente experimental y una computacional. El computacional se basa en hacer simulaciones de rayos-X que consisten en considerar varios detectores con diferentes tipos de materiales semiconductores, específicamente: Silicio , Telurio de Cadmio, Selenio, Arsenurio de Galio y Perovskita. En todos los casos se considerará un sensor con un área total de $14 \times 14 mm^2$, con 256×256 pixeles definidos como celdas foto sensibles con un área eficaz de $55 \times 55 \mu m^2$ por pixel, las simulaciones se harán con diferentes grosores. Por otra parte, dado que el límite máximo de fotones que permite generar GAMOS es del orden de 10^9 , por lo que se requiere realizar cientos de simulaciones en paralelo. Por tanto, la infraestructura computacional apropiada para realizar este tipo de estudio es el HPC de la facultad de ciencias.

Por otro lado, para la parte experimental, se va a usar el aparato de rayos-X que se encuentra en el laboratorio de Altas Energías de la Universidad, este montaje consiste de una fuente de rayos-X con un ánodo de Tungsteno de marca Hamamatsu[8], que produce fotones con energías entre 10keV y 40keV . Además, los detectores que se van a usar son: primero, el Medipix3RX [9] que consiste de una película cuadrada de silicio de 2cm^2 dividida en más de 65 mil segmentos iguales que funcionan como sensores; y segundo, el detector Timepix3 de Telurio de Cadmio que usa una tecnología CMOS de $0.13\mu\text{m}$ y un tamaño de $55\times 55\mu\text{m}^2$ por pixel. Este montaje incluye un soporte de la muestra, aquí pondremos nuestros propios fantasmas, en este caso los 3 diferentes fantasmas a usar poseen la misma geometría, la cual se basa en una forma escalonada (cada escalón posee una altura y un ancho de 2.4 mm , además su grosor es de 8cm). Así, lo que diferencia a cada fantasma es su composición, el primero está hecho de PMMA, el segundo de parafina y el tercero de acrílico. Las imágenes serán tomadas con el software PIXELMAN[10]. Luego, los datos serán analizados con el uso del software ROOT[11], esto se refiere calcular los coeficientes de atenuación de los distintos materiales, a partir de las intensidades medidas, por medio de un ajuste exponencial. Para realizar las comparaciones entre todos los detectores primero se deben evaluar las simulaciones replicando las condiciones experimentales usadas para el montaje anteriormente mencionado, esto quiere decir que solo se hace para el detector de Silicio y el de Telurio de Cadmio. Finalmente, se hallará la eficiencia cuántica de cada detector para diferentes energías entre 10keV y 40keV .

5 Consideraciones Éticas

Dado que el enfoque es computacional y experimental, las consideraciones éticas que deben ser tenidas en cuenta son sobre plagio y derechos de autor. Debido a esto, me comprometo a citar diagramas, imágenes, ideas, adaptaciones a fuentes bibliográficas, así como todo resultado previamente obtenido en artículos científicos asegurando la protección de derechos de autor. Además, dado que este proyecto se basa en leer imágenes médicas, voy a hacer un buen manejo de los datos experimentales y de las simulaciones. Debido a lo anteriormente dicho, considero que no es necesario que este documento sea evaluado por el comité de ética de la Facultad de Ciencias.

6 Cronograma

- Tarea 1: Familiarización con el montaje experimental- uso de ROOT y PIXELMAN para la reconstrucción de la imagen.
- Tarea 2: Revisión bibliográfica general sobre simulaciones de detectores de partículas usando Monte Carlo.
- Tarea 3: Familiarización con el paquete de simulación GAMOS

Tareas \ Semanas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	X	X	X													
2	X	X	X													
3	X	X	X	X												
4			X	X	X	X	X			X	X	X				
5				X	X	X	X	X	X	X	X					
6					X	X	X	X								
7								X								
8										X	X	X	X			
9			X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
10															X	
11																X

- Tarea 4: Simulaciones de los diferentes detectores
- Tarea 5: Toma de datos experimentales.
- Tarea 6: Preparación avance del Proyecto (Documento y presentación)
- Tarea 7: Presentación avance del Proyecto (30%)
- Tarea 8: Elaboración de conclusiones
- Tarea 9: Escritura del documento del proyecto
- Tarea 10: Entrega del documento final
- Tarea 11: Sustentación final del proyecto

7 Personas Conocedoras del Tema

- Carlos Andrés Flórez Bustos - Universidad de los Andes
- Bernardo Gómez - Universidad de los Andes
- Juan Carlos Sanabria - Universidad de los Andes

References

- [1] Ferlay, J., Colombet, M., Soerjomataram, I., Dyba, T., Randi, G., Bettio, M., . . . Bray, F. (2018). Cancer incidence and mortality patterns in Europe: Estimates for 40 countries and 25 major cancers in 2018. *European Journal of Cancer*, 103, 356-387. doi:10.1016/j.ejca.2018.07.005

- [2] L. Ramello, Medical Imaging with Semiconductor Detectors, AIP Conference Proceedings. (2006). doi:10.1063/1.2160994.
- [3] Yakunin, S., Sytnyk, M., Kriegner, D., Shrestha, S., Richter, M., Matt, G. J., . . . Heiss, W. (2015). Detection of X-ray photons by solution-processed lead halide perovskites. *Nature Photonics*, 9(7), 444-449. doi:10.1038/nphoton.2015.82
- [4] H.O. Tekin, MCNP-X Monte Carlo Code Application for Mass Attenuation Coefficients of Concrete at Different Energies by Modeling 3 3 Inch NaI(Tl) Detector and Comparison with XCOM and Monte Carlo Data, *Science and Technology of Nuclear Installations*. 2016 (2016) 1–7. doi:10.1155/2016/6547318.
- [5] D.R. White, J. Booz, R.V. Griffith, J.J. Spokas, I.J. Wilson, Report 44, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*. os23 (1989). doi:10.1093/jicru/os23.1.report44.
- [6] Introduction to Geant4 - geant4.web.cern.ch. (n.d.). Retrieved from <http://geant4.web.cern.ch/sites/geant4.web.cern.ch/files/geant4/support/training/DESY2003/IntroductionToGeant4.pdf>
- [7] Arce, P., Lagares, J. I., Harkness, L., Pérez-Astudillo, D., Cañadas, M., Rato, P., . . . Díaz, A. (2014). Gamos: A framework to do Geant4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 735, 304-313. doi:10.1016/j.nima.2013.09.036
- [8] Hamamatsu Photonics. (s.f.). Microfocus X-ray Sources - sealed type. Recuperado el 12 de Noviembre de 2018 de https://www.hamamatsu.com/eu/en/community/xndt/prod_x-ray_sources/sealed_type.html.
- [9] Amsterdam Scientific Instruments. (s.f.). Medipix3RX QMPX3-262k —QMPX3-65k-S- A hybrid pixel detector for X-ray applications. Recuperado el 12 de Noviembre de 2018 de http://www.amscins.com/site/wp-content/uploads/2014/06/A5_MPX3RX_specs_Xray_digital.pdf
- [10] D. Turecek, T. Holy, J. Jakubek, S. Pospisil Z. Vykydal. (2010). Pixelman: a multi-platform data acquisition and processing software package for Medipix2, Ti-mepix and Medipix3 detectors. 12th International Workshop on Radiation Imaging Detectors, July 11th-15th 2010. Robinson College, Cambridge U.K.
- [11] Root Data Analysis Framework - User's guide. (2014). Recuperado el 12 de Noviembre de 2018 de <https://root.cern.ch/root/html/doc/guides/users-guide/ROOTUsersGuideA4.pdf>.

Firma del Director

Firma del Estudiante