

Perovskita: Un material revolucionario en detectores de rayos X

Resumen

Las técnicas basadas en rayos X para el diagnóstico de diversas enfermedades, son las más antiguas y comunes. La investigación actual de la tecnología de rayos X se centra en alternativas para optimizar materiales y métodos utilizados, con el propósito de reducir la dosis de radiación y mejorar la resolución de las imágenes. Diversos estudios científicos han demostrado que la perovskita es un material prometedor para estos fines. Recientemente se han desarrollado detectores de rayos X que implementan estos compuestos, los cuales tienen propiedades que permiten reducir hasta 400 veces la dosis de radiación empleada habitualmente en procedimientos médicos.

Introducción

Las radiografías son una herramienta de gran utilidad en la medicina, especialmente en el diagnóstico de ciertas enfermedades. Sin embargo, en algunas ocasiones las imágenes obtenidas pueden ser difusas e imprecisas. Además, las dosis de radiación ionizante que se emplean en los pacientes pueden aumentar el riesgo de efectos a largo plazo, tales como el cáncer (OMS).

La elaboración de detectores de rayos X a partir de compuestos provenientes de la familia de la perovskita reduce significativamente las dosis habitualmente empleadas en medicina; y con ello, los efectos nocivos para la salud que su uso conlleva a largo plazo.

Marco Teórico

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética de alta energía. Tienen longitudes de onda entre 10 nanómetros y 10 picómetros, su radiación de oscila entre 30 PHz (10^{15} hertz) hasta 30 EHz (10^{18} hertz) (Russell, 2005). Consisten en una forma de radiación ionizante y como tal, pueden ser peligrosos. Los rayos X son emitidos por electrones del exterior del núcleo, mientras que los rayos gamma son emitidos por el núcleo (Kleiner).

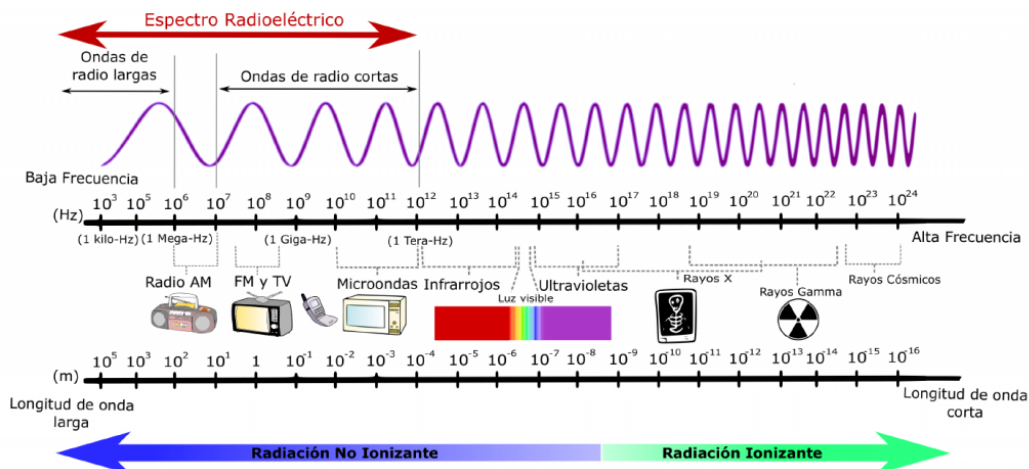


Imagen 1. Espectro electromagnético.

Según la Organización Mundial de la Salud, la radiación ionizante es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas o partículas (OMS). Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con materia, produce que los átomos de la misma adquieran cargas.

Equipo convencional de Rayos X digital

El tubo de rayos X consiste en una ampolla de vacío; en su interior, se conforma por dos electrodos: un polo negativo llamado cátodo y un polo positivo, llamado ánodo. El cátodo tiene un filamento de Tungsteno, y tiene la función de centralizar y enfocar los electrones generados hacia el ánodo. Se utiliza Tungsteno porque es un buen

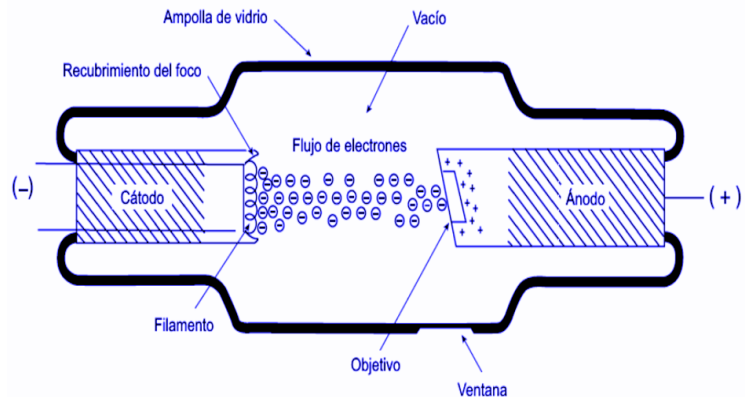


Imagen 2. Esquema de la producción de rayos X

conductor térmico, con un alto número atómico, y con alto punto de fusión, resistente a las altas temperaturas. El ánodo se compone de una barra giratoria de Wolframio; que, al activarse con el disparador, comienza a rotar. Posteriormente, el segundo disparo origina el calentamiento del filamento de Tungsteno, provocando que este libere una nube de electrones acelerados a energías de 30 a 150 keV, que golpean el blanco de wolframio, y de este modo, se producen rayos X con energías de 1 eV a 150 KeV. Cabe mencionar que, cuando los electrones proyectiles del cátodo interactúan con el ánodo, más del 99% de su energía cinética es convertida en calor y solo el 1% en rayos X (Donoso, 2021).

La radiación que se genera puede ser radiación característica o radiación de frenado, también denominada de Bremsstrahlung. Esta última, produce el 80% de los rayos X y se forma por la aproximación del electrón proyectil al núcleo de los átomos del ánodo, su trayectoria se modifica por el campo eléctrico del núcleo. La energía que “pierde” al desviarse se transforma en fotón de rayo X.

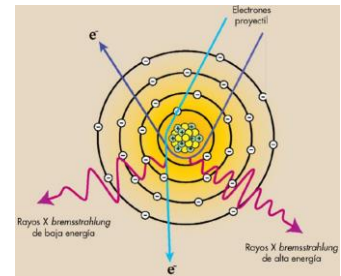


Imagen 3. Esquema que ilustra la radiación de Bremsstrahlung

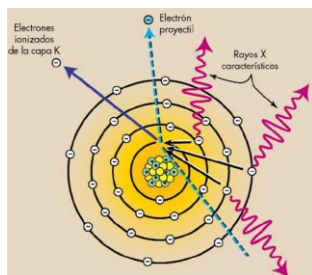


Imagen 4. Esquema que ilustra la radiación característica.

Se le llama radiación característica porque tiene energía específica dependiendo del elemento. Se genera cuando el electrón incidente golpea un electrón interno, ambos electrones son expulsados creando un espacio en la capa interna del átomo, que posteriormente será ocupado por un electrón de la capa externa. Cuando esto ocurre, se pierde energía que en realidad es emitida como fotón. (González, 2018).

Los rayos salen por una ventanilla y se dirigen hacia un filtro que solo permite el paso de los rayos de longitud de onda corta, que son más penetrantes y tienen utilidad diagnóstica (Donoso, 2021). Posterior

al filtro se encuentra un diafragma y un cono focalizador; los cuales, permiten enfocar aún más la radiación. A este sistema se asocian otros elementos de tipo electrónico, como la consola de control que maneja el amperaje y tiempo de exposición de los rayos. Mientras que el generador de voltaje se encarga de proveer el voltaje suficiente al equipo de rayos X (Gonzáles, 2018).

Actualmente, existen dos tipos de detectores de rayos X de panel plano se basan en dos métodos distintos. Sin embargo, ambos detectores usan un receptor de imagen, denominado transistor de película fina (TFT), que consiste en un arreglo de millones de elementos detectores rectangulares individuales de algunas decenas de micras, son fabricados utilizando tecnología de película delgada sobre sustratos de vidrio de menos de un milímetro de espesor. (Morales & Puerta, 2020).

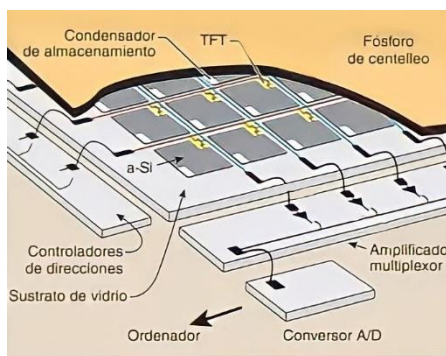


Imagen 5. Estructura de un detector de panel plano indirecto.

En la primera técnica, se utiliza un detector digital indirecto, que consta de tres elementos: un elemento de captura, uno de acoplamiento y uno de recogida. El elemento de captura se trata de una capa de fósforo centellador; denominado así por su capacidad de emitir centelleo de luz al recibir radiación ionizante. Dicha capa centelladora, generalmente de yoduro de cesio (CsI) absorbe y convierte los rayos x en luz. El haz de luz incide sobre el elemento de acoplamiento, que consiste en un conjunto de fotodiodos; los cuales, son dispositivos que convierten la luz en corriente eléctrica (Connor, 2020), estos dispositivos están acoplados a una matriz de píxeles, que constan de un detector compuesto por silicio amorfo (a-Si). En los pixeles se encuentran los transistores individuales TFT, que funcionan como elemento de recogida. (Torres, 2019).

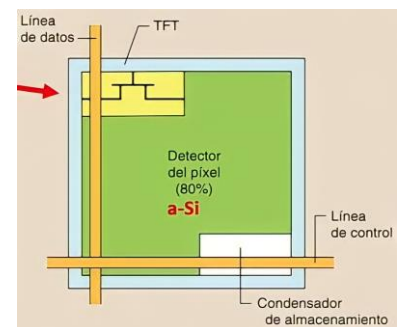


Imagen 6. Estructura de un píxel.

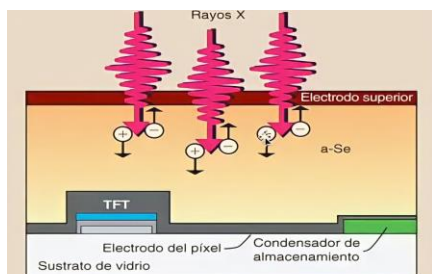


Imagen 7. Esquema de la incidencia de los rayos X en un detector de panel plano directo.

En la segunda técnica, los detectores de panel plano directos, a diferencia de los detectores indirectos, no cuentan con un elemento de acoplamiento. El elemento captador consiste en una capa semiconductor gruesa, comúnmente selenio amorfo. Cuando los rayos X son absorbidos en la capa de selenio, pares de carga electrón-hueco se generan y se mueven a los electrodos de polaridad opuesta, y la carga acumulada se almacena en capacitores del arreglo de TFT (Torres, 2019).

Magnitudes y unidades para dosimetría de radiación ionizante

La exposición X es una cantidad dosimétrica para fotones ionizantes, como los rayos X, basada en la

capacidad que tienen estos para producir ionización en el aire. El efecto en el tejido u órgano será proporcional a este efecto en el aire. La unidad de exposición SI es Coulomb por kilogramo [$C\ kg^{-1}$]. El Kerma es una medida de energía cinética transferida de la radiación a la materia; se expresa como la cantidad de energía liberada por masa de material irradiado y la unidad se denomina Grey [$Gy = (J/kg)$]. (Morales & Puerta, 2020). Kerma está relacionado, pero no es lo mismo que la dosis absorbida; la dosis absorbida es la cantidad de energía depositada por la radiación ionizante en una sustancia, mientras que Kerma “es la suma de todas las partículas cargadas por la radiación ionizante en una sustancia”, ambas se miden en Gy (Connor, 2020). La dosis equivalente mide el daño ocasionado por la energía ionizante que es absorbida por el tejido. En el SI, su unidad es conocida como sievert (Sv).

Un electronvoltio (eV) representa la energía que necesita un electrón cuando se mueve en una diferencia de potencial de un campo eléctrico de 1 voltio. (González, 2018). Para visualizar tejidos blandos, la energía típica de rayos X es 20 KeV, mientras que las energías más altas oscilan alrededor de 150 KeV y se utilizan para observar estructuras con mayor densidad, como los huesos (NUPEX).

Su aplicación en la medicina

En el área de la medicina, los rayos X se utilizan para producir imágenes de los tejidos y otras estructuras internas del cuerpo. Al emitirse los rayos X, estos atraviesan los tejidos del cuerpo y se absorben en el detector, transformándose en cargas eléctricas, las cuales se registran, digitalizan, y cuantifican en una escala de grises, dependiendo de la densidad radiológica de los tejidos por los que pasan (NIH).



Imagen 8. Escala de grises dependiendo de la densidad de la materia.

Las radiografías de rayos X detectan fracturas de huesos, ciertos tumores, algunos tipos de lesiones, calcificaciones, objetos extraños, etc. Las mamografías se usan para la detección y el diagnóstico del cáncer de mama. En cambio, la tomografía computarizada combina la tecnología tradicional de rayos X con el procesamiento computarizado para generar una serie de imágenes transversales del cuerpo, que luego se pueden combinar para formar una imagen tridimensional de rayos X. Mientras que la fluoroscopia utiliza rayos X y una pantalla fluorescente para obtener imágenes en tiempo real del movimiento dentro del cuerpo; por ejemplo, para ver el movimiento de los latidos del corazón o para observar el flujo sanguíneo. Por otro lado, en el tratamiento del cáncer se usa la radioterapia, en donde la radiación de alta energía destruye tumores y células cancerosas; la dosis de radiación utilizada para tratar el cáncer es más alta que la dosis de radiación utilizada para las imágenes de diagnóstico. (NIH).

Perovskitas

Las perovskitas son una familia de materiales con una estructura común, derivada del óxido de titanio

y calcio (CaTiO_3). La perovskita, llamada así por el mineralogista ruso, Lev Perovski, es un mineral que tienen la fórmula ABX_3 , donde A y B son cationes metálicos, mientras que X es un anión no metálico, generalmente oxígeno o halógenos. Mientras que el catión A ocupa el hueco octaédrico que se forma en el centro de la estructura (De la Fuente, 2017).

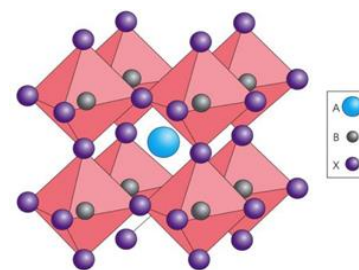


Imagen 9. Estructura general de la perovskita.

La alteración de la estructura ideal de las perovskitas la convierte en un material abundante y da lugar a la posibilidad de encontrar nuevas propiedades eléctricas y magnéticas. Recientemente se ha comenzado a estudiar las perovskitas híbridas inorgánicas-orgánicas, donde el catión A es de naturaleza orgánica, típicamente metilamonio (MA), el anión X por un puente orgánico o inorgánico y el catión B es un metal (De la Fuente, 2017). Una característica propia de estos compuestos es la capacidad de funcionar generando voltajes sustanciales de circuito abierto inducidos por fotones; por lo tanto, no requieren una fuente de alimentación externa (Chen et al., 2018).

Objetivos

- Conocer el fundamento físico de los rayos X.
- Dar a conocer las recientes innovaciones de centelladores usados en detectores de rayos X.
- Reconocer la importancia de la física en la medicina.

Metodología

La información contenida en el marco teórico fue recabada de diversas fuentes fidedignas, principalmente organizaciones de salud y autores con destacada trayectoria académica. Mientras que el cuerpo de la presente investigación se sustenta principalmente en información recopilada de dos estudios publicados en *Nature*; un diario científico de gran reconocimiento. La elaboración del trabajo tomo cerca de 3 semanas, debido a la búsqueda exhaustiva de datos. Además, fue necesaria la comprensión de artículos en lengua extranjera.

Resultados

El Instituto Avanzado de Tecnología de Samsung (SAIT), en colaboración con la Universidad Sungkyunkwan en Corea, ha desarrollado un detector por compuestos de perovskitas que reducen la exposición a la radiación a menos de una décima parte de la cantidad habitualmente recibida durante una toma de imagen de rayos X, los resultados fueron publicados en el artículo titulado “Perovskita organometálica imprimible permite la toma de imágenes de gran tamaño y baja dosis de rayos X”. Se desarrolló un material semiconductor de perovskita que, además de tener significativamente menos radiación, es 20 veces más sensible a los rayos X. Particularmente se trata de triyoduro de metilamonio

y plomo (MAPbI_3). Aunque también se utilizaron otras perovskitas que siguen la misma estructura MAPbX_3 , donde $\text{MA}=\text{CH}_3\text{NH}_3$ y $\text{X}=\text{Cl}, \text{Br}$ o I (Kim et al., 2017).

El detector de rayos X (Imagen 10) consta de dos intercapas de compuestos de poliimida (PI) y

perovskitas que fueron insertadas para reducir la corriente de fuga de fondo, que produce ruido en el detector de rayos X, que se denomina corriente oscura. El electrodo superior e inferior (óxido de indio y estaño, ITO) se polarizó a una fuente de voltaje positivo para operar el detector en el modo de recolección de huecos de electrones. Las capas de microcristales de perovskita se pueden hacer fácilmente utilizando un método de impresión que funcione a una temperatura baja. A diferencia de los centelladores convencionales, que se sintetizan por cristalización a alta temperatura y su radioluminiscencia es difícil de sintonizar en todo el espectro visible.

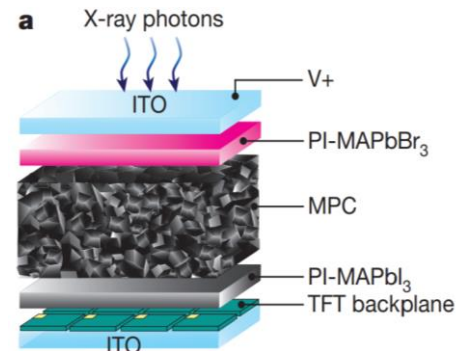


Imagen 10. Capas del detector de perovskita desarrollado por el SAIT.

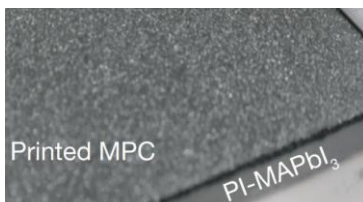


Imagen 11. Fotografía de los policrostales (MPC) impresos en el PI-MAPbI₃.

La alta resistencia del PI reduce la perturbación eléctrica entre los píxeles. La capa fotoconductor de MAPbI_3 policrostalina (MPC) de 380 μm fue impresa en el PI-MAPbI₃ recubierto (Imagen 11). Este método es más económico que los procesos de alta temperatura necesarios para preparar CsI o selenio amorfo, por consiguiente, se reduce en gran medida el costo de fabricación de sistemas de imágenes. Sin embargo,

una limitación que se encontró es que la tecnología que es usada para hacer películas delgadas de semiconductores, es que no permiten su extensión a un área grande debido a restricciones técnicas.

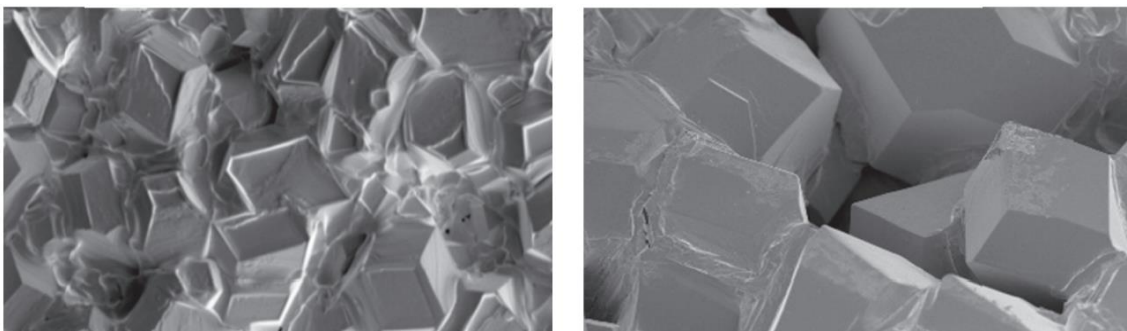


Imagen 12. Morfología poligonal de los cristallitos contenidos en la película MPC. (derecha: escala 50 μm ; izquierda: escala de 30 μm)

Los resultados arrojaron que los detectores que utilizan dicho compuesto (MAPbI_3) son mucho más sensibles a los rayos X que los detectores utilizados actualmente. Pues la corriente de píxel en función del voltaje aplicado (10-200V) en el detector de Selenio amorfo produjo un rango de sensibilidad de 0.3-3.8 $\mu\text{C mGy}_{\text{aire}}/\text{cm}^2$. Estas sensibilidades son aproximadamente un tercio de las que fueron obtenidas por el diodo pequeño de perovskita: 1 a 11 $\mu\text{C mGy}_{\text{aire}}/\text{cm}^2$, que son al menos diez veces de

magnitud superior a las sensibilidades alcanzadas con los detectores de selenio amorfo o yoduro de cesio dopado con talio que se utilizan actualmente. La energía de los electrones ($W_{\pm}$) producida por a-Se se estimó en 12.5 eV, mientras que el diodo con cristales de perovskita produjo 4.7 eV, al aplicarles 200 V a ambos materiales (Imagen 13).

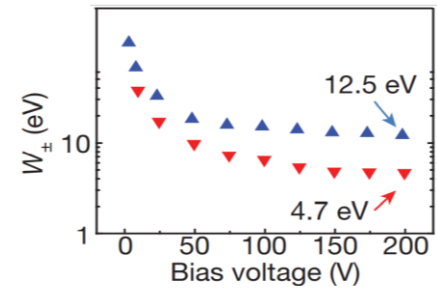


Imagen 13. Gráfica que muestra la relación entre la energía de los e^{-} ($W_{\pm}$) en función del voltaje (V).

La resolución espacial del detector se determinó con la Función de Transferencia de Modulación (MTF), que se basa en la capacidad de diferenciar las líneas de una determinada frecuencia espacial (pares de línea por milímetro; lp/mm). Cuanto mayor sea el MTF, mayor será la definición de los detalles en la imagen. Se comparó el MTF del detector de MAPbI₃ policristalino (MPC) de espesor 20-100 μ m y un detector a-Se de 250 μ m de espesor. La MTF del detector MPC cayó a 0,2 a 3,1 lp/mm, mientras que la MTF del detector Selenio amorfo fue de 0,2 a 7,1 lp/mm. Evidentemente resultó que la MTF del detector de a-Se fue mayor. Los autores determinaron que la comparación no es justa debido a distintos factores, pero principalmente se le atribuye a la diferencia en el espesor de la capa de los microcristales y la capa de a-Se. Aquellos cristales más grandes que un píxel pueden superponerse a los píxeles cercanos, degradando significativamente la MTF. (Kim et al., 2017).

Por otro lado, investigadores del Departamento de Química, de la Facultad de Ciencias, de la Universidad Nacional de Singapur, también desarrollaron un prototipo detector implementando compuestos de perovskita. El estudio se titula "Centelladores de nanocrystal de perovskita totalmente inorgánicos." Los autores comprobaron la hipótesis de que los fotones de rayos X de alta energía (en escala de kiloelectronvoltio) se pueden convertir en numerosos fotones visibles de baja energía a través de emisiones de banda directa en nanocristales de perovskita de haluro de plomo. Para demostrarlo, se preparó una serie de nanocristales de perovskita (CsPbX₃, donde X = Cl, Br o I).

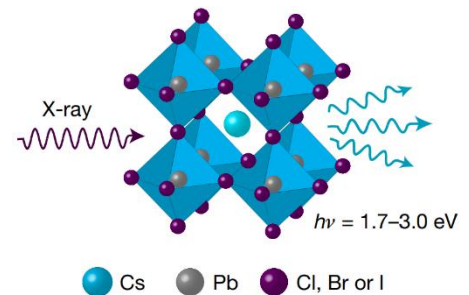


Imagen 14. Composición de las perovskitas estudiadas.

Se descubrió que bajo la excitación del haz de rayos X, los puntos cuánticos de perovskita producen emisiones estrechas y ajustables en color (Imagen 15). Esta propiedad única permite realizar un centelleo de rayos X multicolor y de alta eficiencia. A partir de este descubrimiento, desarrollaron un prototipo flexible para la centellación multicolor de rayos x (imagen 16) a través de una combinación de procesamiento de la solución y litografía

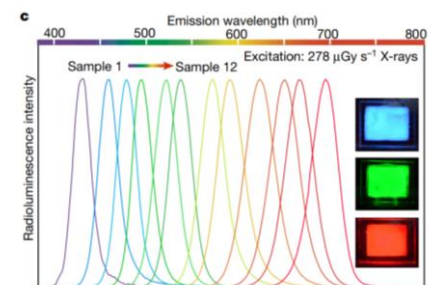


Imagen 15. Espectros de luminiscencia ajustables de rayos X en perovskita

blanda, que consiste en depositar sustratos de perovskita en un molde, a partir de soluciones del material. La centellación multicolor puede ajustarse para iluminar, en diferentes colores en respuesta a los rayos X que absorben. Con estas propiedades, se pueden obtener radiografías de mayor resolución con una menor exposición a la radiación.

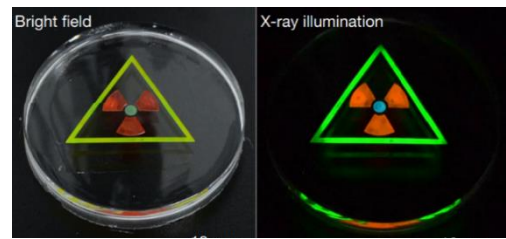


Imagen 16. Exposición multicolor de rayos X, (izquierda, imagen de campo brillante; derecha, iluminación de rayos X a un voltaje de 50 kV) de tres tipos de centelladores (naranja, CsPb₂; verde CsPbBr₃; azul, CsPbClBr₂).

Se utilizó radiación de baja dosis de 5.0 $\mu\text{Gy}_{\text{aire}}/\text{s}$ a 10 kV y 5 μA para medir la sensibilidad de diversos centelladores y se encontró que la capacidad de CsPbBr₃, películas delgadas de nanocristal (espesor de alrededor de 0,1 mm) para convertir fotones de rayos x en luminiscencia visible es comparable a la eficiencia de CsI:TI (espesor de 5.0 mm), mientras que demostró ser 5 veces más sensible que centelladores de otros materiales. También se comparó el coeficiente de absorción ($K\alpha$) y el No. atómico (Z) de los nanocristales CsPbBr₃ ($Z=82$; $K\alpha=88.0$ keV) en función de la energía de los fotones de rayos X con dos tipos de detectores convencionales (CdTe $Z=52$, $K\alpha=31.8$ keV. Carbono $Z=6$, $K\alpha=0.285$ keV). La naturaleza de los constituyentes atómicos pesados es de vital importancia para un centelleo de rayos X eficiente. Así se determinó que los nanocristales de perovskita a base de Pb son más adecuados para una absorción de rayos X eficiente.

Se demostró que la tasa de dosis más baja detectable es 13 $\mu\text{Gy}_{\text{aire}}/\text{s}$. Este valor es aproximadamente 420 veces menor que la dosis que se usa normalmente para el diagnóstico por rayos X (5.5 $\text{mGy}_{\text{aire}}/\text{s}$). “La tecnología utiliza una dosis de radiación mucho menor para generar láminas de mayor resolución, también puede usarse para imágenes de rayos X rápidas y en tiempo real. Es una promesa en el área para las industrias médica y electrónica. Para los pacientes, esto significa un menor costo y menos riesgo de radiación”, dijo el profesor Liu Xiaogang del Departamento de Química de la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Singapur. Una parte crucial de la tecnología de imágenes de rayos X es el centelleo, que es la conversión de fotones de rayos X de alta energía en luminiscencia visible. La mayoría de los materiales del centellador utilizados en dispositivos convencionales comprenden cristales inorgánicos grandes y costosos que tienen una baja eficiencia de conversión de la emisión de luz. Por lo tanto, necesitarán una alta dosis de rayos X para obtener láminas efectivas. Mientras que el prototipo diseñado por la Universidad Nacional de Singapur utilizó nanocristales de perovskita de haluro de plomo, que son altamente sensibles a la radiación de rayos X. A partir de sus experimentos, los investigadores descubrieron que los nanocristales pueden detectar pequeñas dosis de fotones de rayos X y convertirlos en luz visible multicolor.

Conclusiones

En definitiva, los compuestos de perovskita se tratan de un material prometedor en el desarrollo y mejora de detectores de rayos X. Si se consiguen superar los actuales desafíos, podría resultar un

elemento revolucionario en procedimientos médicos, pues mejoraría la calidad de vida de las personas que necesitan exponerse a radiación por cuestiones de salud, los efectos nocivos que la radiación ionizante provoca al organismo humano a largo plazo se vería disminuida. Cabe señalar que el desarrollo de detectores más eficientes; que requieran menor cantidad de energía para producir imágenes de alta resolución no solo favorece el campo de la medicina, sino que haría una gran diferencia en todas las áreas que utilizan la tecnología de los rayos X. Pues no hay que olvidar que los costos de elaboración son más económicos a comparación de los detectores convencionales.

Por otro lado, las ramas ciencia moderna están estrechamente relacionadas y no se pueden aislar unas de otras. La física es fundamental en la medicina; además; un claro ejemplo es el radiodiagnóstico, que constituye una herramienta complementaria en el dictamen de diversas enfermedades.

Fuentes de información

- ASTDR. (2016). Radiación Ionizante. Recuperado el 16 de marzo de 2021, en: https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es_phs149.html?fbclid=IwAR3Va6WeWYXicnG2tOI6LaixTS05vGqYNL28-7el6zBuh6wp6bd5CrXc9VQ#bookmark1
- Chen, Q., Wu, J., Ou, X., Huang, B., Almutlaq, J., Zhumeckenov, A. A., ... Liu, X. (2018). All-inorganic perovskite nanocrystal scintillators. *Nature*. doi:10.1038/s41586-018-0451-1
- Connor N. (2020). Qué es el Kerma. Recuperado el 15 de marzo de 2021, en: <https://www.radiation-dosimetry.org/es/que-es-kerma-radiacion-definicion/>
- De la Fuente F. (2017). Perovskitas. Recuperado el 14 de marzo de 2021, en: https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/19690/FuenteFerreiro_Borja_TFM_2017.pdf?sequence=2&isAllowed=y
- Donoso F. (2021). Equipos de Rayos X y su funcionamiento. Recuperado el 14 de marzo de 2021, en: https://biblioteca.org.ar/libros/5555098.htm#:~:text=*Tubo%20de%20Rayos%20X%3A%20Presenta,y%20enfocarlos%20hacia%20el%20%C3%A1nodo.
- Gonzáles X. (2018). Física básica de rayos X. Recuperado el 13 de marzo de 2021, en <https://www.youtube.com/watch?v=hiRv7LAuFhs>
- Kim, Y. C., Kim, K. H., Son, D.-Y., Jeong, D.-N., Seo, J.-Y., Choi, Y. S., ... Park, N.-G. (2017). Printable organometallic perovskite enables large-area, low-dose X-ray imaging. *Nature*, 550(7674), 87–91. doi:10.1038/nature24032
- Kleiner, Coastal Carolina University (s.f). Espectro electromagnético. Recuperado el 13 de marzo de 2021, en https://ec.europa.eu/health/scientific_committees/opinions_layman/es/lamparas-bajo-consumo/glosario/def/espectro-electromagnetico.htm
- Morales J & Puerta J. (2020). Bases físicas de la radiación ionizante. Recuperado el 16 de marzo de 2021, en <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0120563320300085>

- National Institutes of Health (NIH). (s.f). Rayos X. Recuperado el 13 de marzo de 2021, en: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/rayos-x>
- NUPEX. (s.f). Las primeras aplicaciones. Recuperado el 15 de marzo de 2021, en: <http://www.nupecc.org/NUPEX/index.php?g=textcontent/>.
- OMS. (s.f.) Radiación Ionizante. Recuperado el 13 de marzo de 2021, en: https://www.who.int/topics/radiation_ionizing/es/#:~:text=Cuando%20las%20dosis%20de%20radiaci%C3%B3n,plazo%2C%20tales%20como%20el%20c%C3%A1ncer,
- Russell R. (2005). Radiación de rayos X. Recuperado el 13 de marzo de 2021, en: https://www.windows2universe.org/physical_science/magnetism/em_xray.html&lang=sp
- Torres R. (2019). Detector Sensor TFT. Recuperado el 15 de marzo de 2021, en: <https://www.youtube.com/watch?v=WVTx0kVLzFI>

Cibergrafía de las imágenes

- Imagen 1. Recuperada el 13 de marzo de 2021, en <https://iie.fing.edu.uy/proyectos/esopo/eem/>
- Imagen 2. Recuperada el 13 de marzo de 2021, en <https://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/16521/1/CD-7190.pdf>
- Imagen 3. Recuperada el 14 de marzo de 2021, en <https://websitesn.com/data/uploads/2019/10/PRESENTACION-CAP-8-BUSHONG-9ed.pdf>
- Imagen 4. Recuperada el 14 de marzo de 2021, en <https://websitesn.com/data/uploads/2019/10/PRESENTACION-CAP-8-BUSHONG-9ed.pdf>
- Imagen 5. Recuperada el 14 de marzo de 2021, en <https://www.youtube.com/watch?v=WVTx0kVLzFI>
- Imagen 6. Recuperada el 15 de marzo de 2021, en <https://www.youtube.com/watch?v=WVTx0kVLzFI>
- Imagen 7. Recuperada el 15 de marzo de 2021, en <https://www.youtube.com/watch?v=WVTx0kVLzFI>
- Imagen 8. Recuperada el 17 de marzo de 2021, en https://www.pfizerpro.es/sites/default/files/unidad_1_sme.pdf
- Imagen 9. Recuperada el 13 de marzo de 2021, en https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/19690/FuenteFerreiro_Borja_TFM_2017.pdf
- Imagen 10. Recuperada el 17 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/nature24032
- Imagen 11. Recuperada el 17 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/nature24032
- Imagen 12. Recuperada el 18 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/nature24032
- Imagen 13. Recuperada el 19 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/nature24032
- Imagen 14. Recuperada el 20 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/s41586-018-0451-1
- Imagen 15. Recuperada el 20 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/s41586-018-0451-1
- Imagen 16. Recuperada el 20 de marzo de 2021, en sci-hub.se/10.1038/s41586-018-0451-1