

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE FANTOMAS MAMARIOS PARA EVALUACIÓN DE PRUEBAS DE CALIDAD DE IMÁGENES MASTOGRÁFICAS

Guadalupe Sandoval Moreno, Ricardo Agustín Serrano & Eduardo Moreno Barbosa

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
guadalupe.sandovalm@alumno.buap.mx, emoreno@fcfm.buap.mx &
ragustin@fcfm.buap.mx.

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es diseñar y producir dos modelos de maniqués mamarios (uno plano y otro antropomorfo) mediante impresión 3D utilizando el método de modelación por deposición fundida. Estos maniqués deben ser reproducibles, duraderos y fabricados con materiales que tengan características de atenuación lineal similares a los principales tejidos mamarios: adiposo, glandular y cutáneo. Se utilizaron materiales como PETG, PLA, HIPS y ABS. También se implementaron insertos de resina fotosensible de tamaños menores o iguales a 0.5 mm, que simulan los coeficientes de microcalcificaciones. Se observó que la combinación HIPS/PETG es menos absorbente que ABS/PLA ya que permite una mayor transmisión de intensidad. Los coeficientes de determinación más cercanos a la unidad se encontraron a un voltaje de 27 KeV y un amperaje de 75 mAs.

Palabras claves: maniqués mamarios, fantasmas mamarios, impresión 3D

ABSTRACT

The purpose of this work is to design and produce two breast phantoms models (one is flat and the other anthropomorphic) through 3D print, we have used the fused deposition modeling method; these phantoms should be reproducible, durable over time and made with materials that have linear attenuation characteristics close to those of the main breast tissues: adipose, glandular and cutaneous. For this reason were used: PETG, PLA, HIPS and ABS. It is also sought to implement photosensitive resin inserts of sizes less than or equal to 0.5 mm whose linear attenuation coefficients simulate in a similar way the coefficients of microcalcifications. It was found that the combination of HIPS/PETG is less absorbent than ABS/PLA since it allows a greater intensity transmission. The determination coefficients are to close to unity occur at a voltage of 27 KeV and a current 75 mAs.

Key words: breast mannequins, breast phantoms, 3D print

1. INTRODUCCIÓN

El Cáncer de mama es uno de los cánceres más comunes en todo el mundo, representa el 25% de los casos de cáncer diagnosticados y el 15% de las muertes relacionadas con Cáncer entre

las mujeres ^[1]. Se estima que unas 508,000 mujeres mueren anualmente por cáncer de mama, esta es una indicación de un aumento en las muertes por cáncer de mama, aproximadamente 119,000 con respecto al año 2017 ^[2]. En el 2017 en México se registró que 24 de cada 100 egresos hospitalarios en población de 20 años o más por tumores malignos son por cáncer de mama, mientras que la tasa de mortalidad por este cáncer es de 17.19 defunciones por cada 100 mil mujeres de 20 años o más ^[3]. En un estudio realizado en Taishan Medical University en 2019, se sugiere que la mamografía de rutina sigue siendo la principal herramienta de diagnóstico y detección de cáncer de mama debido a su capacidad de detección en etapa temprana y reducción en la incidencia de este en etapa tardía ^[4].

Para verificar el correcto funcionamiento de los aparatos mastográficos se utilizan fantasmas o maniqués de prueba, “una de las aplicaciones clave de los fantasmas antropomórficos se encuentra en el campo de las pruebas, la evaluación y la aclaración del papel y los beneficios de las modalidades de imagen recientemente desarrolladas” ^[5]. Por ello surge la necesidad de fabricar fantasmas mamarios con materiales clave, los cuales, al ser expuestos a radiación ionizante, es decir los rayos X producidos durante la mamografía, reflejen en las imágenes obtenidas resultados de atenuaciones de intensidades que se aproximen considerablemente a las obtenidas cuando los rayos X interactúan en los tejidos biológicos reales.

2. TEORÍA

Existen distintos parámetros de evaluación para los fantasmas que proporcionan información cuantitativa útil para analizar las imágenes resultantes en las pruebas mastográficas, como: SNR (signal-to-noise ratio), tasa de detección de objetos, resolución de contraste, resolución espacial, identificación de artefactos, distorsiones geométricas, etc. A continuación, se definirán las pruebas más relevantes.

a. Taza de detección de objetos

Capacidad del sistema mamográfico de identificar y visualizar correctamente objetos específicos en el área examinada. Esta métrica evalúa la efectividad del sistema para detectar diversas anomalías mamarias como pueden ser: masas, quistes, nódulos, calcificaciones, etc.

b. Relación señal ruido (SNR)

La relación señal-ruido es la correlación entre el nivel de la señal deseada sobre el nivel del ruido de fondo del aparato de medición. La señal digital es directamente proporcional al número de fotones que inciden en el receptor de imagen ^[6]. En el contexto de la mamografía un valor alto de SNR, indica que la señal de la imagen es mucho mayor que el ruido, lo que resulta en una imagen más clara y precisa. Esto es fundamental para la detección y diagnóstico de anomalías.

c. Resolución de contraste

Precisión con la que un sistema de imagen diferencia entre las variaciones de intensidades resultantes (en una escala de grises), que permite distinguir entre detalles finos y contrastes mínimos entre áreas adyacentes, es decir diferenciar variaciones entre tejidos con densidades o composiciones ligeramente diferentes. La cantidad de resolución de contraste determina la cantidad de bits necesarios por píxel. Por lo tanto,

las modalidades de obtención de imágenes con una resolución de contraste más alta requieren más bits por píxel ^[7].

d. Resolución espacial

Capacidad de un sistema de captar pequeños detalles en la imagen. La resolución espacial límite es el tamaño del objeto más pequeño que un sistema de imágenes puede resolver o distinguir ^[7].

e. Identificación de artefactos

Proceso de reconocer y analizar anomalías o irregularidades en imágenes médicas que no corresponden a estructuras anatómicas reales.

f. Distorsiones geométricas

Alteraciones en la representación de la forma o posición de estructuras en una imagen.

Como se ha mencionado ya, el contraste en una imagen que implique el uso de rayos X (radiografía, fluoroscopia, mamografía y CT) es producido por la composición de los diferentes tejidos que afectan el coeficiente de absorción local de los rayos X ^[7]; la absorción de esa energía va disminuyendo en función del coeficiente de atenuación lineal (μ) del tejido en cuestión del que se hable, ya que la absorción de la radiación por un material depende de la energía del fotón y sus propiedades de atenuación, el coeficiente de absorción (β) está dado por Ivanov et al. ^[8] en la siguiente ecuación (1).

$$\beta(E) = \frac{hc}{4\pi E} \mu(E) \quad (1)$$

Esta ecuación (1) representa la cantidad de radiación absorbida por un material o tejido a una energía (E), en lugar de ser transmitida o dispersada y aporta mucha información en las imágenes médicas ya que cada tejido tiene diferentes capacidades de absorción; existe una relación intrínseca entre la ecuación (1) y el coeficiente de atenuación lineal (μ), el cual se indica la fracción de fotones eliminados por unidad de longitud al atravesar un material, es decir, describe la "resistencia" del material a los rayos X. El coeficiente de atenuación lineal está dado por la ley de Lambert-Beer:

$$\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I_0}{I_s} \right) = \mu \quad (2)$$

A medida que los fotones atraviesan el material su intensidad disminuye debido a la absorción y dispersión dentro de este, (μ) indica qué tan rápido ocurre esta reducción, ecuación (2). A partir de las intensidades es posible calcular la SNR y la resolución de contraste. Las otras pruebas dependen en mayor medida de la capacidad del sistema de imágenes.

En el presente trabajo se analizarán los coeficientes de atenuación lineal de todos los materiales individualmente y de los materiales superpuestos. Además, se analizará la prueba de detección de objetos, ya que las demás pruebas se analizarán respecto al fantoma antropomorfo.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El presente proyecto consta de tres fases, dos análogas y una tercera para integración de lesiones. La primera corresponde al desarrollo del fantoma plano y la segunda al del antropomorfo.

Todas las pruebas se hicieron con las siguientes consideraciones: se utilizó el mastografo Hologic Lorad M-IV a tres diferentes voltajes: 25, 27 y 30 KeV y un amperaje fijo de 75 mAs, estos valores se usaron debido a que los voltajes bajos tienen una mayor probabilidad de ser absorbidos por el tejido mamario mejorando así el contraste de los tejidos, las dosis de radiación son menores y producen menos dispersión de rayos X en el cuerpo, produciendo imágenes más detalladas y nítidas.

Desarrollo del fantoma plano

Inicialmente se trabajó en el diseño del fantoma plano mediante el uso de los software de diseño 3D FreeCAD y Blender, se hicieron distintos diseños de acuerdo con las características que se querían cubrir: taza de detección de objetos, distorsiones geométricas, etc.

Posteriormente se eligieron los materiales de construcción: copoliéster de polietilentereftalato glicol (PETG), ácido poliláctico (PLA), poliestireno de alto impacto (HIPS) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Se ha reportado el uso de PLA y ABS en la literatura para la construcción de fantomas [5, 8, 9, 10], el filamento de PETG y de PLA tienen densidades similares y análogamente el de HIPS y ABS. El propósito del uso de estos materiales es comprobar su similitud con los ya reportados y su posible aplicación para los fantomas, por ello se decidió trabajar con ellos; posteriormente se realizó un análisis de atenuación de los diferentes materiales, para ello se imprimieron en 3D mediante el método de modelación por deposición fundida, un conjunto cuñas escalonadas de medidas: 15 mm de ancho, 90 mm de largo y 45 mm de alto, cada uno de los escalones tenía un grosor de 5 mm. Para la impresión de las cuñas se utilizó una impresora Bambulab X1 carbon.

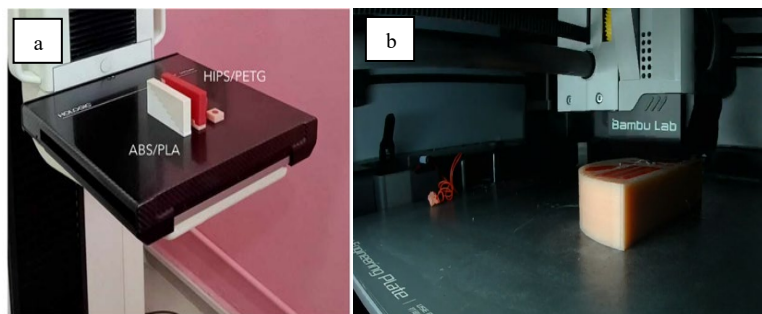


Figura 1. a) Arreglo Experimental: cuñas escalonadas ensambladas. b) Impresión 3D de fantoma plano

Cada una de estas cuñas fue irradiada para posteriormente hacer el análisis de atenuaciones; para ello se tomaron dos muestras, una de cada una de las cuñas escalonadas individualmente y la segunda de una cuña acoplada a otra (Figura 1a), el orden fue ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG, esto con el propósito de conocer la interacción de atenuación de un material sobre otro.

Posteriormente se calculó el coeficiente de atenuación lineal de cada material a los distintos grosores, para después hacer el análisis de los parámetros anteriormente mencionados.

3.1 Desarrollo del fantoma antropomorfo

El diseño del fantoma antropomorfo se trabajó en el software de diseño de código abierto VICTRE (The Virtual Imaging Clinical Trials for Regulatory Evaluation, Fig. 2-a) [11], este software se utiliza para la creación de imágenes mamarias in silico para evaluar dispositivos de mamografía digital (DM) como tomosíntesis mamaria (DBT), en la Fig. 2-b se muestra el diseño preliminar para el fantoma antropomorfo.

Trabajo a futuro

Continuando con la segunda fase, se utilizará las caracterizaciones de los materiales hechas previamente, para poder analizar los resultados de las atenuaciones obtenidas a partir del fantoma antropomorfo, es decir en la sobreposición de intensidades. Además, se someterá a dicho fantoma a las pruebas antes mencionadas, con los mismos valores de radiación. En esta fase se concluirá con el análisis del resto de parámetros de evaluación de los fantomas.



Figura 2. a) Imagen adaptada de Badano et al. VICTRE, software de código abierto b) Diseño preliminar de fantoma antropomorfo

3.2 Integración de lesiones

Finalmente se incluyeron objetos fabricados a partir de resina combinada con barita (material fotosensible) para recrear microcalcificaciones. En la Fig. 3 se muestra una imagen de estas estructuras de barita (Fig. 3-a) comparadas con una calcificación en una mama real (Fig. 3-b), mientras que en 3-c y 3-d se muestran los histogramas de intensidades de ambos objetos (estructuras de barita y una calcificación respectivamente) que conforman las áreas de interés.

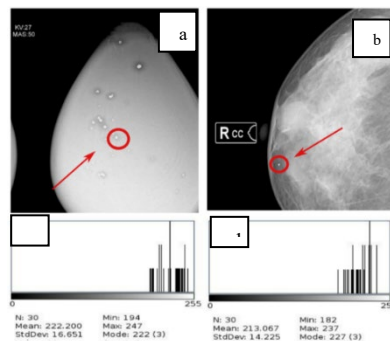


Figura 3. a) Prótesis de silicona que contiene estructuras milimétricas impresas en 3D que simulan microcalcificaciones. b) Calcificación en una mama real. c) Histograma de intensidades de una microcalcificación de resina. d) Histograma de intensidades de calcificación real

3.3 Resultados

En el análisis de las cuñas escalonadas (Fig 4.) se observa una distorsión geométrica en el borde superior correspondiente al escalón de grosor de 45 mm, lo que en consecuencia causó pérdida de resolución espacial y resolución de contraste, por ello para el análisis subsecuente se consideraron únicamente los grosores que van de 5-40 mm.

Respecto a la relación entre las intensidades y el grosor del material se obtuvieron las ecuaciones para las curvas de ajuste exponencial que se presentan en la Tabla 1. Es posible observar que los materiales con coeficientes de determinación más cercanos a 1 son el HIPS y el ABS para los distintos voltajes, lo que sugiere una fuerte correlación entre las variables.

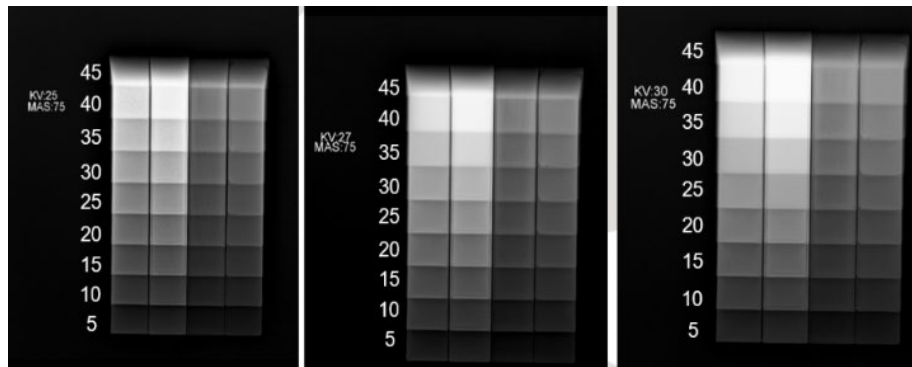


Figura 4. Mamografías de cuñas escalonadas a 25, 27 y 30 KeV a 75 mAs constantes en el orden: PETG, PLA, HIPS y ABS

Tabla 1. Ecuaciones de ajuste exponencial

Valores de entrada	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R2
25 KeV & 75mAs	PETG	$y=1485.30 \exp(-0.05x)$	0.89
	PLA	$y=1919.67 \exp(-0.07x)$	0.85
	HIPS	$y=1070.60 \exp(-0.01x)$	0.96
	ABS	$y=1073.77 \exp(-0.01x)$	0.97
27 KeV & 75mAs	PETG	$y=1487.72 \exp(-0.05x)$	0.91
	PLA	$y=1941.27 \exp(-0.07x)$	0.85
	HIPS	$y=112.74 \exp(-0.01x)$	0.96
	ABS	$y=1105.00 \exp(-0.01x)$	0.97
30 KeV & 75mAs	PETG	$y=1913.94 \exp(-0.07x)$	0.85
	PLA	$y=2582.81 \exp(-0.10x)$	0.85
	HIPS	$y=1117.52 \exp(-0.02x)$	0.97
	ABS	$y=1120.37 \exp(-0.02x)$	0.96

En la Fig. 5-a se presentan las relaciones para cada uno de los materiales a los distintos voltajes y con un amperaje fijo. Se observa que los gráficos se dividen en dos grupos, el primero en la parte superior de la gráfica pertenece a los materiales HIPS y ABS, mientras que el segundo grupo con una curva más pronunciada corresponde a los materiales PETG y PLA, esto ocurre debido a que el PETG y PLA tienen densidades mayores a las del HIPS y ABS, que cómo se mencionó con anterioridad tienen densidades muy parecidas entre sí. Es decir que las curvas de HIPS y ABS decrecen de manera más lenta.

Tabla 2. Ecuaciones de ajuste exponencial de la sobreposición de materiales

Valores de configuración del equipo	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
25 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=516.68 \exp(-0.25x)$	0.98
	HIPS/PETG	$y=519.93 \exp(-0.19x)$	0.97
27 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=602.40 \exp(-0.17x)$	0.97
	HIPS/PETG	$y=571.28 \exp(-0.13x)$	0.98
30 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=568.58 \exp(-0.14x)$	0.99
	HIPS/PETG	$y=585.43 \exp(-0.1x)$	0.98

En la Fig. 5-b se presentan las curvas de ajuste exponencial de la sobreposición de las cuñas de ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG. Se puede observar que la combinación de cuñas HIPS/PETG muestra una menor disminución de la intensidad con el aumento del grosor del PET en comparación con ABS/PLA (cuando el PLA tiene mayor grosor), lo que indica que esta sobreposición de materiales es menos absorbente.

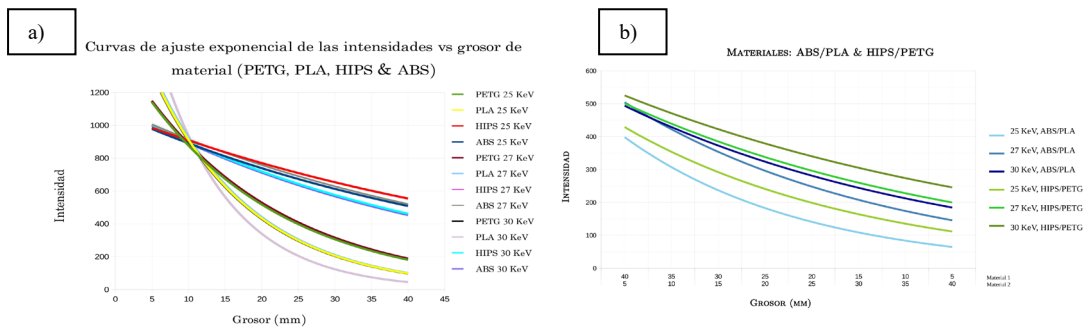


Figura 5. Curvas de ajuste exponencial de las Intensidades vs Grosor del material a) del PETG, PLA, HIPS & ABS. b) de la sobreposición de las cuñas de ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG

También se puede observar en la Fig. 5-b, que a mayor grosor de la cuña superior mayor intensidad lo que sugiere que el material es menos absorbente, mientras que cuando la cuña con mayor grosor se encuentra debajo permite más la absorción de energía. En el caso específico del HIPS/PETG. Con relación a la tasa de detección de objetos, se hicieron dos modelos de fantoma distintos, el primero consistía en medio cilindro de PETG con figuras interiores de HIPS y el segundo viceversa, medio cilindro de HIPS con figuras internas de PETG; las tasas de detección de objetos fueron del 100% para ambos casos, en la Fig. 6-a se ilustra el caso de PETG en la capa exterior y HIPS como objetos interiores, mientras que en la Fig. 6-b se muestran las mastografías hechas al fantoma.

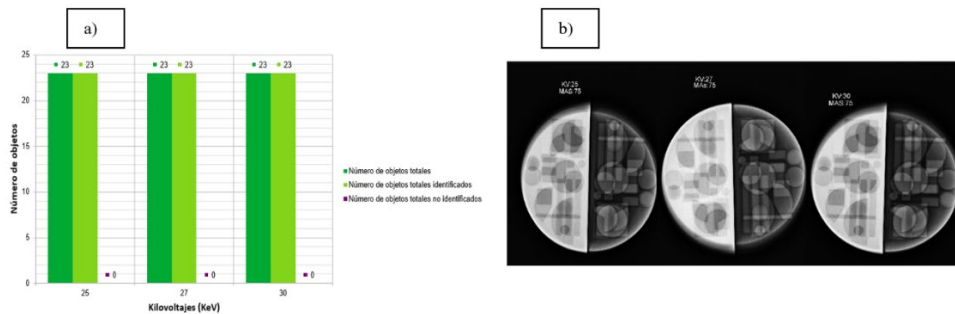


Figura 6. a) Comparación entre los objetos totales y los identificados, PETG (capa exterior), objetos interiores (HIPS). B Fantoma plano a distintas energías.

4. CONCLUSIONES

Coefficientes de atenuación lineal: los coeficientes de determinación más cercanos a la unidad se dan a un voltaje de 27 KeV, lo que sugiere que en la práctica clínica puede ser un valor de interés al momento de obtener imágenes. En el caso de la superposición de materiales, a un voltaje de 30 KeV y amperaje fijo de 75 mAs ya que su coeficiente de determinación es de 0.99 para las curvas de ajuste exponencial (Tabla 2.), lo que sugiere que la exactitud de correlación entre variables es mayor. La combinación de cuñas de los materiales HIPS/PETG es menos absorbente que la de las cuñas de ABS/PLA ya que permite una mayor transmisión de intensidad, especialmente a energías más altas. La energía del haz también influye, ya que energías más altas resultan en una menor absorción y mayor intensidad transmitida para un mismo grosor de material.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Laboratorio de Impresión 3D, perteneciente a la Facultad Ciencias Físico Matemáticas, el apoyo y la asistencia brindados. Así como al laboratorio Ebenezer Servicios Médicos por las facilidades para realizar las pruebas de mastografía y a los TR. Lizeth López y Agustín Alejandro Jardines Ramos, por el gran apoyo ofrecido.

5. REFERENCIAS

- [1]. Stewart, B.W. and Wild, C. and International Agency for Research on Cancer, “World Cancer Report 2014”, vol 5, no. 12, p.470-476. (2014); <https://books.google.com.mx/books?id=vjd4oAEACAAJ>
- [2]. Balali G. I., Yar D. D., Dela V. G. A., Effah-Yeboah E., Asumang P., Akoto J.D. & Abdallah F. “Breast Cancer: A Review of Mammography and Clinical Breast Examination for Early Detection of Cancer”. vol 7, p. 7-19. (2020). [Doi:10.4236/oalib.1106866](https://doi.org/10.4236/oalib.1106866).
- [3]. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. “Estadísticas a propósito del día mundial de la lucha contra el cáncer de mama (19 de octubre): comunicado de prensa” (NÚM. 462/20).(2020). <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2020/Cancermama20.pdf>
- [4]. He, Y., Liu, Y., Dyer, B. A., Boone, J. M., Liu, S., Chen, T., Zheng, F., Zhu Y; Sun Y; Rong, Y., & Qiu, J. “3D- printed breast phantom for multi-porpose and multi-modality”. Vol 9, no.1, p. 63-74. (2019). [DOI: 10.21037/qims.2019.01.05](https://doi.org/10.21037/qims.2019.01.05)
- [5]. Di Franco, F., Mettivier, G., Sarno, A., Varallo, A. & Russo, P. “Manufacturing of physical breast phantoms with 3D printing technology for X-ray breast imaging”, p. 1-5. [doi: 10.1109/NSS/MIC42101.2019.9059986](https://doi.org/10.1109/NSS/MIC42101.2019.9059986).
- [6]. Hendee, W. R. & Ritenour R. E. “Medical Imaging Physics”, Fourth edition, p. 345.
- [7]. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. Jr. & Boone, J. M. “The essential physics of medical imaging”. Second edition, p. 83.

- [8]. Ivanov, D., Bliznakova, K., Buliev, I., Popov, P., Mettievier, G., Russo, P., Di Lillo, F., Sarno, A., Vignero, J., Bosmans, H., Bravin, A. & Bliznakov Z. “Suitability of low-density materials for 3D printing of physical breast phantoms” vol. 63, (2018) [DOI 10.1088/1361-6560/aad315](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aad315)
- [9]. Varallo, A., Sarno, A., Castriconi, R., Mazzilli, A., D’Andria, P., Bliznakova, K., Ricciardi, R., Mettievier, G. & Russo, P. “Fabrication of 3D printed-derived anthropomorphic breast phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis: Imaging assessment with clinical X-ray spectra”, vol 98, p. 88-97. (2022). [DOI:10.1016/j.ejmp.2022.04.006](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.04.006)
- [10]. Mettievier, G., Sarno, A., Varallo, A. & Russo, P. “Attenuation coefficient in the energy range 14-36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms” vol. 67, no. 17, (2022). [DOI 10.1088/1361-6560/ac8966](https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac8966).
- [11]. Badano, A., Graff, C. F., Badal, A., Sharma, D., Zeng, R., Samuelson F. W., Glick S. & Myers K. J. (2019). Virtual Imaging Clinical Trial for Regulatory Evaluation [Imagen]. Repositorio de GitHub. [VICTRE/README.md at master · DIDSR/VICTRE · GitHub](https://github.com/VICTRE/README.md)