



Tecnológico de Monterrey

Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey

Análisis de Sistemas de Imagenología (Grupo 201 y 202)

Reporte
Laboratorio 2. X-Ray

Profesor

Dr. José Gerardo Tamez Peña

Dra. Diana Sofía Milagros Rosales Gurmendi

Equipo Pegaso:

Daniela Alejandra Valdes Torres	A00832312
Diego De La Barrera Martínez	A01197739
Alexa María de León Durán	A01382990
Juan Luis Flores Sánchez	A01383088
Azul Sofía Moctezuma Enriquez	A01562585

13 de abril de 2023

Laboratorio 2. X-Ray

1. Introducción

En el presente laboratorio se busca conocer el funcionamiento de la toma de imágenes de Rayos X, a través de la simulación de un modelo de Rayos X en MATLAB. La práctica se centra en los coeficientes de atenuación de tejido y en el modelo de Rayos X utilizado para la simulación esto a partir de establecer constantes y variables relacionadas con el uso de sistemas de imágenes médicas, utilizando la radiación como medio para detectar tejidos en el cuerpo. En la Tabla 1, se adjuntan los integrantes del equipo, estableciendo su participación porcentual, así como, el rol que desempeñaron.

Tabla 1. Integrantes, Participación y Roles en la Práctica		
Integrante	Participación	Rol en la Práctica
Alejandra Valdes	20%	Objetivo, Métodos (Descripción del Código)
Diego de la Barreda	20%	Métodos (Cálculo SNR y CNR), Materiales
Alexa de León	20%	Introducción, Parámetros
Juan Luis Flores	20%	Marco Teórico (Coeficientes de Atenuación, Modelo de Rayos X), Resultados
Sofía Moctezuma	20%	Métodos (Explicación de Experimentos), Discusión

2. Objetivo

Conocer el funcionamiento de la toma de imágenes de Rayos X.

3. Marco Teórico

3.1 Coeficientes de Atenuación de Tejido (*Tissue Attenuation Coefficients*)

Los coeficientes de atenuación recuperados se observan en la Tabla 3.1:

Tabla 3.1 Coeficientes de Atenuación de Tejido (μ/ρ) [cm^2/g]		
Hueso (Bone Cortical)	Microcalcificación (Calcium Sulfate)	Tejido Blando (Tissue Soft)
3.148E-01	3.788E-01	2.048E-01
(NIST, 2023)		

3.2 Modelo de Rayos X Simulado

El presente modelo de Rayos X (Figura 3.1), consta de un material esférico de hueso denso de 1 cm de radio dentro de un material de tejido blando esférico de un radio de 5 cm. Hay una pequeña microcalcificación dentro del tejido blando a 1 cm de la superficie del hueso. Para realizar el modelo se realizaron las siguientes consideraciones:

- El tubo de rayos X está a 30 cm del detector.
- La fuente de rayos X tiene un punto de radio de 2,00 mm.
- El detector tiene una matriz de 1000x1000 píxeles y cada lado mide 20 cm.
- El centro de la esfera de tejido blando está a 20 cm del detector.
- La fuente de rayos X está emitiendo 1×10^{12} fotones por segundo que pueden llegar al detector.
- La imagen se captura en 0.1 segundos.
- El detector tiene una eficiencia cuántica de 5.0%

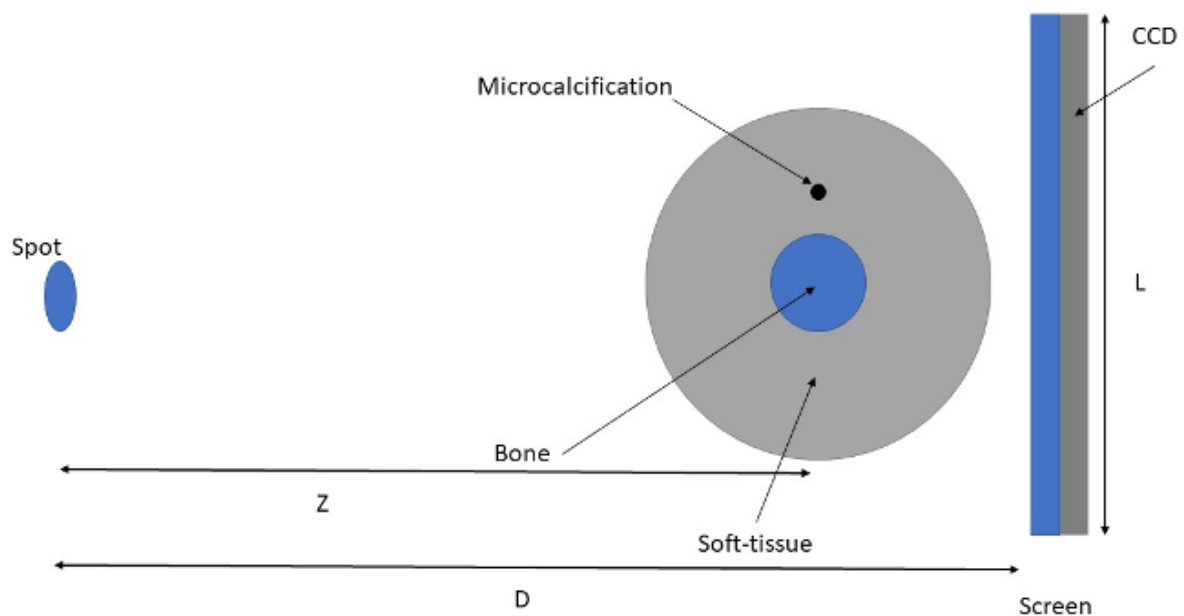


Figura 3.1 Modelo de Rayos X

4. Metodología

4.1 Materiales

- Simulador
- MATLAB (MathWorks, Versión 2022b)
- Script (Véase Anexo 1)

4.2 Métodos

4.21 Descripción del Código

En el código (Anexo 1) se establecen constantes y variables que se relacionan con el uso de sistema de imágenes médicas, utilizando la radiación como medio para detectar tejidos

en el cuerpo. Con la fuente de radiación principal del sistema se puede detectar y registrar la radiación que es atravesada por el cuerpo y tejidos con diferentes densidades de radiación.

En la primera sección del código aparece un cálculo sobre los puntos de intersección entre el detector y la región del cuerpo que se está fotografiando mediante ecuaciones matemáticas. La variable 'r' está definida como la distancia entre el centro del detector y cualquier punto de la película que se esté fotografiando. En la ecuación para el detector definida como ' $rs = x * r / 100$ ', 'rs' representa la distancia desde donde el centro del detector hasta el punto de intersección entre el detector y la región que se está fotografiando. 'x' nos indica la distancia desde el centro del rectángulo hasta el punto de intersección a lo largo del eje x. Definiendo dos ecuaciones para encontrar las coordenadas de los puntos de intersección 'X1' y 'X2' entre el detector y la región fotografiada usando la distancia 'r' con valores constantes utilizando teorema de pitágoras para la distancia entre los dos puntos de intersección.

El número de fotones que llega al detector y los radios de los diferentes tipos de tejido ya sea blando, óseo y micro calcificado; la atenuación de la radiación en los tipos de tejido, el tamaño del detector en cm y pixeles, así como la distancia entre la fuente y el detector. Estableciendo los valores de cada pixel para que una fracción del número total de fotones lleguen al detector y calcular el valor de pixeles por cm. El centro del tejido blando de la fuente, centro de microcalcificación de la fuente, eficiencia cuántica del detector, tamaño del punto de la radiación y valor sigma de la función de dispersión del punto del detector.

El código es capaz de calcular el flujo de fotones de rayos X que llegan a un detector desde una fuente calculando la distancia desde el centro del detector hasta cada pixel, para así después calcular la distancia desde la fuente hasta el tejido blando, el hueso y microcalcificación. Con las distancias se calcula la atenuación de los fotones, además de calcular el efecto del tamaño finito del punto fuente en la imagen proyectada convirtiéndola en el dominio de Fourier para realizar un análisis. Con la función de dispersión de puntos Gaussiana a la imagen de flujo de fotones para simular el tamaño finito de puntos de rayos X en el detector, la imagen se transforma para obtener la función de transferencia de modulación del sistema (MTF).

La transformada de Fourier 2D del modelo PSF del detector toma el valor absoluto del resultado, además se realiza una convolución de la imagen original con el modelo PSF para multiplicarlo con la Transformada de Fourier por el valor absoluto del PSF. Con estos valores se registra la variable 'xrayimage' para mostrar los resultados gráficos de la imagen previamente simulada con el PSF y agregando ruido Poisson a la imagen, de forma que calculando el SNR y CNR de la imagen se recorre la imagen pixel por pixel obteniendo el promedio de la intensidad de pixeles en determinadas regiones del hueso y tejido blando. Por último utilizando medias y varianzas de intensidad de pixeles se determinan los valores de SNR y CNR.

4.22 Parámetros del Simulador

Los parámetros utilizados en las diferentes simulaciones de Rayos X, en Hueso, Microcalcificación y tejido blando se muestran a continuación Tabla 4.2:

<i>Tabla 4.2 Distancia de la trayectoria de los Rayos X en cm</i>				
<i>Parámetro</i>	<i>Simulación 1</i>	<i>Simulación 2</i>	<i>Simulación 3</i>	<i>Simulación 4</i>
<i>D (cm)</i>	25	50	40	30
<i>Z (cm)</i>	20	15	25	25
<i>Spot size (Diameter) (cm)</i>	0.25	0.2	0.1	0.25
<i>Photon Flux (Photons/sec)</i>	1×10^8	1×10^{12}	1×10^8	1×10^{10}
<i>Bone Size/Micro Calcification (cm)</i>	2.0/0.01	2.0/1.0	1.0/0.05	2.0/0.025

4.23 Método de Estimación de SNR y CRN

Para calcular la estimación en SNR y CNR se realizan los siguientes pasos:

1. Se registran con 0 los valores de media de hueso y tejido suave, las variables de hueso y tejido suave y área del hueso y tejido suave.
2. Se calcula el número de fotones entre píxeles por centímetro en las coordenadas X y Y .
3. Calculamos la r aplicando el teorema de pitágoras con lo obtenido en el punto anterior
4. Se calculan dos distancias involucradas con la distancia entre la fuente y el detector, el radio del hueso, radio del tejido suave, centro del tejido suave desde la fuente y el valor obtenido en r .
5. Si en la primera distancia es menor a 0 y la segunda es mayor a 0, la media del hueso es equivalente a la imagen de rayos-X evaluada en los números de fotones. La variable del hueso es equivalente a la imagen de rayos-X evaluada en los números de fotones elevada al cuadrado y al área del hueso se le suma 1.
6. Si en la primera distancia es menor a 0 y la segunda es menor a 0, la media del tejido suave es equivalente a la imagen de rayos-X evaluada en los números de fotones. La variable del tejido suave es equivalente a la imagen de rayos-X evaluada en los números de fotones elevada al cuadrado y al área del tejido suave se le suma 1.
7. Se calculan las nuevas medias del hueso y tejido suave así como las nuevas variables del hueso y tejido suave.
8. Por último se calculan los valores de SNR y CNR

4.24 Descripción de los Experimentos Realizados

Una vez obtenidos los resultados con los parámetros originales, los cuales fueron asignados previamente, se procedió a realizar tres simulaciones con cambios en la distancia de la fuente al detector, el tamaño del punto, el flujo de fotones y tamaños de los huesos como es mostrado en la tabla 4.2.

Como resultado se obtuvieron distintas imágenes, donde podemos observar los flujos de fotones estimados donde se muestra la cantidad de fotones que se espera que se lleguen al detector lo que nos permite predecir la relación señal-ruido de la imagen, los efectos del punto finito el cual refiere al tamaño de los píxeles en el detector el cual puede afectar la precisión y resolución de la imagen lo que puede conducir a efectos de carga compartida degradando tanto el análisis espectral como las métricas de la imagen, el efecto del detector PSF (función de dispersión de puntos) que refiere al efecto del detector en la distribución de fotones en la imagen o los datos resultantes, lo que se utiliza para modelar el efecto del detector y corregir sus efectos en un análisis de datos [6], y por último se muestra la simulación de rayos X lo que nos puede ayudar en el análisis e interpretación de los rayos X reales obtenidos de los experimentos.

5. Resultados

5.1 Tabla de SNR y CNR

Los valores del SNR y CNR obtenidos para cada una de las simulaciones se presentan en la Tabla 5.1:

<i>Tabla 5.1 Tabla de SNR y CNR Resultantes</i>				
<i>Simulación</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4</i>
SNR	6.400548	NaN	0.824489	6.429361
CNR	5.730738	NaN	0.666383	5.985079

5.3 MTF of Full Mode: Spot('disk', Digital sensor (square) and Screen PSF ('gaussian')

La Función de Transferencia de Modulación del Sistema (MTF) que representa el sistema integralmente, está descrita por la fórmula (1):

$$e^{-\int \mu\left(\frac{xd}{m}, \frac{yd}{m}, 2\right) dn} * spot\left(\frac{xd}{m}, \frac{yd}{m}\right) * centelleo \quad (1)$$

5.2 Figuras de las Simulaciones

A continuación, se presentan las figuras resultantes para cada simulación (Figura 5.2, 5.3, 5.4 y 5.5).

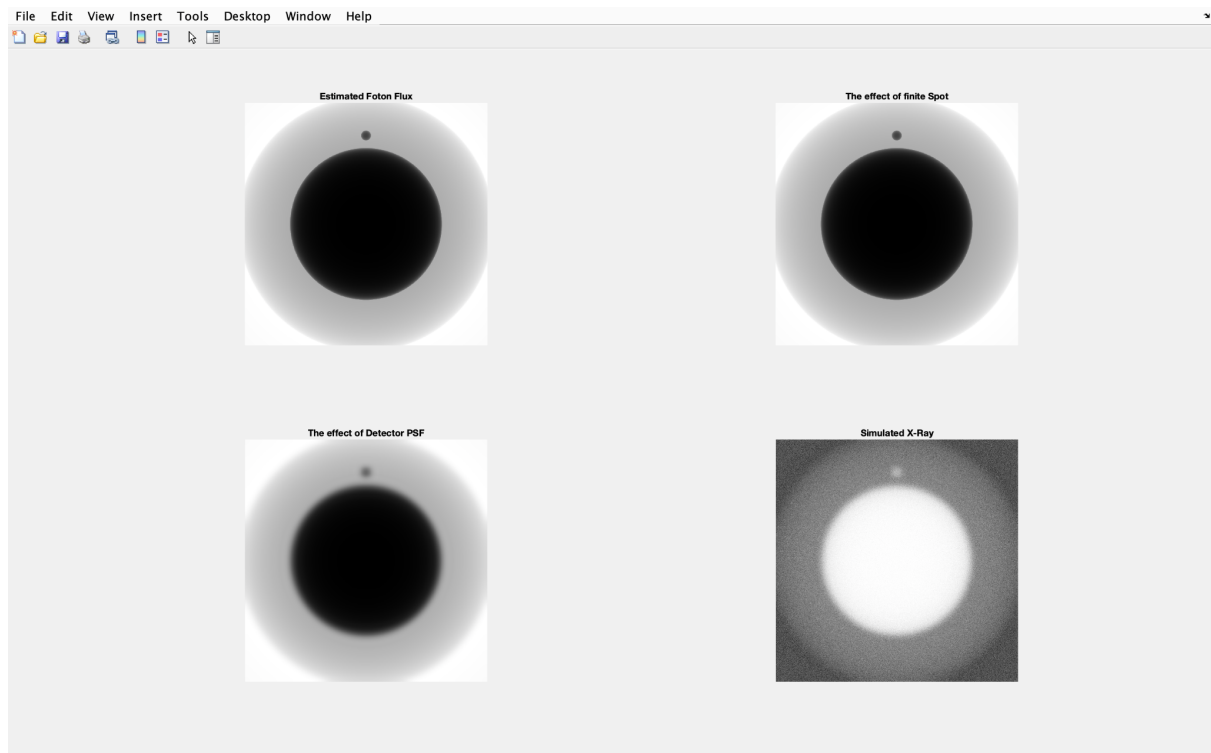


Figura 5.1 Resultados de la Simulación 1

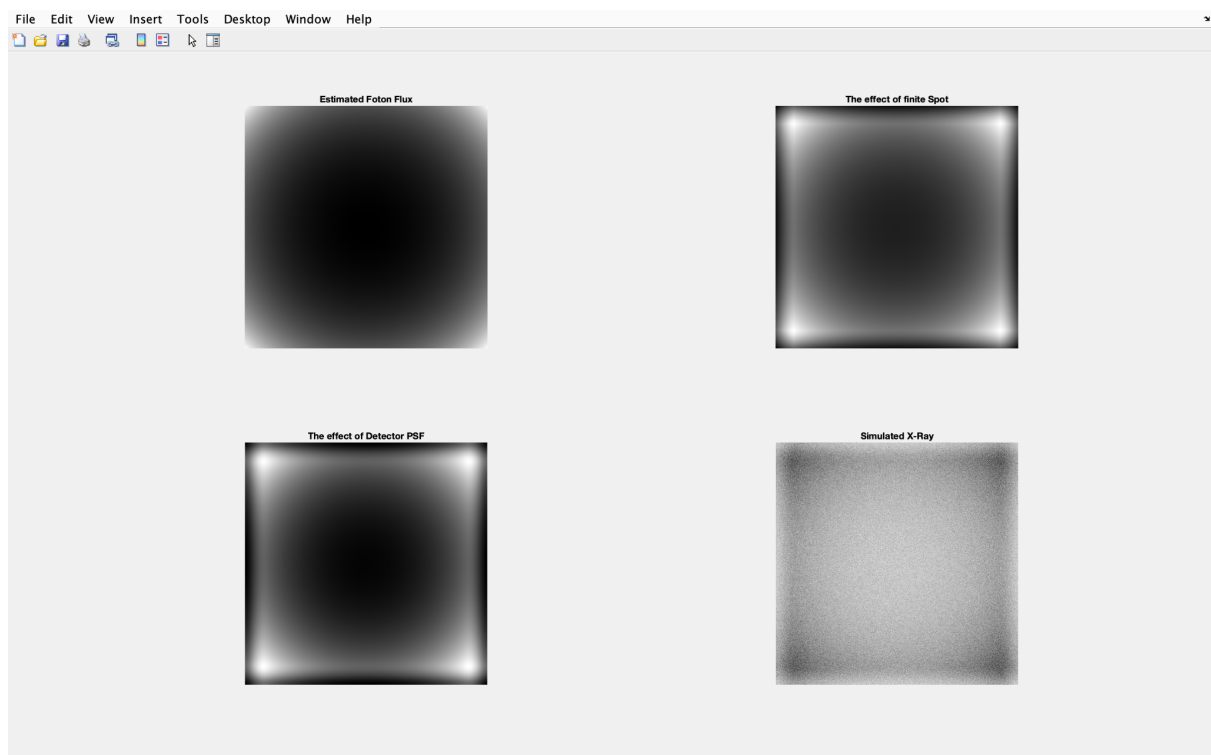


Figura 5.2 Resultados de la Simulación 2

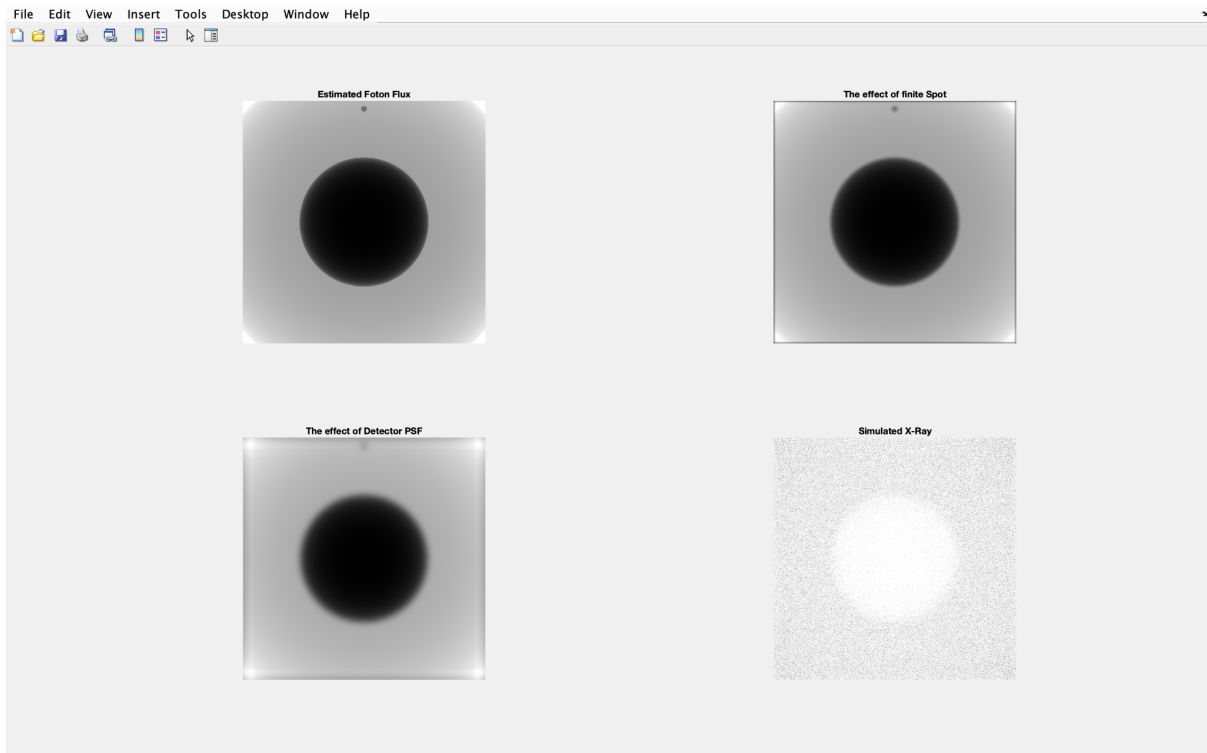


Figura 5.3 Resultados de la Simulación 3

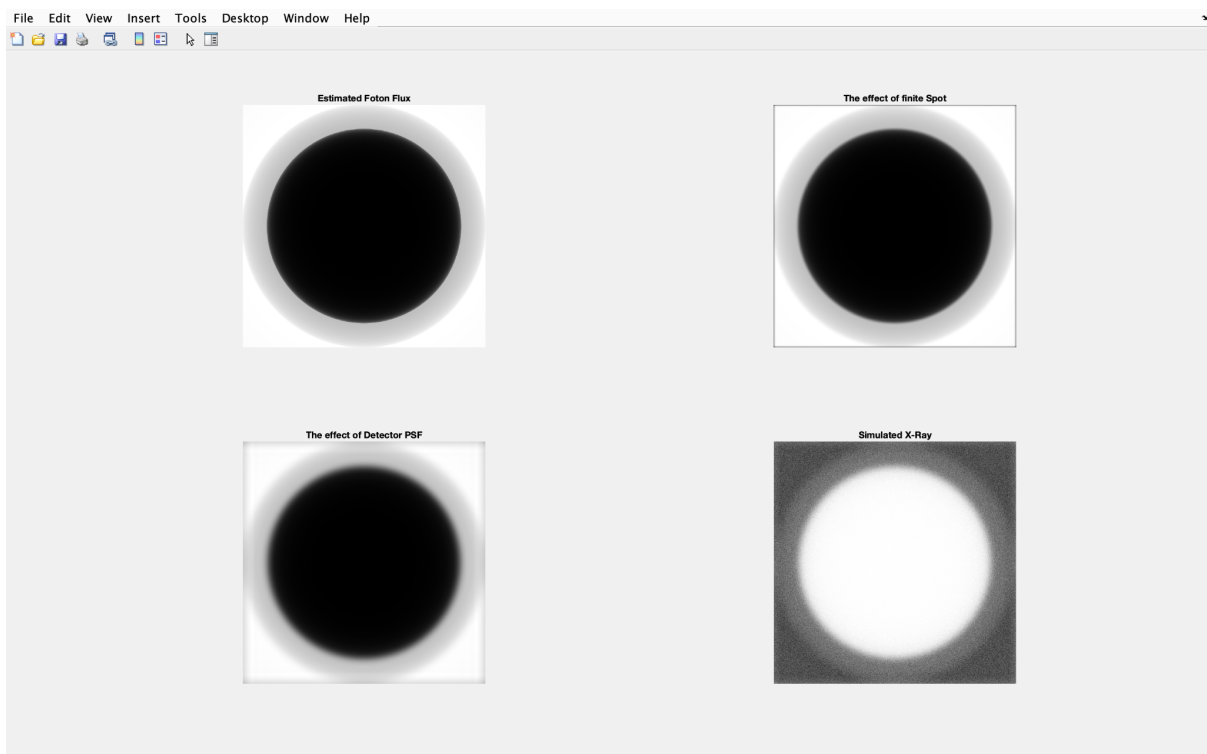


Figura 5.4 Resultados de la Simulación 4

6. Discusión

6.1 Beneficios de Realizar Simulaciones para Probar los Efectos en los Cambios de Configuración de los Diseños

Los beneficios principales de realizar las simulaciones probando efectos en los cambios de configuraciones de los diseños es que nos permite explorar los efectos de varios parámetros y condiciones en los datos resultantes sin tener que realizar experimentos reales, evitando un daño, tanto a los equipos, como a las personas que realizan y se someten a estas pruebas, teniendo además, por aspectos logísticos, iterativos y de recursos, un menor impacto económico que si se realiza físicamente.

6.2 ¿Cuál es la mejor configuración para detectar la microcalcificación?

La mejor configuración para detectar la microcalcificación fue la primera simulación seguida de la tercera. A comparación con las otras, el factor que se considera más determinante para obtener la mejor vista a la microcalcificación es la distancia entre la fuente y el detector y la distancia entre el centro del tejido desde la fuente. Con esto se puede cambiar la distancia de la imagen y poder encontrar un rango en donde se aprecie la microcalcificación. Otro factor importante es el flujo de fotones. En la primera y tercera simulación se usó el mismo valor de 1×10^8 mientras que las otras simulaciones tenían un valor exponencial mayor a este mostrando menor calidad en la imagen.

6.3 ¿Cuál es la mejor configuración que muestra el mayor contraste a *noise ratio*?

Simulación 1, a pesar de tener un CNR más bajo que la simulación 4, se puede observar la microcalcificación, y a excepción de la simulación 2 y 3, se puede identificar la microcalcificación con nitidez.

7. Conclusiones

Azul Sofia Moctezuma Enriquez: La práctica fué de utilidad para observar cambios en los distintos parámetros que arroja el código de Matlab para la visualización de imágenes al modificar y realizar cambios en la distancia de la fuente al detector, el tamaño del punto, el flujo de fotones y el tamaño de los huesos para poder observar cómo van cambiando entre experimentaciones los flujos de fotones, efectos del punto finito y del detector en función de dispersión de puntos y como tal la simulación en los rayos X. En cuanto a las relaciones de señal-ruido y contraste-ruido (SNR y CNR) nos permitió entender la información que nos proporciona sobre la calidad de la imagen, optimización de parámetros y las técnicas de adquisición para mejorar la calidad. Gracias a este procesamiento que se realizó podemos desarrollar observaciones y análisis de forma computacional, es decir, no es necesario realizar prácticas personales que puedan llegar a afectaciones de salud o económicas.

Diego Alejandro De la Barreda Martínez: En esta práctica se observa una simulación en una imagen de rayos-X cambiando los parámetros de distancia entre la fuente, el flujo de fotones y el tamaño de la calcificación. Con estas modificaciones en los parámetros se observa que lo más importante al momento de detectar la calcificación es la distancia que existe entre la fuente, el tejido y el detector, así como el flujo de fotones emitidos. Esto

debido a que se afecta el tamaño de la imagen con las distancias afectando la visión de la microcalcificación y mientras exista un mayor flujo de fotones se emite más energía haciendo que la relación de señal-ruido mejore pero baje la calidad de la imagen. Gracias al código de matlab se puede calcular la SNR y CNR mejorando la relación entre el ruido de fondo y contraste de la imagen, mientras mayor sean estas estimaciones se verá mejor resolución espacial y por consecuencia se ilustrará mejor la imagen. Esta práctica aporta conocimientos para el ámbito clínico al momento de realizar exámenes a pacientes. Saber los correctos parámetros y posicionamiento de la persona ayuda a hacer el mínimo de pruebas y no exponer al paciente a múltiples intentos.

Alexa María de León Durán: Este laboratorio se centró principalmente en el funcionamiento de la toma de imágenes de rayos X, específicamente en el modelado de un sistema de imágenes médicas utilizando la radiación como medio para detectar tejidos en el cuerpo. A través de la metodología implementada, se logró simular el flujo de fotones de rayos X que llegan a un detector desde una fuente, y se calculó la atenuación de los fotones en diferentes tipos de tejido y el efecto que pueden tener en la imagen proyectada. Además, se aplicó la Transformada de Fourier para obtener la función de transferencia de modulación del sistema (MTF) y se agregó ruido Poisson a la imagen simulada para calcular el SNR y CNR de la misma. Este tipo de estudio aporta información relevante para entender el funcionamiento de los sistemas de imágenes médicas y cómo se pueden simular para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas en diagnósticos médicos.

Juan Luis Flores Sánchez: Con base en la práctica realizada, fue posible reforzar y poner en práctica los conocimientos teóricos y prácticos de sistemas de obtención y transformación de imágenes, relacionándolos con tópicos como los fundamentos físicos, matemáticos y de análisis de señal para la obtención de imágenes de Rayos X, transformada de Fourier, función de transferencia de modulación del sistema (MTF), SNR, CNR, así como algunos aspectos biológicos de anatomía y fisiología. De esta manera, utilizando un modelo de Rayos X, artificial (desarrollado en computadora) pero, de acuerdo con eventos que se presentan en la realidad, fue posible comprender y dimensionar el procesamiento de imágenes, los aspectos que intervienen en la calidad de una imagen, el contraste y discernimiento entre cuál es una mejor imagen para el diagnóstico médico, representando un menor nivel de incertidumbre al momento de identificar enfermedades. Para ello, fue necesario la utilización de herramientas computacionales como MATLAB, así como un claro entendimiento de sus comandos, funciones y el orden de aplicación de las mismas.

Daniela Alejandra Valdes Torres: La práctica que se realizó, nos ayudó a poder aplicar los conocimientos teóricos y prácticos con la herramienta de MATLAB y con esto identificar que la transformada de Fourier tiene un papel muy importante en la realización de cálculos para la aplicación de imágenes y cómo con estas herramientas pueden definirse de igual forma distintas funciones como MTF, SNR y CNR para la definición de las imágenes en las que también fue importante observar cómo es que los fotones son una pieza clave para la detección de esta radiación en los tejidos. Con las funciones de dispersión Gaussiana fue muy importante debido a que nos ayudó a identificar en la imagen el flujo de los fotones y con esto el la

capacidad de simular los puntos finitos en los rayos X en el detector. Por último con las simulaciones se pudieron utilizar diferentes variables y funciones en las que los modelos matemáticos hicieron posible el poder dimensionar estas imágenes, y hacer análisis a estas imágenes así como también realizarles cambios para una mejor visualización.

8. Referencias

- [1]. Bushong, S. (2008). *Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica. (9ª ed.)*. Elsevier. ISBN 978-84-8086-636-1.
- [2]. National Institute of Standards and Technology. (2023). Bone Cortical. Abril 13, 2023. Recuperado de: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/bone.html>.
- [3]. National Institute of Standards and Technology. (2023). Calcium sulfate. Abril 13, 2023. Recuperado de: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/calcium.html>.
- [4]. National Institute of Standards and Technology. (2023). Tissue, Soft. Abril 13, 2023. Recuperado de: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/tissue.html>.
- [5]. National Institute of Standards and Technology. (2023). X-Ray Mass Attenuation Coefficients. Abril 13, 2023. Recuperado de: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>
- [6]. Pickford Scienti OLP, Bamber JC, Darambara DG. CdTe Based Energy Resolving, X-ray Photon Counting Detector Performance Assessment: The Effects of Charge Sharing Correction Algorithm Choice. *Sensors (Basel)*. 2020 Oct 27;20(21):6093. doi: 10.3390/s20216093. PMID: 33120903; PMCID: PMC7663711. Abril 13, 2023. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7663711/>

9. Anexos

Anexo 1. Script de MATLAB (“X_ray_Simulation_All.m”)

%% BI2007B Análisis de Sistemas de Imagenología

%% Equipo PEGASO

% r is the distance between the center of the detector
to any point in the film

% the rect equation

% $rs = x \cdot r / 100$

%X1 intesection between rect and circle

$x = (500 (1600 - \sqrt{5} \sqrt{2000 - 51 r^2})) / (r^2 + 10000)$

%X2 intesection between rect and circle

$x = (500 (\sqrt{5} \sqrt{2000 - 51 r^2} + 1600)) / (r^2 + 10000)$

% Compute distance between points pitagoras

%%%%%%%%%%%%Constants

% Total Number of photons reaching the detector

No = 1.0e10;

% tissues radius (cm)

Ro = 2.5; %Soft tissue

Rh = 2.0; %Bone

Rm = 0.025; %Micro Calcification

% tissue atenuation (per cm)

m_s = 0.1; % Soft

m_h = 1.50; % Bone

m_m = 5.0; %Calcification

% Detector size (cm)

Lo = 6;

%Detector size in pixels

N= 1000;

%Distance between source and detector (cm)

D = 30;

% Center of soft tissue from source (cm)

Z = 25;

% Y Center of microcalcification from source (cm)

Ym = 1.75;

%Quantum efficiency

Q = 0.01;

%spot size (cm)

ss = 0.25;

%Sigma Detector PSF

sdet = 0.1;

%%%%%%%%%%%%Code

detector = ones(N) * No * Q / (N * N);

pixels_per_cm = N / Lo;

for i = 1:N

 for j = 1:N

 x = (j - N/2) / pixels_per_cm;

 y = (N/2 - i) / pixels_per_cm;

```

r = sqrt(x^2+y^2);
dis = D^4 * Ro^2 + D^2 * r^2 * Ro^2 - D^2* r^2 *
Z^2;
dis2 = D^4 * Rh^2 + D^2 * r^2 * Rh^2 - D^2* r^2 *
Z^2;
xm = x;
ym = y-D/Z*Ym;
rm = sqrt(xm^2+ym^2);
dis3 = D^4 * Rm^2 + D^2 * rm^2 * Rm^2 - D^2* rm^2 *
Z^2;

if (dis>0)
x1 = (D^2*Z - sqrt(dis))/(r^2 + D^2);
x2 = (D^2*Z + sqrt(dis))/(r^2 + D^2);
r1 = x1*r/D;
r2 = x2*r/D;
lon = sqrt((x1-x2)^2+(r1-r2)^2);
lon2 = 0;
lon3 = 0;
    if (dis2 > 0)
x1 = (D^2*Z - sqrt(dis2))/(r^2 + D^2);
x2 = (D^2*Z + sqrt(dis2))/(r^2 + D^2);
r1 = x1*r/D;
r2 = x2*r/D;
lon2 = sqrt((x1-x2)^2+(r1-r2)^2);
    end
    if (dis3 > 0)

```

```

x1 = (D^2*Z - sqrt(dis3))/(rm^2 + D^2);
x2 = (D^2*Z + sqrt(dis3))/(rm^2 + D^2);
r1 = x1*r/D;
r2 = x2*r/D;
lon3 = sqrt((x1-x2)^2+(r1-r2)^2);
end

total =
exp(-m_s*(lon-lon2-lon3)-m_h*lon2-m_m*lon3);
    detector(i,j) = total*detector(i,j);
end

coscubtheta = power(D/sqrt(r^2+D^2),3);
detector(i,j) = detector(i,j)*coscubtheta;
end

end

figure(1)
subplot(2,2,1);
imshow(detector,[]);
title("Estimated Foton Flux");
rdspot = (D-Z)/Z*ss;
rdpixspot = rdspot*pixels_per_cm;
imagespot = fspecial('disk',rdpixspot);
xrayimage = conv2(detector,imagespot,'same');
subplot(2,2,2);
imshow(xrayimage,[]);
title("The effect of finite Spot");

```

```

detectorPSF =
fspecial('gaussian',round(2.5*sdet*pixels_per_cm),sdet*
pixels_per_cm);
F = fft2(xrayimage);
H = abs(fft2(detectorPSF,N,N));
xrayimage = abs(ifft2(F.*H));
subplot(2,2,3);
imshow(xrayimage,[]);
title("The effect of Detector PSF");
xrayimage = poissrnd(xrayimage);
imresize(xrayimage,0.25);
subplot(2,2,4);
imshow(-(xrayimage),[]);
title("Simulated X-Ray");
% SNR CNR
mean_hueso=0;
mean_soft=0;
var_hueso=0;
var_soft=0;
area_hueso=0;
area_soft=0;
for i = 1:N
    for j = 1:N
        x = (j-N/2)/pixels_per_cm;
        y = (N/2-i)/pixels_per_cm;
        r = sqrt(x^2+y^2);

```

```

        dis = D^4 * Ro^2 + D^2 * r^2 * Ro^2 - D^2* r^2 *
Z^2;
        dis2 = D^4 * Rh^2 + D^2 * r^2 * Rh^2 - D^2* r^2 *
Z^2;
        if (dis>0)
            if (dis2 > 0)
                mean_hueso = mean_hueso + xrayimage(i,j);
                var_hueso = var_hueso + xrayimage(i,j).^2;
                area_hueso = area_hueso + 1;
            end
            if (dis2 < 0)
                mean_soft = mean_soft + xrayimage(i,j);
                var_soft = var_soft + xrayimage(i,j).^2;
                area_soft = area_soft + 1;
            end
        end
    end
end
mean_hueso = mean_hueso/area_hueso;
mean_soft = mean_soft/area_soft;
var_hueso = var_hueso/area_hueso - mean_hueso.^2;
var_soft = var_soft/area_soft - mean_soft.^2;
SNR = mean_soft/sqrt(var_soft);
CNR = (mean_soft-mean_hueso)/sqrt(var_soft);

```