



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Análisis de datos aplicado a la caracterización y
segmentación de tumores benignos en mamografías.

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA

por

Erick Ruíz Sánchez

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández / M.C. Margarita Amaro Aranda

Puebla Pue.
Agosto 2024



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

Análisis de datos aplicado a la caracterización y segmentación de tumores benignos en mamografías.

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

LICENCIADO EN FÍSICA

por

Erick Ruíz Sánchez

Asesorado por

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández / M.C. Margarita Amaro Aranda

Puebla Pue.
Agosto 2024

Título: Análisis de datos aplicado a la caracterización y segmentación de tumores benignos en mamografías.

Estudiante: ERICK RUÍZ SÁNCHEZ

COMITÉ

Dr. Lucio Fidel Rebolledo Herrera
Presidente

Dr. Ricardo Agustin Serrano
Secretario

Dr. Juan Moises Arredondo Velazquez
Vocal

Dr. Eduardo Moreno Barbosa
Vocal

Dr. Cristian Heber Zepeda Fernández / M.C. Margarita Amaro Aranda
Asesor

Dedicatoria

A mi madre, a quien le debo la vida entera. Este logro académico es producto del gran trabajo, esfuerzo y sacrificios que haces todos los días para brindarme una educación de calidad. Te agradezco por ser mi guía, brindarme día a día todo tu amor y tus sabios consejos. Tu ejemplo constante es mi inspiración, tengo una responsabilidad muy grande al tenerte como ejemplo.

Gracias mamá por todo.

Agradecimientos

No tengo palabras para expresar lo feliz y agradecido que estoy con mi familia, por su amor y su incondicional apoyo en cada una de las decisiones a lo largo de mi vida. A mi madre María Teresa Sánchez y mi hermano Salvador Motolinia, quienes han estado conmigo tanto en las buenas como en las malas, han sido testigos de mis éxitos pero también de mis fracasos, juntos los tres nos apoyamos y queremos enormemente, pero en especial a mi madre que ha dado todo por nosotros, muchas gracias. A mis tías: Adriana Sánchez, Gabriela Sánchez, Yolanda Sánchez que sin su apoyo esto no sería posiblemente, agradezco todo el amor y apoyo que me han brindado siempre. De igual manera agradezco a mis primas y primos de la Familia Sánchez. Agradezco y dedico este logro también a mis abuelos Guadalupe Sánchez y Teresa Gomez, pilares de esta familia y a quienes recordamos con mucho cariño.

Estoy sumamente agradecido con mi segunda familia, es decir, con mis amigos: Maya Peregrina, Ximena Díaz, Aranza Mastache, Alejandra Salinas, Ximena Romero, Carla Ascencio, Ixcalli Tobar, Catalina Manzano, Itzel Perez, Hannia Mejía, Jennifer Benitez, Ana Sánchez, Keren López, Yuridia Flores, Laura García, Paola García, Monserrat Teran, Shareny Vázquez, Brenda Coronado, Vianey Salto, Zurisadai Escobar, Alondra Barragán, Danna García, Michell Chavez, Susene Ceja, Triana Barroso, Jacqueline Palafox, Diego de Alba, Oscar Toriz, Juan Carlos Hernández, Iñigo Cortes, Pablo Reyes, Arturo Rojas, Josue Monarca, Jesús Ramírez, Jose Daniel de los Santos, Christopher Cabrera y demás amigos que faltan por mencionar, por todas las aventuras, experiencias, aprendizajes, risas, entrenamientos pero principalmente por todo el apoyo que me ha brindado cada una de estas personas.

Agradezco a mis profesores de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la BUAP, por los conocimientos que me impartieron para lograr una educación científica, pero también agradezco al Instituto Educares y al Colegio México de Tehuacán, porque son las bases de mi formación académica y valores, y quienes siempre me impulsaron a ser mejor día a día. Agradezco a las Químicas pertenecientes al Colegio de Profesionistas del Laboratorio Clínico Tehuacán, A.C., por su total confianza depositada en mi a lo largo de los años. Agradezco a mis entrenadores, Rubieth Bravo, Jeronimo Alcaide y Gonzalo Sánchez, por las oportunidades y aprendizajes que me brindaron. Agradezco también al Dr. Heber Zepeda por aceptarme para realizar este trabajo de tesis de licenciatura bajo su dirección, además agradezco al cuerpo académico del área de Física Médica de la BUAP.

Aún falta mencionar personas que me han apoyado en algún punto de mi vida y que han confiado en mi, pero saben que estoy agradecido con cada uno de ellos.

Gracias a todos.

Resumen

Este proyecto de investigación tiene como intención realizar un análisis estadístico de los tumores benignos en mama, con el fin de poder caracterizar cuantitativamente dichas anomalías a partir de los valores de intensidad emitidos por los píxeles en el estudio de mamografía. Además, de generar una segmentación más detallada de la anomalía reportada a través de valores estadísticos para las intensidades de los píxeles que representen a los tumores benignos de mama.

Para ello, se obtuvieron sesenta y cuatro imágenes mamográficas de la Sociedad de Análisis de Imágenes Mamográficas (MIAS) y setecientas ochenta y cinco imágenes mamográficas de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM), con el objetivo de realizar un procesamiento de imágenes y un análisis de datos de dichas imágenes.

Finalmente se obtuvieron valores estadísticos que logran caracterizar a los tumores benignos en mama en función de la intensidad de los píxeles que estos presentan en la mamografía. Además, dichos valores también son de acuerdo a las características cualitativas de las anomalías reportadas por cada una de las bases de datos.

Segmentar el tumor benigno a partir de los valores resultantes nos permite separar la masa tumoral del resto del tejido mamario.

Palabras clave: *Agrupación, análisis de datos, caracterización, distribución, estadística, mama, mamografía, patología, segmentación, tumor benigno.*

Índice general

Dedicatoria	v
Agradecimientos	vii
Resumen	ix
1. Introducción	1
1.1. Estado del arte	1
1.2. Hipótesis	2
1.3. Objetivos	2
1.3.1. Objetivos específicos	2
1.4. Estructura de la Tesis	2
2. Fundamentos teóricos	5
2.1. Anatomía de la mama femenina	5
2.1.1. Histología de la mama femenina	5
2.1.2. Anatomía macroscópica de la mama femenina	6
2.2. Patología mamaria	7
2.3. Mamografía	9
2.3.1. Indicaciones de la mamografía	9
2.3.2. Mamografía analógica y digital	10
2.3.3. Proyecciones	10
2.3.4. Complejidades	12
2.3.5. Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS)	13
2.3.6. Biopsia	13
2.4. Rayos X	14
2.4.1. Emisión de rayos X	15
2.4.2. Espectro del haz de rayos X	15
2.4.3. Interacción de los rayos X con la materia.	16
2.4.4. Compresión	22
2.5. Equipos mamográficos	23
3. Metodología	25
3.1. Preprocesamiento	26
3.2. Segmentación de masas	26
3.3. Agrupación	28

3.4. Valores estadísticos y aplicación de restricciones	28
4. Resultados	31
4.1. Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.	31
4.1.1. Análisis de datos para mamografías provenientes de la base de datos MIAS.	31
4.1.2. Análisis de datos para mamografías provenientes de la base de datos DDSM	31
4.2. Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.	38
4.2.1. Casos en las cuales los resultados de análisis de imágenes concuerdan con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos.	38
4.2.2. Casos donde los hallazgos del análisis de imágenes coinciden con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos DDSM, sin embargo, se ha detectado un potencial candidato a anomalía.	42
4.2.3. Casos en los que el análisis de imágenes no reveló ninguna anomalía en la región de interés, pero sí identificó un potencial candidato a anomalía.	45
4.2.4. Casos con la restricción: el valor principal menos un sigma.	49
Conclusión	52
5. Conclusión	53
A. Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos MIAS.	57
A.1. Agrupación Grasa de MIAS	57
A.2. Agrupación Graso-glandular de MIAS	58
A.3. Agrupación Denso-glandular de MIAS	58
B. Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.	59
B.1. Agrupación Densidad de DDSM	59
B.2. Agrupación Sutileza de DDSM	59
B.3. Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM	63
C. Gráficas de dispersión de los valores estadísticos obtenidos por agrupaciones.	65
C.1. Agrupación Sutileza de DDSM	65
C.2. Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM	66
Bibliografía	69

Índice de figuras

2.1. Anatomía de la mama.	6
2.2. (a) Frecuencia de los padecimientos benignos de la mama[1]. (b) Gráfica de padecimientos mamarios benignos por edades[1].	9
2.3. Ejemplo de proyección CC de ambas mamas extraída del caso A-1271-1, volumen benign_02 de DDSM.	11
2.4. Ejemplo de proyección MLO de ambas mamas extraída del caso A-1271-1, volumen benign_02 de DDSM.	11
2.5. Clasificación BI-RADS[2].	13
2.6. Rayos X dentro del espectro electromagnético[3].	14
2.7. Tubo de rayos X[3]	15
2.8. Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp)[3].	16
2.9. Dependencia del coeficiente lineal de atenuación de rayos X, μ , de la energía de rayos X[4].	17
2.10. Dependencia del contraste de la imagen de la energía de los rayos X.[4].	18
2.11. Efecto fotoeléctrico	19
2.12. Probabilidad de interacción por Efecto fotoeléctrico	20
2.13. Dispersión Compton	21
2.14. Probabilidad de interacción por Dispersión Compton	21
2.15. Efecto del grosor de la mama y del diámetro del campo de rayos X en la SPR.	22
2.16. Mastógrafo.	23
3.1. Diagrama general de la metodología.	25
3.2. Caso clínico A-1688-LEFTCC de DDSM con proyección craneocaudal de mama izquierda.	27
3.3. Histograma de frecuencia y distribución gaussiana del caso C-0335-LEFTMLO de DDSM.	28
3.4. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subclasificación: Lesión 4 según BI-RADS para DDSM con proyección mediolateral oblicua.	29
3.5. Intervalo de valores de intensidad considerado para el análisis de datos.	30
4.1. Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación densidad para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.	34

4.2.	Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación densidad para valores promediados de DDSM.	35
4.3.	Gráfica de dispersión con todos los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de las agrupaciones de acuerdo a su proyección de DDSM.	36
4.4.	Gráfica de dispersión con todos los valores promedios obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de las agrupaciones de DDSM.	37
4.5.	(a) Mamografía recortada con el registro A-1380-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1380-LEFTMLO de DDSM.	39
4.6.	(a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro A-1380-LEFTMLO de DDSM. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO.	39
4.7.	(a) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO.	40
4.8.	(a) Mamografía recortada con el registro C-0385-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía C-0385-LEFTCC de DDSM.	41
4.9.	(a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro C-0385-LEFTCC de DDSM. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC.	41
4.10.	(a) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC.	42
4.11.	(a) Mamografía recortada con el registro A-1435-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1435-RIGHTCC de DDSM.	43
4.12.	(a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro A-1435-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro A-1435-RIGHTCC.	43
4.13.	(a) Mamografía recortada con el registro B-3424-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía B-3424-LEFTCC de DDSM.	44
4.14.	(a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro B-3424-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para nivel de Lesión 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro B-3424-LEFTCC.	45
4.15.	Subimagen de la mamografía original con registro A-1568-LEFTCC de DDSM.	46
4.16.	(a) Mapa de intensidades de la mamografía A-1568-LEFTCC de DDSM. (b) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con registro A-1568-LEFTCC de DDSM.	46
4.17.	(a) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 1 y proyección craneocaudal de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 2 y proyección craneocaudal de DDSM de la paciente con el registro A-1568-LEFTCC.	47

4.18. (a) Subimagen de la mamografía original con registro A-1386-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1386-LEFTMLO de DDSM.	48
4.19. (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro A-1386-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 1 y proyección mediolateral oblicua de DDSM de la paciente con el registro A-1386-LEFTMLO.	48
4.20. (a) Subimagen de la mamografía original con registro C-0305-RIGHTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía C-0305-RIGHTMLO de DDSM.	49
4.21. (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro C-0305-RIGHTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección mediolateral oblicua de DDSM de la paciente con el registro C-0305-RIGHTMLO.	50
4.22. (a) Subimagen de la mamografía original con registro A-1394-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1394-RIGHTCC de DDSM.	51
4.23. (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro A-1394-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección craneocaudal de DDSM de la paciente con el registro A-1394-RIGHTCC.	51
A.1. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Grasa para MIAS. . .	57
A.2. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Graso-glandular para MIAS.	58
A.3. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Denso-glandular para MIAS.	58
B.1. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 1 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	59
B.2. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 2 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	60
B.3. Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 3 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	60

B.4.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la suagrupación: Densidad 4 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	60
B.5.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 1 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	61
B.6.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 2 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	61
B.7.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 3 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	61
B.8.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 4 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	62
B.9.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 5 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	62
B.10.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 2 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	63
B.11.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 3 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	63
B.12.	Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 4 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.	64
C.1.	Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación sutileza para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.	65
C.2.	Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación sutileza para valores promediados de DDSM.	66
C.3.	Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación lesión para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.	66

C.4. Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación lesión para valores promediados de DDSM. . . 67

Índice de tablas

4.1. Tabla de valores estadísticos principales mínimos y máximos obtenidos para las intensidades de los píxeles respecto a cada una de las agrupaciones de la base de datos DDSM. 33

Capítulo 1

Introducción

Actualmente la mamografía es uno de los métodos imagenológicos más importantes para la detección temprana y oportuna, tanto de lesiones benignas como malignas, especialmente enfocada en estas últimas para la detección del cáncer de mama. La mamografía es la única técnica de cribado que ha demostrado reducir la mortalidad por cáncer de mama.

La mayoría de las investigaciones científicas están enfocadas en el estudio de la patología mamaria maligna, sin embargo el estudio de la patología benigna ya sea tumoral como de tipo inflamatorio es de suma importancia. Identificar los tumores benignos de mama a partir de sus características cualitativas ha sido una herramienta muy útil para el radiólogo al momento de emitir una interpretación, sin embargo describir este tipo de anomalías con base en sus características cuantitativas ayudará a tener interpretaciones más precisas y tratamientos médicos puntuales, además de la posibilidad de poder corroborar las características cualitativas a partir de las características cuantitativas de las masas tumorales.

1.1. Estado del arte

La continua mejora o búsqueda de nuevos métodos de detección de anomalías en las glándulas mamarias de las pacientes así como métodos de diagnóstico para un correcto seguimiento clínico han permitido el surgimiento de nuevas investigaciones en las distintas ramas como lo son Física y Medicina. Existen trabajos de investigación recientes que están estrechamente ligados a este proyecto de investigación, como lo son por ejemplo: Zepeda C. et al. en su investigación "Tumor and microcalcification characterization using Entropy, Fractal Dimension and intensity values statistical analysis in a mammography"[5] realiza una metodología similar a la presentada en este trabajo de investigación, en la cual se enfocan en lograr diferenciar el tejido sano del tejido tumoral, llegando a la conclusión que los tejidos tumorales tienen una intensidad de brillo mayor a 0.7 en un rango de 0 a 1. Sin embargo, el estudio anterior se enfoca en mamografías que presentan calcificaciones en las mamas de las pacientes mientras que este trabajo de investigación se enfoca en mamografías con tumores benignos de mama, por lo cual se puede hacer una comparativa directa con los resultados de esta investigación.

Dong M. et al. en su artículo publicado en 2015 con el título "An Efficient Approach for Automated Mass Segmentation and Classification in Mammograms"[6] presenta un

método automatizado para segmentar y clasificar masas en mamografías para diagnóstico de cáncer de mama, el cual tiene una alta precisión (97.73 %) empleando la clasificación forestal aleatoria, superando a otros clasificadores actuales.

Además Yébenes B. en su investigación "Realce de imágenes mamográficas mediante técnicas basadas en histograma para su clasificación por medio de redes neuronales convolucionales"[7] estudia la influencia de las técnicas de realce de imágenes en tejido mamario y tumoraciones mamarias, con el objetivo de obtener un algoritmo de realce que forme parte del sistema CAD (Computed Aided Diagnosis) para mejorar la detección y clasificación de microcalcificaciones y masas.

De igual manera, Dorantes J. en su tesis de licenciatura titulada como "Cálculo de dimensión fractal y entropía en tumores benignos y malignos"[8] estudió si la entropía de Shannon y la dimensión fractal podrían ser variables que logren hacer una diferencia cuantificable entre los tumores benignos y los tumores malignos en mama.

1.2. Hipótesis

A partir de un análisis de datos en mamografías se puede caracterizar cuantitativamente a los tumores benignos de mama de acuerdo a la intensidad de sus píxeles.

1.3. Objetivos

- Caracterizar a los tumores benignos mamarios de acuerdo a la intensidad de sus píxeles en la mamografía.

1.3.1. Objetivos específicos

- Relacionar las características cualitativas con las características cuantitativas buscadas en este trabajo para la fácil detección y descripción de un tumor benigno mamario en función de la intensidad de los píxeles de la imagen mamográfica.
- Generar mapas de intensidad con restricciones que nos permita diferenciar las anomalías con respecto del tejido mamario restante en función de la intensidad de los píxeles.
- Demostrar matemáticamente si los reportes clínicos de las anomalías registradas por las bases de datos son correctos o incompletos de acuerdo a criterios y resultados de la metodología empleada.

1.4. Estructura de la Tesis

En el capítulo dos se presentan los fundamentos teóricos necesarios para la comprensión de este trabajo de investigación. Se comienza explicando los conceptos del área médica tales como la anatomía de la mama femenina, patología mamaria, mamografía y los conceptos más importantes de este último. Se continúa exponiendo los conceptos más importantes relacionadas a este trabajo de investigación por parte de la rama de la Física, tales como rayos X, interacción de los rayos X con la materia, entre otros.

El capítulo tres explica la metodología empleada en este proyecto de investigación. El proyecto se dividió en 4 principales etapas: 1) preprocesamiento de imágenes, 2) segmentación de masas, 3) agrupación, 4) valores estadísticos y aplicación de restricciones. Por lo cual se explica el proceso que implicó cada una de las etapas expuestas.

El capítulo cuatro expone los resultados obtenidos, para ello se muestra una tabla y diversos gráficos para presentar los resultados y dar una interpretación de ellos. Además, se exponen casos de mamografías con resultados interesantes que se obtuvieron en el transcurso de la metodología, así como sus respectivas aplicaciones.

Finalmente en el capítulo cinco se exponen las conclusiones de este proyecto de investigación. En la parte final de este trabajo de tesis, se añade un anexo que contiene gráficos con los resultados más importantes.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1. Anatomía de la mama femenina

2.1.1. Histología de la mama femenina

Las glándulas mamarias o mamas, son una característica distintiva de los mamíferos. Son órganos estructuralmente dinámicos, que varían según la edad, el ciclo menstrual y el estado reproductivo de la mujer[9].

Hasta la pubertad, las glándulas mamarias tanto femeninas como masculinas se desarrollan de un modo similar. Al comenzar la pubertad en los varones, la testosterona actúa sobre las células mesenquimáticas para inhibir el crecimiento adicional de las glándulas mamarias. En la misma época en la mujeres, las mamas siguen desarrollándose por la acción hormonal de los estrógenos y la progesterona. Los estrógenos estimulan el desarrollo adicional de las células mesenquimatosas. La glándula mamaria aumenta de tamaño, sobre todo por la proliferación del tejido adiposo interlobulillar. Los conductos se extienden y se ramifican hacia la estroma de tejido conjuntivo en expansión[9].

La mama femenina adulta contiene elementos glandulares y ductales, un estroma que consta de tejido fibroso el cual une a los lóbulos individuales entre sí, y tejido adiposo dentro y entre los lóbulos[10].

Cada mama tiene de 12 a 20 lóbulos cónicos. La base de cada uno está muy cerca de las costillas. El vértice, que contiene el principal conducto excretor del lóbulo, se encuentra a profundidad por debajo de la areola y el pezón. A su vez, cada lóbulo se forma de un grupo de lobulillos. Los lóbulos contienen diversos conductos galactóforos o mamarios que se unen para formar un conducto principal que drena a los lóbulos a medida que discurren hacia el complejo areolapezón. Cada uno de los conductos principales se amplía para formar una ampolla a medida que corre hacia la areola y después se estrecha para formar una abertura individual en el pezón. Los lóbulos se mantienen en su lugar por medio de una red de tejido areolar graso laxo. El tejido graso aumenta hacia la periferia del lóbulo, lo que le da a la mama su volumen y forma hemisférica[10].

Alrededor de 80 a 85 % de la mama normal se compone de tejido adiposo. Los tejidos mamarios se encuentran unidos a piel suprayacente y al tejido subcutáneo por medio de bandas fibrosas[10].

Las glándulas mamarias están unidas con firmeza a la dermis de la piel que las recubre, en especial por ligamentos cutáneos consistentes, los ligamentos suspensorios[11]. Estas

bandas fasciales —los ligamentos de Cooper— sostienen a la mama en su posición erguida sobre la pared torácica. Dichas bandas se pueden distorsionar a causa de un tumor, lo que produce hoyuelos patológicos en la piel[10].

2.1.2. Anatomía macroscópica de la mama femenina

La prominencia de la mama femenina característicamente forma un contorno casi hemisférico a cada lado de la pared torácica, extendiéndose justo por debajo del nivel de la segunda costilla en dirección inferior y hasta la sexta o séptima costilla. Por lo general, la prominencia mamaria se sitúa entre el borde esternal lateral y el pliegue axilar anterior. El tejido mamario se extiende a lo largo de un área anatómica más amplia que la prominencia mamaria evidente. La porción superior del tejido emerge de manera gradual de la pared torácica por debajo de la clavícula, mientras que los bordes lateral e inferior se encuentran mejor definidos. La porción principal del tejido mamario se localiza por encima del músculo pectoral mayor y se proyecta en dirección lateral y ventral para formar la cola de Spence. Porciones más pequeñas de tejido mamario se extienden en dirección lateral e inferior para permanecer superficialmente sobre los músculos serrato anterior y oblicuo externo, y en dirección caudal hasta el recto del abdomen. La cola de Spence es una porción de tejido mamario triangular en forma de lengüeta que se extiende en dirección superior y lateral hacia la axila, perforando la fascia axilar profunda e ingresando en la axila, donde termina en cercana proximidad de los ganglios y vasos linfáticos axilares, así como de los vasos sanguíneos y nervios axilares[10].

La pared torácica está especialmente bien provista de características visibles y/o palpables de gran utilidad en su exploración y en la de las vísceras subyacentes. Las costillas y los espacios intercostales, contando a partir de la 2.a costilla al nivel del ángulo del esternón, proporcionan la latitud. La clavícula, los pezones, los pliegues de la axila, las escápulas y la columna vertebral proporcionan la longitud[11].

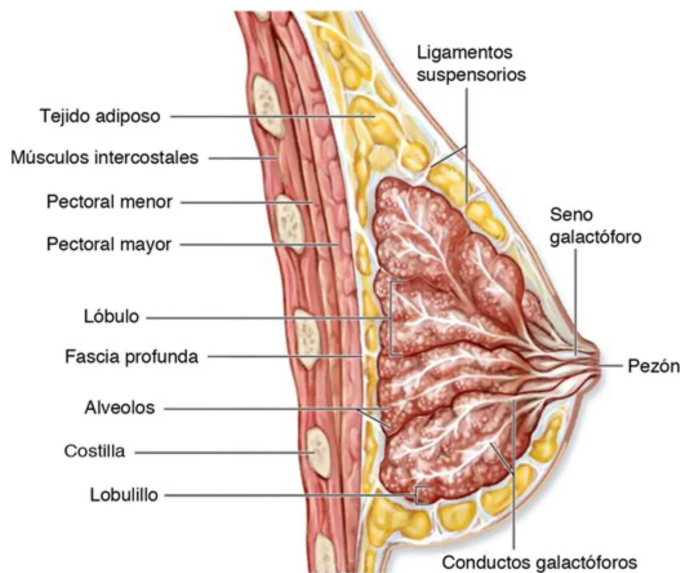


Figura 2.1: Anatomía de la mama.

Las glándulas mamarias son glándulas sudoríparas modificadas; por consiguiente, no tienen ni cápsula ni vaina. El contorno redondeado y la mayor parte del volumen de las mamas se deben a la grasa subcutánea, excepto durante el embarazo, cuando crecen las glándulas mamarias y se forma nuevo tejido glandular[11].

2.2. Patología mamaria

Si se hace una revisión histórica de la patología mamaria se pueden encontrar datos de ésta desde hace más de 5 000 años. El escrito más antiguo proviene de Egipto, es el Papiro de Edwin Smith, entre 3 000 y 2 500 años antes de Cristo, en él ya se mencionan casos de tumores y úlceras de las mamas. Otro es el Papiro de Ebers del año 1500 a. C., donde se relata el tratamiento de un tumor adiposo de la mama. Años después fue Galeno, en el siglo II, quien mencionó el cáncer de mama como un “cangrejo que se agarra a los tejidos” (cáncer, “cangrejo”). De ahí la terminología de cáncer para los tumores malignos de mama o de cualquier otra localización[12].

Una masa es un estructura tridimensional que tiene, total o parcialmente, bordes externos convexos y es evidente en al menos dos proyecciones de la mama. Cuando una masa es sólo vista en una de las proyecciones se le denomina asimetría hasta que un análisis confirme su tridimensionalidad[13].

La densidad de una masa se utiliza para definir la atenuación de los rayos X por la lesión, considerando la atenuación esperada para un volumen de tejido glandular similar. La densidad de una masa puede ser alta, isodensa (igual densidad), baja (baja atenuación, pero no contiene grasa), radiolúcido (contiene grasa)[13].

Los márgenes se refieren a los bordes de una masa, los cuales deben ser cuidadosamente caracterizados debido a que es uno de los criterios más importantes en la determinación de la malignidad o benignidad de una masa[13].

- Circunscrita: Una masa con márgenes bien definidos y demarcados con una abrupta transición entre la lesión y el tejido que lo rodea.
- Microlóbulados: Cuando los márgenes son ondulados con ciclos cortos produciendo pequeñas oscilaciones.
- Mal definidos: En este caso los márgenes están pobremente definidos y son dispersos.
- Espiculados: La lesión se caracteriza por líneas que se irradian desde los márgenes de la masa.

Otra forma de caracterizar las patologías es por la forma que puede tener dicha masa[13]:

- Redonda: Una masa que es esférica, circular o globular.
- Oval: Una masa que es elíptica o en forma de huevo.
- Lobular: Una masa que tiene contornos ondulados.
- Irregular: La forma de la lesión no puede caracterizarse por ninguna de las terminologías descritas anteriormente.

La masa/bulto es el síntoma de presentación más común. Cada síntoma debe traer a la mente un diagnóstico diferencial en función del contexto clínico. Las afecciones benignas predominan en pacientes muy jóvenes y el cáncer de mama se vuelve cada vez más prevalente con la edad. El cáncer no produce signos o síntomas específicos que permitan su distinción fiable respecto de las diversas enfermedades benignas de la mama. A menudo, las anomalías requieren examen clínico completo, estudios de imagen y muestras de tejido (biopsia) para la clasificación definitiva de la enfermedad. En las mujeres asintomáticas, los hallazgos anormales en las imágenes de detección son una causa común de derivación a la clínica mamaria y requerimiento de biopsia de tejido para el diagnóstico.[14]

Las causas específicas de estos síntomas varían con la edad de la paciente. Los trastornos benignos predominan en las premenopáusicas jóvenes, mientras que las tasas de malignidad aumentan conforme la edad avanza.[2]

Se entiende por patología benigna mamaria a un grupo de alteraciones en el tejido mamario las cuales no tienen la capacidad de diseminarse, que responden a mecanismos de tipo hormonal, factores externos como son los hábitos nutricionales y estilos de vida que interactúan entre sí creando un grupo de signos y síntomas muy variados que se manifiestan por dolor mamario, masas, nodularidad, turgencia, irritabilidad, secreción y descarga por el pezón y/o inflamación e infección, que en algunos casos pueden elevar el riesgo de patología mamaria maligna.[15]

Los signos radiológicos de importancia en las tumoraciones son: la forma del tumor, sus bordes, tamaño, densidad, su comportamiento con los tejidos vecinos, la presencia de calcificaciones y sus características, y los signos secundarios[1].

En las lesiones benignas, la forma es redonda u ovalada; los bordes son regulares, nítidos y bien circunscritos, el tamaño es el mismo que la masa palpable, la densidad es homogénea, los tejidos vecinos están desplazados y no infiltrados, las calcificaciones son escasas, aisladas, ampliamente distribuidas, burdas y no existen signos secundarios de malignidad[1].

Los tumores benignos de la glándula mamaria, principalmente los de pequeño tamaño no tendrían mucho interés clínico a no ser por el riesgo de malignidad. En cualquier padecimiento tumoral mamario es obligado descartar tumores malignos, aunque clínicamente tenga caracteres de benignidad[1].

Existen diversos tipos de tumores benignos en mama. A continuación en la figura 2.2(a) se presenta un histograma de frecuencia con los padecimientos benignos de la mama más comunes dentro de la población, mientras que en la figura 2.2(b) se muestra los rangos de edad en que se reportan normalmente la presencia de este tipo de tumores benignos en mama.

La mastopatía fibroquística o enfermedad quística de la glándula mamaria representa prácticamente el 45 por ciento de estas enfermedades benignas[1].

Le sigue en frecuencia el fibroadenoma mamaria que representa aproximadamente un 20 por ciento de los padecimientos que nos ocupan. Después de éstos el papiloma intracanalicular, el cistosarcoma, phyllodes benigno, la ectasia de los conductos o comedomastitis, la mastitis puerperal y la ginecomastia son los padecimientos benignos más comunes de la glándula mamaria[1].

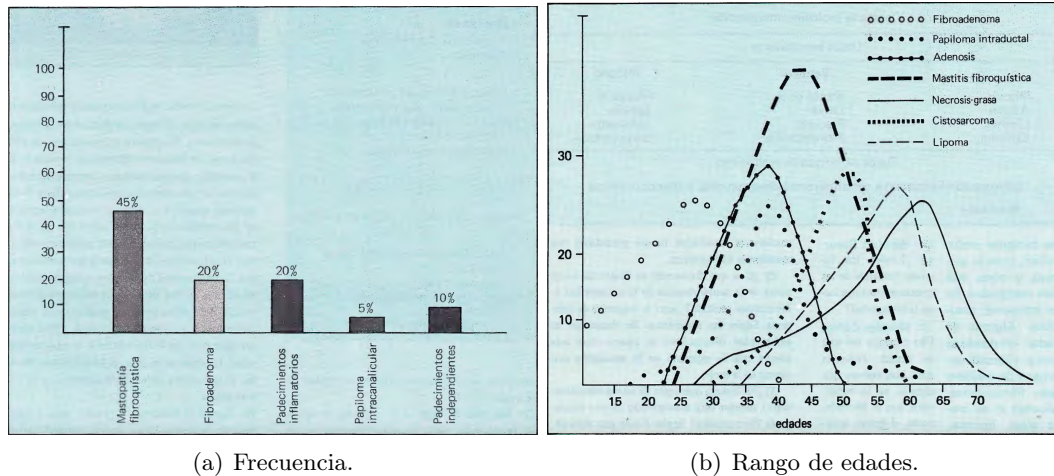


Figura 2.2: (a) Frecuencia de los padecimientos benignos de la mama[1]. (b) Gráfica de padecimientos mamarios benignos por edades[1].

2.3. Mamografía

Una mamografía es una radiografía proyectiva del seno y otros tejidos blandos (exposición de un objeto a radiaciones electromagnéticas de baja energía)[16].

El principal interés por visualizar estas estructuras radica en la posibilidad de detectar en fases tempranas la aparición de lesiones que puedan hacer suponer que se está gestando una neoplasia o cáncer de mama[17].

El uso de la mamografía como método de detección temprana de cáncer mamario conduce al descubrimiento de lesiones clínicamente no palpables, y el diagnóstico temprano de la enfermedad impacta en el pronóstico de supervivencia[18]. Constituye una herramienta precisa para localizar lesiones con el fin de abordar su tratamiento o realizar biopsias.

Es el único método de imagen que ha demostrado disminución en la mortalidad por cáncer de mama de un 29 a 30% en la población tamizada, al permitir un diagnóstico temprano, lo que ocurre siempre y cuando se realice con periodicidad y un estricto control de calidad[19].

2.3.1. Indicaciones de la mamografía

La mamografía es un examen radiográfico de la glándula mamaria que puede ser dividido en dos categorías, escrutinio y diagnóstico[13]. La primera consiste en estudiar sistemáticamente a pacientes asintomáticos para detectar enfermedad subclínica. Actúa sobre una fase preclínica que modifique la historia natural de la enfermedad, y su objetivo es disminuir la mortalidad[20].

La mamografía diagnóstica está dirigida a población con síntomas. Cuando una mujer muestra signos o síntomas de enfermedad mamaria: dolor, presencia de nódulo, secreción por pezón, cambios de color en la piel, hundimiento del pezón, ganglios axiliares, entre otros; la exploración física es la evaluación inicial de la paciente, seguida de algún estudio de imagen[18]. El examen de diagnóstico arroja información acerca de la localización, el número y características de una lesión palpable[13].

2.3.2. Mamografía analógica y digital

La técnica de la mamografía se estableció desde un comienzo como el gold standart para el estudio de la mama, pasando desde la mamografía de película de exposición directa a la mamografía digital y tomosíntesis actual[20].

Podemos dividir la técnica mamográfica en dos principales ramas, la mamografía analógica o convencional y la mamografía digital. En la mamografía convencional el mastógrafo es análogo y la adquisición de imágenes se realiza con el sistema pantalla-película, lo que requiere además de un equipo de revelado automático dedicado a mastografía[19]. Es el método tradicional empleado para la detección de cánceres pequeños, pero tiene limitaciones como: menor sensibilidad de mamas fibrosas, técnica y operador dependiente, imposibilidad de modificar la imagen una vez procesada y cualquier duda requiere una nueva exposición[17].

En la mamografía digital, un detector electrónico de rayos X, "la pantalla de fósforo", reemplaza el chasis con la película y convierte a los fotones de rayos X en luz, la cual pasa a través de cables de fibra óptica hacia un dispositivo que convierte la luz en una señal electrónica digital para posteriormente ser desplegada en un monitor. El radiólogo puede manipular la orientación, amplificación, brillo y contraste de la imagen deseada[17].

Existen diferentes estudios que comparan la mastografía digital con la análoga en los que se ha demostrado superioridad de la primera en pacientes con mama densa, premenopáusicas y perimenopáusicas[19]. Para el caso particular de mamas con tejido muy denso, la mamografía digital puede visualizar algunas lesiones ocultas por estructuras subyacentes que podrían aparecer ocultas en la analógica[17].

Asimismo se reduce el porcentaje de repeticiones debido al constante control de la calidad de la imagen, lo cual reditúa en una mayor productividad y menor dosis de radiación ionizante[19].

La mamografía digital reemplazó en gran medida a la de película. Aunque la mamografía digital de campo completo proporciona un método más fácil para mantener y revisar las mamografías y puede mejorar la calidad de la imagen, no se ha demostrado que mejore la detección general del cáncer y es más costosa[21]. Idealmente debería usarse la mamografía digital de rutina, tanto para diagnóstico como para tamizaje, pero la limitante económica es significativa[17].

2.3.3. Proyecciones

Un examen mamográfico típico consiste en la obtención de dos proyecciones radiográficas de cada mama: cráneo-caudal (CC) y medio-lateral-oblicua (MLO)[13].

La proyección CC permite la evaluación del tejido mamario y/o localización de lesiones de los cuadrantes interno (inferior en la placa) y externo (superior en la placa) de la mama. Mientras que con la MLO, se puede evaluar el tejido mamario y/o localización de lesiones en cuadrantes superiores e inferiores de la mama[13].

A continuación, en la figura 2.3 se presenta un ejemplo de la proyección cráneo-caudal (CC) de la glándula mamaria izquierda y derecha de una paciente registrada como caso A-1271-1, volumen benign_02 de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM):

También se muestra un ejemplo de la proyección medio-lateral-oblicua (MLO) de la misma paciente en la figura 2.4:

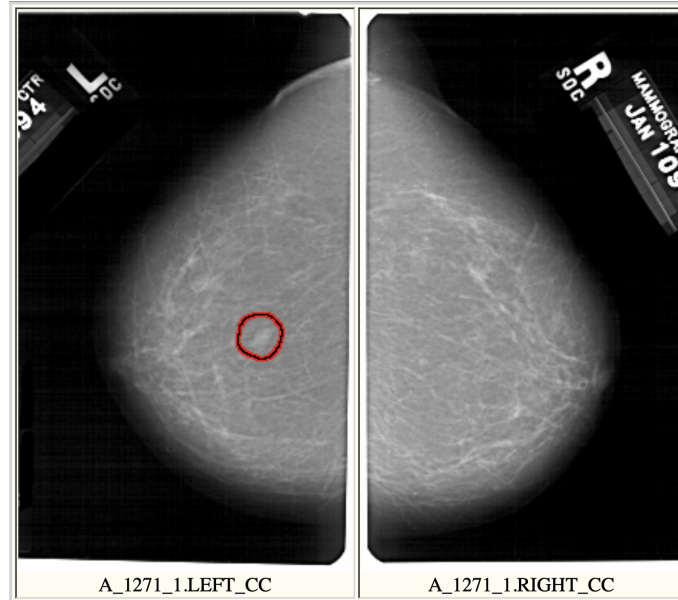


Figura 2.3: Ejemplo de proyección CC de ambas mamas extraída del caso A-1271-1, volumen benign_02 de DDSM.



Figura 2.4: Ejemplo de proyección MLO de ambas mamas extraída del caso A-1271-1, volumen benign_02 de DDSM.

2.3.4. Complejidades

La mamografía es la modalidad imagenológica de elección, y se ha comprobado que reduce la mortalidad del cáncer de mama. Algunos cánceres se pueden identificar por medio de una mamografía incluso hasta dos años antes de que alcancen un tamaño detectable por medio de la palpación[10].

Aunque en ocasiones se obtienen resultados falsos positivos y falsos negativos por medio de las mamografías, un radiólogo experimentado los interpretará de manera correcta en cerca de 90 % de los casos[10]. La alta densidad de la mama es la principal causa de falso negativo[20].

Es importante aclarar que los falsos positivos y los falsos negativos son respecto al diagnóstico de cáncer. Cuando la mamografía y el diagnóstico realizado por el radiólogo no son precisos se pueden presentar los siguientes casos:

- Un falso negativo se genera cuando no se pueden detectar algunos cánceres presentes en la glándula mamaria.
- Un falso positivo se produce cuando la mamografía muestra evidencias que resulten no ser cáncer de mama.
- Además, algunos tumores de desarrollo rápido pueden crecer y diseminarse a distintas partes del cuerpo antes de ser detectados por una mamografía.

La constitución natural de la mama incluye tejido conectivo, tejido glandular, piel y grasa, y todos estos componentes deben visualizarse, sin embargo todos ellos tienen coeficientes de atenuación a la radiación muy similares y por consecuencia producen pocas diferencias en el contraste[17].

La complejidad técnica de la mamografía tiene que ver con la arquitectura de la mama. Sin seguir un patrón fijo, con variaciones de acuerdo con la edad y entre diferentes mujeres[20]. Aún más, también es necesario visualizar vasos sanguíneos, ductos y microcalcificaciones de dimensiones tan pequeñas como $100\mu\text{m}$ de diámetro.

La sensibilidad de la mamografía varía de 60-90 %. Esta sensibilidad depende de varios factores, como la edad de la paciente, la densidad mamaria, el tamaño del tumor, la histología del tumor (lobulillar frente a ductal), la ubicación y el aspecto mamográfico. En mujeres jóvenes con senos densos, la mamografía es menos sensible que en aquellas mayores con senos grasos, en quienes la mamografía puede detectar como mínimo 90 % de las neoplasias malignas. Los tumores más pequeños, en particular aquellos sin calcificaciones, son más difíciles de detectar, sobre todo en mamas densas. La especificidad de la mamografía en mujeres menores de 50 años varía de 30-40 % para anomalías mamográficas no palpables hasta 85-90 % para las neoplasias malignas que son evidentes por medios clínicos[21].

Existe una gran complejidad en la interpretación de mamografías, debido principalmente a la variabilidad en la apariencia de las anormalidades, a las características del tejido mamario, y a la calidad de las imágenes de mamografía[13].

La variabilidad de las características de las lesiones se refieren principalmente, a que un grupo de características que puede ayudar a identificar malignidad, también puede ayudar a determinar que la lesión es benigna[13].

2.3.5. Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS)

El sistema Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS) es un método para clasificar los hallazgos mamográficos que actualmente se considera el idioma universal en el diagnóstico de la patología mamaria. Permite estandarizar la terminología y la sistemática del informe mamográfico y categorizar las lesiones estableciendo el grado de sospecha y asignar la actitud a tomar en cada caso[22].

Es un sistema de datos y reportes, elaborado por el Colegio Estadounidense de Radiología, que ayuda al radiólogo a elaborar un reporte estandarizado y reduce la posible confusión en la interpretación de la imagen mamográfica.[13]

Las categorías BI-RADS se pueden resumir en la siguiente tabla:

Categoría BI-RADS	Descripción	Ejemplos
0	Se necesitan más vistas o ecografía	Asimetría focal, microcalcificaciones o una tumoración identificada en una mamografía de detección
1	No se identificaron anomalías	Tejido adiposo y fibroglandular normal
2	No es del todo normal, pero es definitivamente benigna	Necrosis grasa por una escisión anterior, fibroadenoma estable demostrado por biopsia, quiste estable
3	Probablemente benigna	Tumoración circunscrita vigilada por <2 años
4A	Sospecha baja de cáncer, pero es necesaria la intervención	Probable fibroadenoma, quiste complicado
4B	Sospecha intermedia de cáncer, se necesita intervención	Tumoración con márgenes indistintos parciales, por lo demás consistente con un fibroadenoma
4C	Sospecha moderada, pero no típica de carcinoma	Nuevo cúmulo de calcificaciones pleomórficas, tumoración sólida irregular poco definida
5	Casi seguramente maligna	Masa espinosa, calcificaciones lineales finas y ramificadas
6	Carcinoma demostrado por biopsia	Carcinoma demostrado por biopsia

Figura 2.5: Clasificación BI-RADS[2].

Además, el sistema BI-RADS permite realizar un control de calidad y una monitorización de los resultados[22].

2.3.6. Biopsia

La mamografía nunca sustituye a la biopsia porque es posible que no revele un cáncer clínico, sobre todo en una mama muy densa[21].

Cuando una paciente es diagnosticada con una lesión de la mama por evaluación clínica y/o por estudios de imagen, es necesario determinar con certeza si su naturaleza es benigna o maligna, por lo que se hace necesaria una biopsia citológica o histológica[18].

Alrededor de 60% de las lesiones que se consideran cancerosas desde la perspectiva clínica resulta ser benigno en la biopsia, mientras que cerca de 30% de las lesiones que

desde el punto de vista clínico son benignas resulta ser maligno. Estos hallazgos demuestran la falibilidad del juicio clínico y la necesidad de una biopsia[21].

La combinación de exploración clínica, imágenes y biopsia con aguja se conoce como prueba triple. Cuando las tres valoraciones sugieren una lesión benigna o las tres sugieren cáncer de mama, se dice que la prueba triple es concordante. Una prueba triple benigna concordante tiene un exactitud >99% y las tumoraciones mamarias en esta categoría pueden vigilarse sólo con exploración clínica a intervalos de seis meses. Si cualquiera de estas valoraciones sugiere cáncer, la tumoración debe extirparse sin importar los resultados de las otras dos[2].

2.4. Rayos X

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda va desde unos 10 nm hasta 0,01 nm. Cuanto menor es la longitud de onda de los rayos X, mayores son su energía y poder de penetración. Los rayos de mayor longitud de onda, cercanos a la banda ultravioleta del espectro electromagnético, se conocen como rayos X blandos; los de menor longitud de onda, que están más próximos a la zona de rayos gamma o incluso se solapan con esta, se denominan rayos X duros. Los rayos X formados por una mezcla de muchas longitudes de onda diferentes se conocen como rayos X ‘blancos’, para diferenciarlos de los rayos X monocromáticos, que tienen una única longitud de onda. Tanto la luz visible como los rayos X se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una órbita a otra. La luz visible corresponde a transiciones de electrones externos y los rayos X a transiciones de electrones internos. En el caso de la radiación de frenado o "bremsstrahlung", los rayos X se producen por el frenado o deflexión de electrones libres que atraviesan un campo eléctrico intenso. Los rayos gamma, cuyos efectos son similares a los de los rayos X, se producen por transiciones de energía en el interior de núcleos excitados[3].

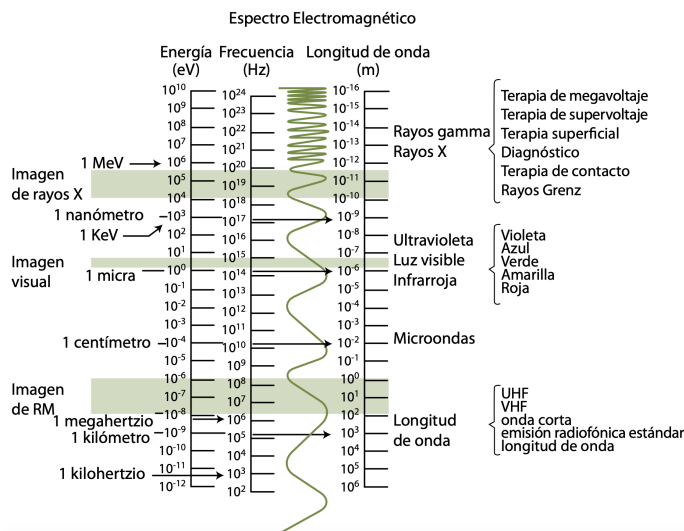


Figura 2.6: Rayos X dentro del espectro electromagnético[3].

2.4.1. Emisión de rayos X

Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X y a veces se les denomina electrones proyectil. Cuando esos electrones chocan contra los átomos del metal pesado del blanco, interactúan con ellos y transfieren su energía cinética al blanco. Conforme se producen esas interacciones, los electrones proyectil disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo. A continuación son conducidos a través del ánodo hacia los circuitos eléctricos asociados. Los electrones proyectil interactúan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes:[3]

1. Emisión de radiación infrarroja. Casi toda la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en calor. Interaccionan con los electrones externos de los átomos pero no logran ionizarlos, solo los excitan y en la desexcitación emite radiación infrarroja[23].
2. Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil arranca uno de los electrones más internos del átomo, ionizándolo[23].
3. Cuando el electrón proyectil pasa lo suficientemente cerca del núcleo se produce una interacción electrostática, esto hace que el electrón proyectil se frene y se desvíe, perdiendo energía cinética que se emite en forma de fotón de rayos X[23].

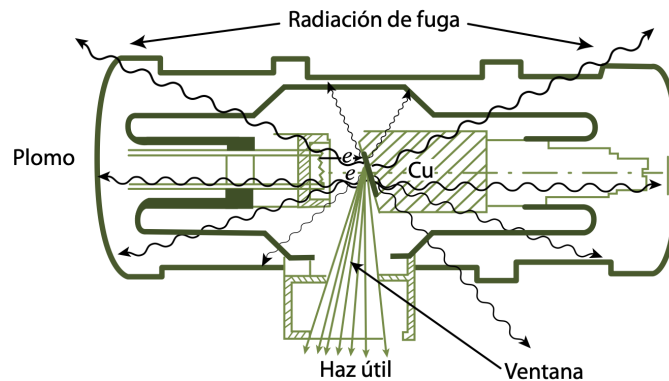


Figura 2.7: Tubo de rayos X[3]

2.4.2. Espectro del haz de rayos X

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos[3].

El conocimiento del espectro de emisión de RX es clave para comprender como afectan los cambios de: tensión (KVp), corriente (mA), el tiempo, y la filtración a las interacciones del haz con el paciente, el receptor de imagen u otro material que se interponga en el haz[23]. Conociéndolo, podemos conocer cuál será la dosis absorbida en cualquier punto

del paciente, cuál será la calidad de la imagen (contraste, densidad óptica o nivel de la señal etc.), cuál será la cantidad de radiación dispersa etc. Y así mismo, manipulándolo, podremos modificar estos últimos parámetros: dosis absorbida y calidad de imagen[3].

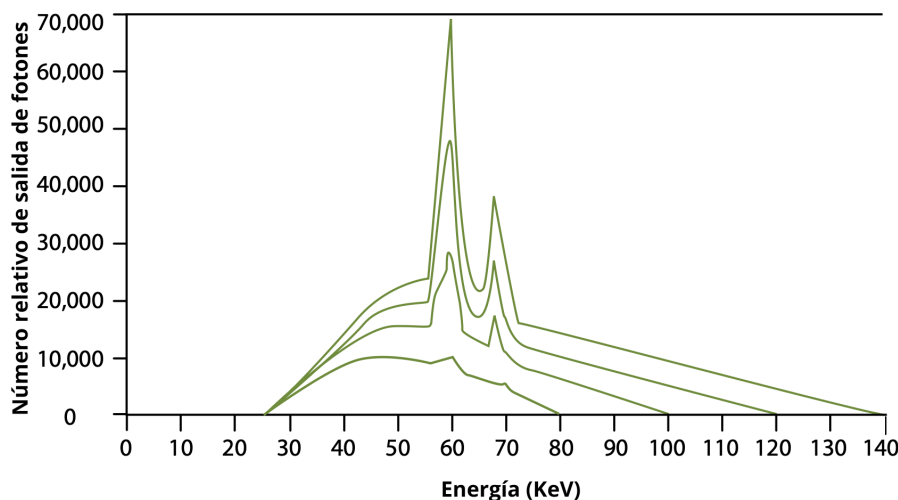


Figura 2.8: Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp)[3].

La energía máxima que puede tener un fotón en un haz de rayos X es, en keV, numéricamente igual a la tensión de pico seleccionada para generar ese haz (kVp). Es el valor máximo de energía alcanzado por el espectro. El espectro continuo (debido a la radiación de frenado) tiene un pico que se encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima del espectro (40 keV para un haz generado con 120 kVp)[3].

La mama es un órgano formado por tejidos de densidad másica y número atómico muy parecidos. Para potenciar al máximo la absorción diferencial que nos permita obtener imagen suficientemente contrastada, debemos usar tensiones muy bajas, de entre 25 y 30 kV. En esos rangos el efecto fotoeléctrico (que es el que realmente nos ofrece la absorción diferencial) predomina sobre el efecto Compton y nos proporciona una imagen adecuada[3].

2.4.3. Interacción de los rayos X con la materia.

La interacción entre fotones y la materia tiene lugar a través de colisiones aisladas, sin que se produzcan otras interacciones entre dos colisiones. Por ello, los fotones no tienen un alcance definido al atravesar la materia sino una cierta probabilidad de atenuación por unidad de longitud, μ , que se denomina coeficiente de atenuación lineal, que es independiente del camino recorrido. El número de fotones que interaccionan por unidad de tiempo con el material de una lámina de espesor dx es proporcional al número de partículas incidentes N y al espesor de dicha lámina, es decir[24]:

$$dN = -\mu(h\nu, Z)Ndx,$$

donde μ depende de la energía del fotón y del número atómico Z del material atenuador, sus unidades están dadas en cm^{-1} . Teniendo por solución a esta ecuación:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu(h\nu, Z)x},$$

donde $I(x)$ es la intensidad transmitida a través de un grosor x y I_0 es la intensidad incidente sobre el material absorbente[25].

El coeficiente de atenuación representa la fracción de fotones removidos (que interactúan con el material) por unidad de espesor del material atenuador. Los fotones que interactúan con el material, transmitirán parte de su energía a éste. La intensidad $I(x)$ transmitida será el resultado de los fotones que no interactuaron con el material[25].

Se muestra los coeficientes de atenuación de los rayos X medidos en función de la energía en muestras de tres tipos de tejido que constituyen la mama: tejido adiposo, tejido mamario fibroglandular normal y carcinoma ductal infiltrante, un tipo de tumor mamario. En el eje vertical del gráfico, los valores cercanos al 0.1 indican una baja diferencia de contraste, mientras que los valores que tienden al 1 representan una alta diferencia de contraste.

Tanto los coeficientes de atenuación como su diferencia disminuyen con el aumento de la energía, lo que se traduce no sólo en una reducción de la dosis de radiación necesaria para producir una imagen, sino también en una disminución del contraste de la imagen[26]. Las diferencias de atenuación de rayos X entre el tejido normal y el canceroso son extremadamente pequeñas.

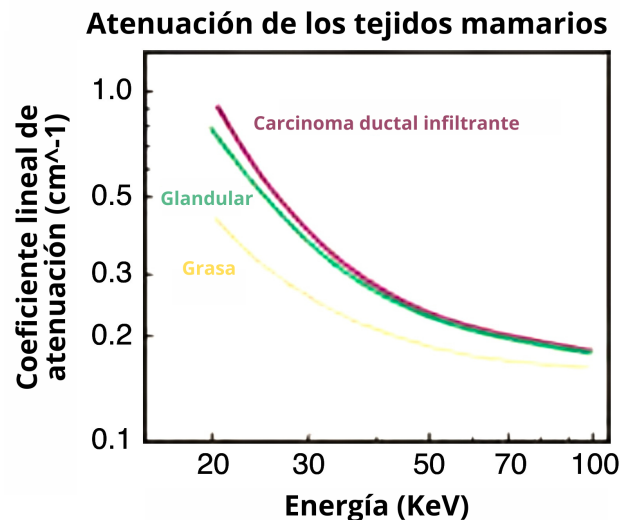


Figura 2.9: Dependencia del coeficiente lineal de atenuación de rayos X, μ , de la energía de rayos X[4].

El contraste inherente del sujeto de rayos X disminuye a medida que aumenta la energía de los rayos X[26].

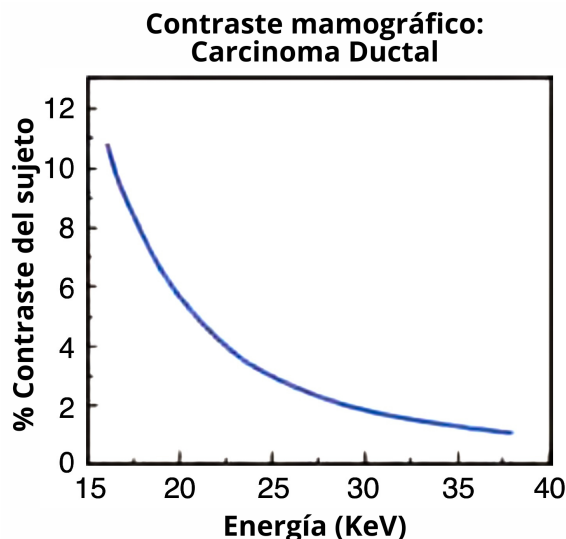


Figura 2.10: Dependencia del contraste de la imagen de la energía de los rayos X.[4].

El contraste porcentual calculado del carcinoma ductal en relación con el tejido glandular disminuye rápidamente con la energía; el contraste se optimiza mediante el uso de un espectro de rayos X de baja energía[4].

El contraste del sujeto es mayor con energías de rayos X bajas (10 a 15 keV) y se reduce con energías más altas (por ejemplo, superiores a 30 keV). Las bajas energías de rayos X proporciona la mejor atenuación diferencial entre los tejidos; sin embargo, la alta absorción da lugar a dosis de radiación más altas y tiempos de exposición más largos[4].

Como se muestra en los dos gráficos anteriores, los tejidos mamarios carecen intrínsecamente de contraste temático, lo que requiere el uso de espectros de rayos X de baja energía, que enfatizan las diferencias de composición de los tejidos mamarios[26].

Los tejidos presentan muy pocas diferencias de absorción fotoeléctrica al haz de radiación, circunstancia que obliga a extremar el control de calidad de todos los componentes del equipo para mamografía. El desafío consiste en diferenciar entre tejidos normales y áreas patológicas, que tienen coeficientes de absorción radiológica muy similares; a su vez, las imágenes patológicas pueden ser sumamente pequeñas, como las microcalcificaciones, por lo cual se requiere excelente definición de contrastes y una muy alta resolución[20].

Los fotones al interactuar con los átomos de un material pueden verse sometidos básicamente a cuatro procesos físicos. Los cuatro procesos son: efecto fotoeléctrico, dispersión coherente, efecto Compton, y producción de pares. Cada uno de estos procesos posee un coeficiente de atenuación propio que depende de la energía del fotón incidente y el número atómico Z del material atenuado[25].

El coeficiente de atenuación total es la suma de:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}$$

Donde τ , σ_{coh} , σ_c , π son los coeficientes de atenuación para el efecto fotoeléctrico, dispersión coherente, efecto Compton y producción de pares, respectivamente[25].

Únicamente nos enfocaremos en el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton, los cuales son fundamentales en la formación de las imágenes radiográficas.

Efecto fotoeléctrico

Cuando un fotón interacciona con un átomo transfiriendo toda su energía a un electrón de las capas internas, K o L por ejemplo, este electrón sale con una energía que es la diferencia entre la del fotón incidente y su energía de enlace. La consecuencia es que el fotón desaparece completamente y se trata de un proceso de absorción pura[3].

Para que se produzca la absorción fotoeléctrica, la energía del fotón incidente debe ser mayor o igual a la energía de enlace del electrón que es expulsado. Lo más probable es que el electrón expulsado sea uno cuya energía de enlace sea la más cercana, pero menor, a la energía del fotón incidente. Después de una interacción fotoeléctrica, el átomo se ioniza, con un electrón vacío en la capa interna. Esta vacante será ocupada por un electrón de una capa con una energía de enlace más baja. Esto crea otra vacante, que, a su vez, se llena con un electrón de una capa de energía de enlace aún más baja. Por lo tanto, se produce una cascada de electrones desde las capas externas a las internas[4].

La energía de emisión de los fotoelectrones es:

$$E_f = E_\gamma - E_b$$

Donde $E_\gamma = h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_b la de ligadura del electrón al átomo[24].

El beneficio de la absorción fotoeléctrica en las imágenes por transmisión de rayos X es que no hay fotones dispersos que degraden la imagen[4].

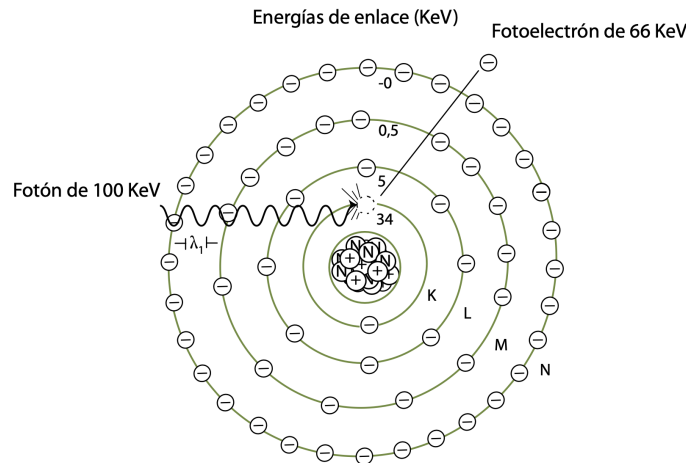


Figura 2.11: Efecto fotoeléctrico

La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico en la formación de una imagen radiográfica es inversamente proporcional a la tercera potencia de la energía del rayo X, y es directamente proporcional a la tercera potencia del número atómico del material absorbente[27].

$$\frac{Z^3}{E^3}$$

Dicha probabilidad se expone en la figura 2.12, en donde la probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico está en función de la energía de los rayos X (keV).

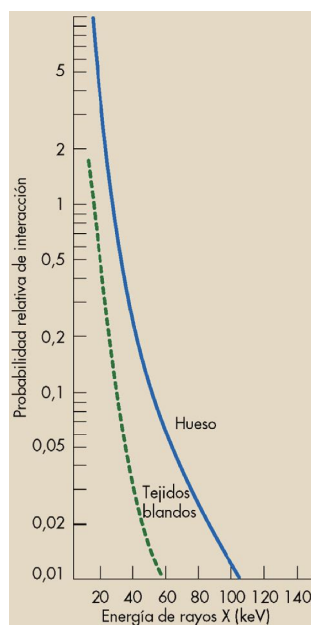


Figura 2.12: Probabilidad de interacción por Efecto fotoeléctrico

Dispersión Compton

Antes de la colisión el fotón tiene una energía $h\nu$ y el electrón se encuentra en reposo. Tras la colisión el fotón tiene una energía $h\nu'$ y su dirección forma un ángulo σ con la horizontal. Por su parte, el electrón tendrá una cantidad de movimiento p_e que forma un ángulo β con la horizontal[28].

Ya que en la colisión el fotón pierde parte de su energía para cedérsela al electrón, por tanto su frecuencia disminuye y su longitud de onda aumenta. Cuanto mayor sea el ángulo de desviación σ mayor es la energía perdida por el fotón y por tanto, mayor el corrimiento en la longitud de onda, como observó experimentalmente Compton. Podemos ver qué ocurre si el fotón colisiona con un electrón fuertemente ligado que no sale del átomo[28].

Cuando se analiza la radiación electromagnética que ha pasado por una región en la que hay electrones libres, se observa que además de la radiación incidente, hay otra de frecuencia menor. La frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada depende de la dirección de la dispersión[29].

La probabilidad de la interacción Compton no está correlacionada con el número atómico sino con la densidad electrónica del material, que es aproximadamente constante para todos los componentes de los tejidos biológicos con la excepción del hidrógeno, que presenta un valor cercano al doble de lo normal. Además, la interacción Compton reduce

su probabilidad al aumentar la energía, pero de manera inversamente proporcional a la primera potencia de ésta[3].

En lo que a la formación de imágenes afecta, se puede resumir que la interacción Compton distingue poco entre unos materiales biológicos y otros, que da lugar a la aparición de radiación dispersa (la cual llegará al soporte de imagen sin correlación con las estructuras atravesadas por el haz) y que va siendo más dominante que el efecto fotoeléctrico conforme aumenta la energía de los rayos X[3].

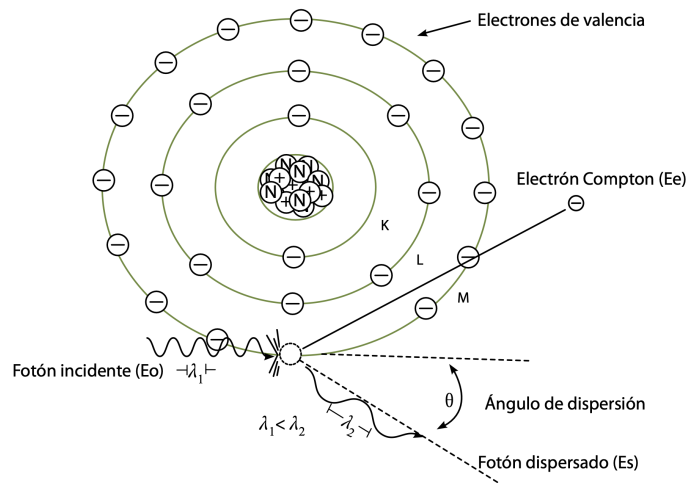


Figura 2.13: Dispersión Compton

La probabilidad de que ocurre el efecto Compton en la formación de una imagen radiográfica es inversamente proporcional a la energía del rayo X e independiente del número atómico[27].

$$\frac{1}{E}$$

Dicha probabilidad se expone en la figura 2.14, en donde la probabilidad de interacción por dispersión Compton está en función de la energía de los rayos X (keV).

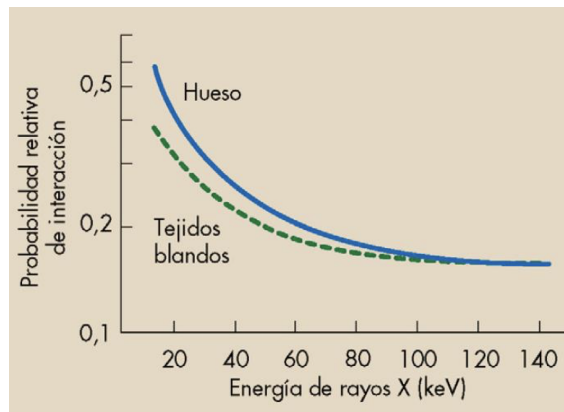


Figura 2.14: Probabilidad de interacción por Dispersión Compton

2.4.4. Compresión

La sensibilidad de la mamografía para detectar lesiones malignas se ve reducida con la densidad mamaria. La densidad mamaria depende de la proporción de los dos tejidos más abundantes de la mama: el tejido fibroso (denso) y la grasa[22].

El sistema de compresión de la mama se emplea para aplanar (lo más posible) el tejido blando, con la finalidad de disminuir su densidad óptica. La compresión de la mama acerca más el tejido al receptor de imagen, lo cual reduce la radiación dispersa. La compresión vigorosa es necesaria para incrementar la calidad de imagen, la cual favorece la detección de lesiones pequeñas de bajo contraste y micro calcificaciones de alto contraste[17].

Como en otras áreas de la radiografía, la radiación dispersa degradará el contraste en la mamografía. El uso de compresión disminuye la proporción entre la radiación dispersa y la transmitida directamente que llega al receptor de la imagen[26].

Los rayos X transmitidos a través de la mama contienen radiación primaria y dispersa. La radiación primaria transporta información relativa a las características de atenuación de la mama y proporciona el máximo contraste posible del sujeto al detector. La radiación dispersa es una distribución de radiación aditiva y gradualmente variable que degrada el contraste del sujeto y añade ruido aleatorio. La dispersión de los rayos X aumenta con el incremento del grosor y el área de la mama[4].

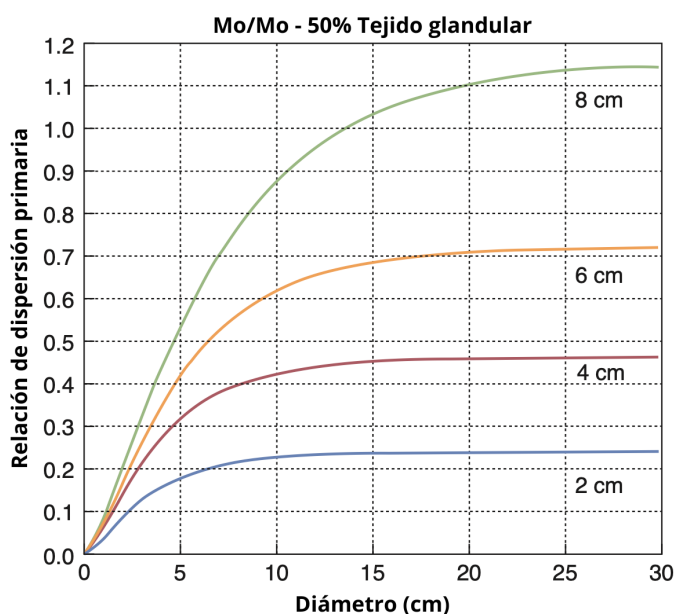


Figura 2.15: Efecto del grosor de la mama y del diámetro del campo de rayos X en la SPR.

La dispersión de los rayos X reduce el contraste radiográfico de la imagen mamaria. La dispersión depende principalmente del grosor de la mama y del área del campo, y es en gran medida independiente del kV en el rango de energía de la mamografía (25 a 35 kV). La relación entre dispersión y primaria se representa gráficamente en función del diámetro de un área de campo semicircular alineada con el borde de la pared torácica, para varios grosores de mama con un 50 % de tejido glandular[4].

La mama comprimida proporciona una atenuación general más baja al haz de rayos X incidente, lo que permite reducir la dosis de radiación. la mama comprimida también proporciona una atenuación más uniforme sobre la imagen. esto reduce el rango de exposición que debe registrar el sistema de imágenes[26].

La radiación dispersa que llega al receptor de la imagen puede reducirse en gran medida mediante el uso de una rejilla antidispersión. Las rejillas mamográficas transmiten entre el 60 % y el 70 % de los rayos X primarios y absorben entre el 75 % y el 85 % de la radiación dispersa[4].

Las propiedades mecánicas de la mama no son lineales; Después de una cierta reducción del espesor, la aplicación de presión adicional proporciona pocos beneficios en términos de mejora de la calidad de la imagen y sólo contribuye a la incomodidad del paciente[26].

2.5. Equipos mamográficos

La aparición de los primeros mamógrafos en el diagnóstico de las enfermedades de la mama aumentó la detección de cáncer, incrementando naturalmente la incidencia. Estas cifras extremadamente altas se correlacionan con el uso de la radiología y la posibilidad de detección de los cánceres de prevalencia[20].

Las mamografías emplean dosis muy pequeñas de radiación. El riesgo de daño es mínimo, pero la exposición repetida a los rayos X puede ser dañina. Sin embargo, los beneficios casi siempre superan los riesgos.[18]

El equipo debe cumplir con un estricto control de calidad para garantizar una buena resolución de imagen y baja dosis de radiación. De preferencia, el control de calidad debe ser realizado por un físico médico con experiencia en el área[19].

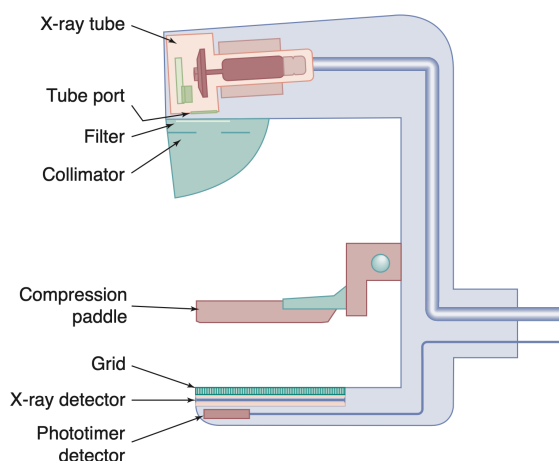


Figura 2.16: Mastógrafo.

Capítulo 3

Metodología

La metodología implementada en este trabajo se puede dividir principalmente en cuatro principales etapas: preprocesamiento de imágenes, segmentación de masas, agrupación, valores estadísticos y aplicación de restricciones.

En la figura 3.1 se muestra el diagrama general empleado para la metodología de este trabajo de investigación:

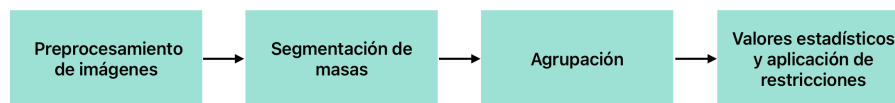


Figura 3.1: Diagrama general de la metodología.

Las imágenes mamográficas se obtuvieron de la Sociedad de Análisis de Imágenes Mamográficas (MIAS) [30] y de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM)[31].

La base de datos MIAS proporciona la información acerca del carácter del tejido de fondo, clase, gravedad y coordenadas x y y de imagen del centro de la anomalía, además el radio aproximado de la anomalía en píxeles. El tamaño de todas las imágenes mamográficas es de 1024 píxeles por 1024 píxeles. Se recolectaron sesenta y cuatro imágenes mamografías de dicha base de datos.

Por otro lado, la base de datos DDSM es un recurso proporcionado por la Universidad del Sur de Florida, del cual se seleccionaron setecientos ochenta y cinco mamografías que presentaban algún tipo de tumor benigno en la mama. En cada caso clínico se presentaba la correspondiente información y diagnóstico asociado al paciente, donde se incluía datos como la edad del paciente en el momento del estudio, clasificación de la densidad de mama ACR, clasificación de sutileza para anomalías, descripción de la palabra clave ACR de las anomalías. Además, información de la imagen como la resolución espacial, escáner empleado en cada una de las imágenes mamográficas, entre otros. La base de datos también facilitaba información acerca de la ubicación y el tipo de región asociada al área de la anomalía. Asimismo, en cada caso clínico se proporcionan imágenes mamográficas con proyección mediolateral oblicua (MLO) y craneocaudal (CC) de ambas glándulas mamarias del paciente.

3.1. Preprocesamiento

Para iniciar el análisis de imágenes, se convirtió las imágenes mamográficas en formato PNG de ambas bases de datos. Todas las imágenes obtenidas de la base de datos MIAS tienen el mismo tamaño de 1024 x 1024 píxeles, por lo que no fue necesario realizar un ajuste adicional, pero para las imágenes mamográficas de la base de datos DDSM se recortaron cada una de ellas de tal forma que tuvieran dimensiones iguales tanto en el eje x como en el eje y , es decir, que sus dimensiones formaran un cuadrado. A esto llamaremos subimágenes.

Las imágenes mamográficas contienen áreas que no competen a la glándula mamaria provocando costos computacionales innecesarios y perjudicando el proceso de detección de las anomalías en las mamografías, motivo por el cual se realizó esta reducción del área de trabajo.

Para la identificación y la reducción del área de trabajo se ocupó el método convencional de recortar la imagen. Es importante mencionar que no se estandarizó un tamaño exacto para todas las imágenes de DDSM, debido a que el tamaño del tumor, el tamaño de la mama, los datos del paciente impresos en la imagen o algún otro factor no permitió la estandarización de las dimensiones en las imágenes mamográficas. Esto provocó que el proceso de la reducción del área de trabajo tomara más tiempo, asimismo las variables dimensionales en los códigos ejecutados para el procesamiento de imágenes se fueron ajustando para cada uno de los casos clínicos de DDSM.

Se realizó una tabla con los datos clínicos de la anomalía registrada por el radiólogo, y otros valores que se fueron obteniendo en el transcurso de la metodología en cada caso clínico de ambas bases de datos.

3.2. Segmentación de masas

A continuación se hizo uso del programa ImageJ para recabar de las coordenadas y el tamaño del radio de nuestra región de interés (ROI) sobre el cual se evalúa la anomalía en las imágenes mamográficas de DDSM, debido a que la plataforma facilitaba información acerca de la ubicación de la ROI pero no sus coordenadas ni radio exacto. Por lo cual se realizó la experimentación con las subimágenes. La base de datos MIAS ya proporcionaba el radio y las coordenadas de la anomalía.

A partir de este punto se realizó la misma metodología para ambas bases de datos, por lo cual el procesamiento de imágenes se hablará en general, al menos que sea necesario especificar la base de datos en algún cierto punto de la metodología.

Se transformó las subimágenes mamográficas en una mapa de intensidades generado con el software CERN ROOT. Es decir, las mamografías se transformaron en un histograma 2D, en el cual, los dos ejes eran las coordenadas geométricas (sin unidades) de los píxeles y se podían conocer los valores de intensidad en un tercer eje que está normalizado.

A continuación, en la figura 3.2 se presenta un ejemplo del mapa de intensidades generado con el software CERN ROOT:

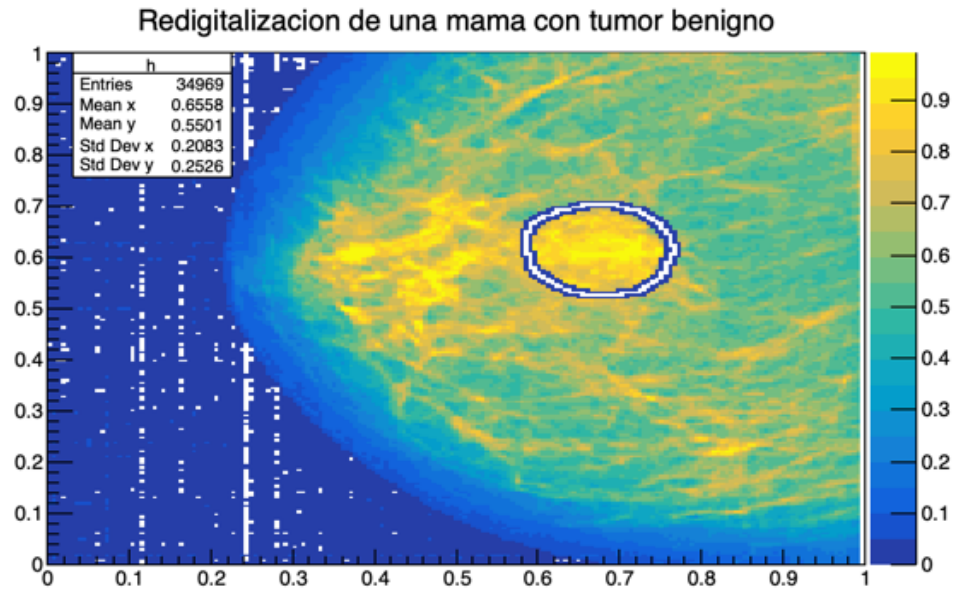


Figura 3.2: Caso clínico A-1688-LEFTCC de DDSM con proyección craneocaudal de mama izquierda.

Una vez normalizados los valores de intensidad de los píxeles, se generó histogramas de frecuencia de los valores que presentaban únicamente la región de interés, descartando todos los valores del tejido mamario distinto al de la anomalía reportada en la base de datos.

A continuación se estudió el comportamiento de los histograma de frecuencias para saber si se trataban de una distribuciones simétricas o asimétricas. La mayoría de los histogramas de frecuencias de las mamografías tanto de MIAS como de DDSM, tenían el comportamiento de una distribución gaussiana, por lo cual se consideró como requisito para continuar con el procesamiento de la imagen mamográfica tener que cumplir con dicho comportamiento. Esto indicaba que los píxeles que representan a la anomalía tienen una intensidad uniforme. Se calculó su respectiva distribución gaussiana de todos los histogramas de frecuencia generados anteriormente, descartando toda mamografía en la cual su histograma de frecuencia de los valores de intensidad de la ROI no se ajustara al comportamiento de una distribución normal. En seguida, en la figura 3.3 se presenta un ejemplo de un histograma de frecuencia de la valores de intensidad de lo píxeles y su respectiva distribución normal:

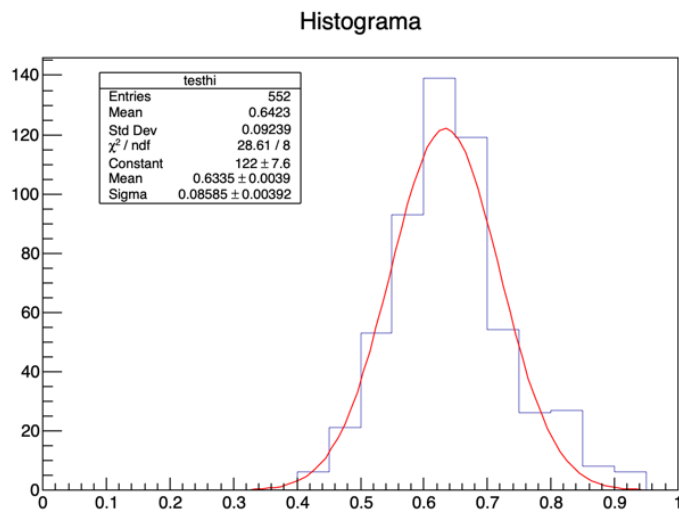


Figura 3.3: Histograma de frecuencia y distribución gaussiana del caso C-0335-LEFTMLO de DDSM.

3.3. Agrupación

Para esta etapa se inició identificando los mínimos y los máximos de las distribuciones gaussianas previamente calculadas de cada una de las mamografías. Todos los valores numéricos generados se fueron recopilando para su análisis. Se agruparon las imágenes mamográficas primeramente en si su tipo de proyección era del tipo mediolateral oblicua o craneocaudal. Después se hizo una subagrupación. En el caso de las imágenes mamográficas provenientes de la base de datos MIAS la agrupación fue en base al carácter del tejido de fondo, en el cual existen 3 categorías: Grasa (F), Graso-glandular(G) y Denso-glandular (D).

Para las imágenes mamográficas obtenidas de la plataforma digital DDSM se tuvo diversas subagrupaciones. Las subagrupaciones fueron de acuerdo a la densidad de la mama según ACR, categoría de la lesión, de 1 a 5, según BI-RADS, y finalmente el grado de sutileza. Valoración independiente del BI-RADS, que indica el grado de dificultad de detección de la lesión de 1(sutil) a 5 (obvio).

3.4. Valores estadísticos y aplicación de restricciones

Se generaron dos nuevas distribuciones gaussianas de cada una de las subagrupaciones de ambas bases de datos, para así analizar el comportamiento de los mínimos y los máximos de cada una de las mamografías pertenecientes a cada agrupación, y poder generar un valor promedio por cada una de ellas.

Con ayuda del código generado en ROOT CERN, se calculó los valores principales, los sigmas y sus respectivos errores de cada una de las distribuciones normales de los mínimos y máximos ya promediados.

A continuación en la figura 3.4 se muestra un ejemplo de los gráficos generados, en

el cual se presenta dos histogramas de frecuencia y dos distribuciones normales, una para valores mínimos y el otro para valores máximos respectivamente, de las mamografías pertenecientes a la subagrupación categoría de lesión 4 de acuerdo a BI-RADS a partir de una proyección mediolateral oblicua de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM). El histograma de frecuencias para valores de intensidades mínimos se encuentra representado por la línea de color negro, y el histograma de valores de intensidades máximos es de color azul:

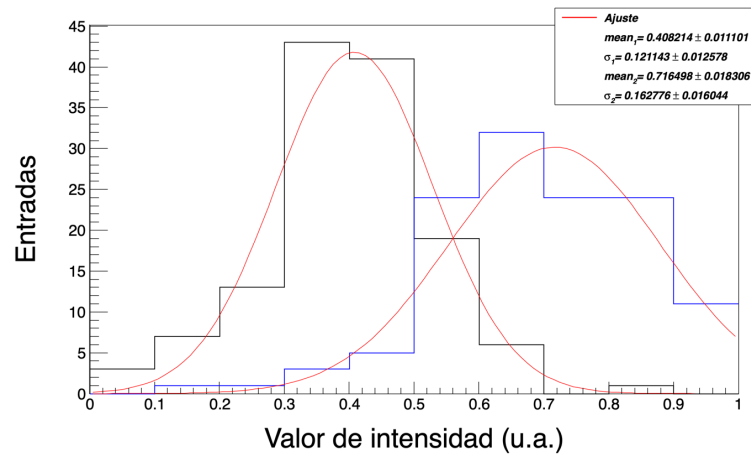


Figura 3.4: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subclasificación: Lesión 4 según BI-RADS para DDSM con proyección mediolateral oblicua.

Para este punto ya no se trabajó con valores independientes de cada mamografía, sino con valores estadísticos, el cual es el objetivo de este trabajo de investigación.

Una vez obtenidos estos valores estadísticos, se volvió a ejecutar los mapas de intensidades que se generaron en la etapa 2 de segmentación de masas únicamente a las imágenes mamográficas que hayan pasado todos los pasos anteriores, ya que recordamos que en la finalización de la etapa 2 se descartaron los histogramas de frecuencia que no tuvieran el comportamiento de una distribución gaussiana. La diferencia ahora es que al aplicar estos nuevos valores estadísticos se generan restricciones en las intensidades de los píxeles del mapa de intensidades, es decir, descarta todo aquel píxel que no cumpla con el valor promedio propuesto para cada tipo de subagrupación, desechando todo el tejido mamario que no es de nuestra utilidad y quedándonos únicamente con la región de interés donde se encuentra la anomalía reportada en la mama, y en algunos casos también con posibles candidatos a anomalías. Para descartar los píxeles que no son de nuestra utilidad se tomó el valor principal de la distribución normal más un sigma positivo.

Se trabajó con la restricción de el valor principal más un sigma positivo, ya que se observó que se obtenían mejores resultados aplicando está restricción, en lugar de el valor principal menos un sigma negativo. Esto es debido a que la diferencia de intensidades entre los diferentes tipos de tejido mamario y la anomalía es muy pequeña, por lo cual al tomar un sigma negativo se seguía observando mucho tejido mamario en el mapa de intensidades, generando casos de falsos positivos. En cambio, al tomar como restricción

el valor principal de la distribución normal más un sigma positivo, desaparecía del mapa de intensidades todo el tejido innecesario quedándonos exclusivamente con la anomalía y posibles candidatos en algunos casos, ya que la diferencia de los valores de intensidades es un poco mayor en comparación con los valores que entraban dentro de la restricción de el valor principal menos un sigma negativo. Además recordando que nuestros valores estadísticos se tomaron a partir de la distribución gaussiana de los valores máximos de intensidades. Nuevamente debido a que la diferencia entre las intensidades es muy poca, y los valores de intensidades máximos de las anomalías se podían analizar mejor en el mapa de intensidades.

En la figura 3.5 se describe con mayor facilidad cual es el intervalo de valores de intensidad que se consideró para la segmentación de masas, el cual se muestra con líneas de color verde.

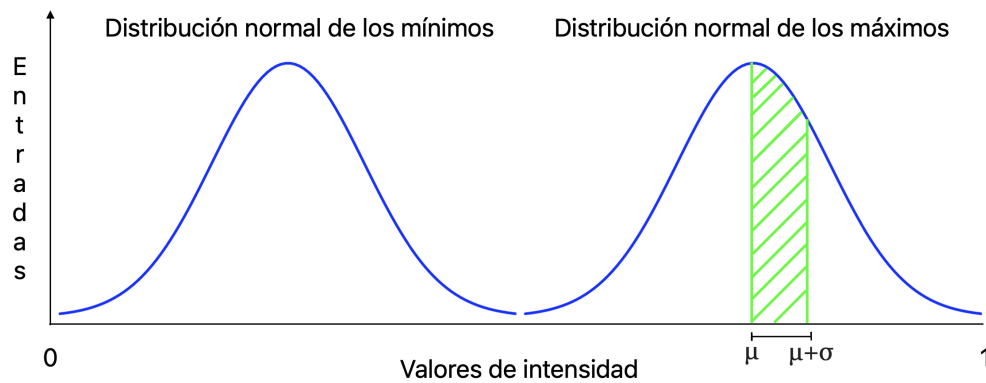


Figura 3.5: Intervalo de valores de intensidad considerado para el análisis de datos.

Finalmente se generaron tablas con los valores promedios obtenidos para una fácil identificación y descripción de los tumores benignos de mama en función de la intensidad de los píxeles de las imágenes mamográficas de las pacientes registradas.

Capítulo 4

Resultados

4.1. Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

4.1.1. Análisis de datos para mamografías provenientes de la base de datos MIAS.

Para el desarrollo de la metodología se procesaron sesenta y cuatro mamografías de la Sociedad de Análisis de Imágenes Mamográficas (MIAS), de las cuales únicamente treinta y cinco imágenes mamográficas se consideraron para la etapa 3 de agrupación de acuerdo al diagrama general empleado para la metodología. Esto debido a que los histogramas de frecuencias de las intensidades de los píxeles de este grupo reducido de imágenes si cumplió con el comportamiento de una distribución normal, requisito para poder continuar con el procesamiento de imágenes.

Posteriormente, las mamografías se agruparon en base al carácter del tejido de fondo, para la cual existen 3 categorías: Grasa, Graso-glandular y Denso-glandular. La agrupación fue la siguiente: catorce mamografías formaron parte de la categoría Grasa, ocho mamografías se catalogaron en la Graso-glandular y finalmente trece mamografías se agruparon en Denso-glandular.

Se prosiguió con la metodología establecida hasta finalizar el análisis de datos con los histogramas de frecuencia y las distribuciones normales de los valores mínimos y máximos encontrados con la ayuda de la base de datos MIAS. En el Apéndice A se muestran los tres gráficos obtenidos para las clasificaciones de MIAS, en cada uno de ellos se observa el doble histograma de frecuencia y la doble distribución gaussiana para el análisis del comportamiento de los valores estadísticos obtenidos, con el fin de poder caracterizar numéricamente los tumores benignos en mama.

4.1.2. Análisis de datos para mamografías provenientes de la base de datos DDSM

En el caso del análisis de imágenes de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM) se contó con un mayor número de mamografías. Se procesaron setecientas ochenta y cinco imágenes mamográficas reportadas con algún tipo de tumor benigno de

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

mama, de las cuales trescientas ochenta y nueve fueron mamografías con proyección craneocaudal, y trescientas noventa y siete mamografías con proyección mediolateral oblicua.

Es importante mencionar que la base de datos DDSM reportó trabajar con dos tipos de scanner, HOWTEK y LUMISYS. Del total de mamografías adquiridas en la base de datos DDSM, en trescientas noventa imágenes mamografías se utilizó el scanner HOWTEK mientras que en trescientas noventa y cinco se empleo el scanner LUMISYS.

En la etapa 3 del diagrama general de la metodología, en seiscientos cuarenta y un imágenes mamográficas su histograma de frecuencia tuvo el comportamiento de una distribución normal.

Se realizó las correspondientes agrupaciones y subagrupaciones para las mamografías de DDSM mencionadas en la sección de metodología subsección agrupación. Cabe mencionar que el análisis de datos realizado para la base de datos DDSM fue más amplio, completo y preciso en comparación con la base de datos MIAS, no solo por la gran diferencia de casos clínicos expuestos en la base de datos DDSM, sino también por la cantidad de características que se utilizaron para describir la anomalía reportada en cada una de las mamografías. En la base de datos MIAS solo existieron tres agrupaciones, y cada mamografía solo podía pertenecer a una de ellas. En comparación con la base de datos DDSM, se presentaron veintiocho diversas agrupaciones, en el cual cada una de las mamografías estaba descrita por tres de ellas, es decir, cada imagen mamográfica de DDSM estaba detallada con su densidad, grado de sutileza y nivel de lesión. Por lo cual, a cada una de las mamografías se le podía aplicar su correspondiente restricción en los valores de intensidad de los píxeles de acuerdo a su densidad, sutileza y/o nivel de lesión, esto nos permite no solo separar el tumor benigno del resto de tejido de la glándula mamaria, sino también comparar y corroborar los resultados obtenidos entre las tres diversas restricciones de acuerdo a las proyecciones y características de la anomalía reportada. En el grupo de imágenes mamográficas seleccionadas no se obtuvo alguna que presentara un nivel de lesión uno, dos o cinco, así como anomalías con nivel de sutileza uno, en consecuencia esas subagrupaciones no aparecen en la tabla de valores estadísticos obtenidos expuesta más adelante.

Posteriormente se obtuvo los histogramas de frecuencia y las distribuciones gaussianas de los valores de intensidades mínimos y máximos que puede presentar un tumor benigno de mama para cada una de las subagrupaciones y su debida proyecciones. Todo estos gráficos generados se muestran en el Apéndice B.

A continuación en la tabla 4.1 se muestra los valores estadísticos calculados para cada una de las subagrupaciones con sus respectivas proyecciones, las imágenes mamográficas pertenecientes a la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM). Esta tabla ayuda a sintetizar la información expuesta en cada uno de los gráficos contenidos en el Apéndice B. En la parte izquierda de la tabla se encuentra cada una de las agrupaciones empleadas para caracterizar las mamografías de DDSM subdividido por el tipo de proyección que presentaba la imagen mamográfica. En la parte superior se encuentra la leyenda: mean 1, sigma 1, mean 2 y sigma 2. Mean 1 significa el valor principal encontrado para los mínimos en las intensidades de los píxeles que presentaron las regiones de interés, y su respectivo sigma. En cambio mean 2 denota el valor principal obtenido para los máximos de las intensidades de los píxeles de las ROI, y su correspondiente sigma. Cada uno de las cifras calculada viene acompañada de su respectivo error numérico.

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

Clasificación			Valores estadísticos			
			Mean 1	Sigma 1	Mean 2	Sigma 2
DDSM	Densidad 1	CC	0.447581±0.034161	0.139036±0.037897	0.682899±0.056064	0.191015±0.071087
		MLO	0.372355±0.032725	0.137933±0.026494	0.6609±0.052131	0.150473±0.043241
	Densidad 2	CC	0.433943±0.015966	0.114629±0.013636	0.691957±0.023731	0.153659±0.018552
		MLO	0.37425±0.01283	0.0895±0.009551	0.682461±0.025165	0.115193±0.018584
	Densidad 3	CC	0.462556±0.016861	0.113536±0.014191	0.761851±0.042944	0.192125±0.098181
		MLO	0.394066±0.026276	0.155795±0.029797	0.735239±0.035493	0.165098±0.033872
	Densidad 4	CC	0.475158±0.032428	0.155993±0.035476	0.784073±0.058411	0.20319±0.10191
		MLO	0.439218±0.027218	0.150042±0.025869	0.802094±0.18227	0.365432±0.355859
	Sutileza 2	CC	0.502352±0.031852	0.13178±0.023352	0.664481±0.189542	0.291394±0.285397
		MLO	0.398135±0.043355	0.18421±0.051819	0.74538±0.036151	0.162984±0.033679
	Sutileza 3	CC	0.489375±0.018335	0.107605±0.012998	0.774879±0.023394	0.135554±0.026875
		MLO	0.42145±0.019479	0.129412±0.022329	0.745192±0.039287	0.178907±0.03115
	Sutileza 4	CC	0.436643±0.021886	0.127489±0.019075	0.718721±0.022886	0.128693±0.018763
		MLO	0.415326±0.016596	0.102418±0.014487	0.643137±0.039217	0.178718±0.029086
	Sutileza 5	CC	0.408726±0.017229	0.101738±0.015302	0.67457±0.033255	0.155088±0.023987
		MLO	0.3739±0.024124	0.113236±0.019769	0.645979±0.042394	0.178076±0.039339
	Lesión 3	CC	0.418669±0.029675	0.139917±0.039267	0.590906±0.023774	0.097666±0.026213
		MLO	0.397684±0.028048	0.141046±0.023259	0.677251±0.043302	0.175268±0.041078
	Lesión 4	CC	0.42308±0.011908	0.11621±0.008464	0.728261±0.013918	0.140807±0.01184
		MLO	0.408214±0.011101	0.121143±0.012578	0.716498±0.018306	0.162776±0.016044

Tabla 4.1: Tabla de valores estadísticos principales mínimos y máximos obtenidos para las intensidades de los píxeles respecto a cada una de las agrupaciones de la base de datos DDSM.

Se puede observar que la diferencia entre los distintos valores estadísticos calculados para cada agrupación y subagrupación es muy pequeña, por ello las restricciones aplicadas en los nuevos mapas de intensidades deben ser muy rigurosas para poder descartar todo aquel tejido diferente al de un tumor benigno de mama.

Es importante mencionar que los grupos para describir los tumores benignos de mama, como lo son la densidad, el grado de sutileza y el nivel de lesión, se dividieron por proyecciones, ya sea craneocaudal o mediolateral oblicua, debido a que en algunas proyecciones era más evidente la anomalía que en otras. Por lo cual se optó por hacer esa subagrupación para obtener los valores estadísticos aún más precisos.

Para visualizar de una mejor forma el comportamiento de los resultados finales obtenidos se presentan a continuación gráficos de dispersión. El primer gráfico contiene los valores estadísticos obtenidos de las intensidades mínimas y máximas de los píxeles que representan las anomalías pertenecientes a la agrupación de densidad subagrupados por el tipo de proyección que representan. En este caso los puntos rojos representan los valores mínimos de intensidades mientras que los puntos azules representan los valores máximos de intensidades.

Resultados

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

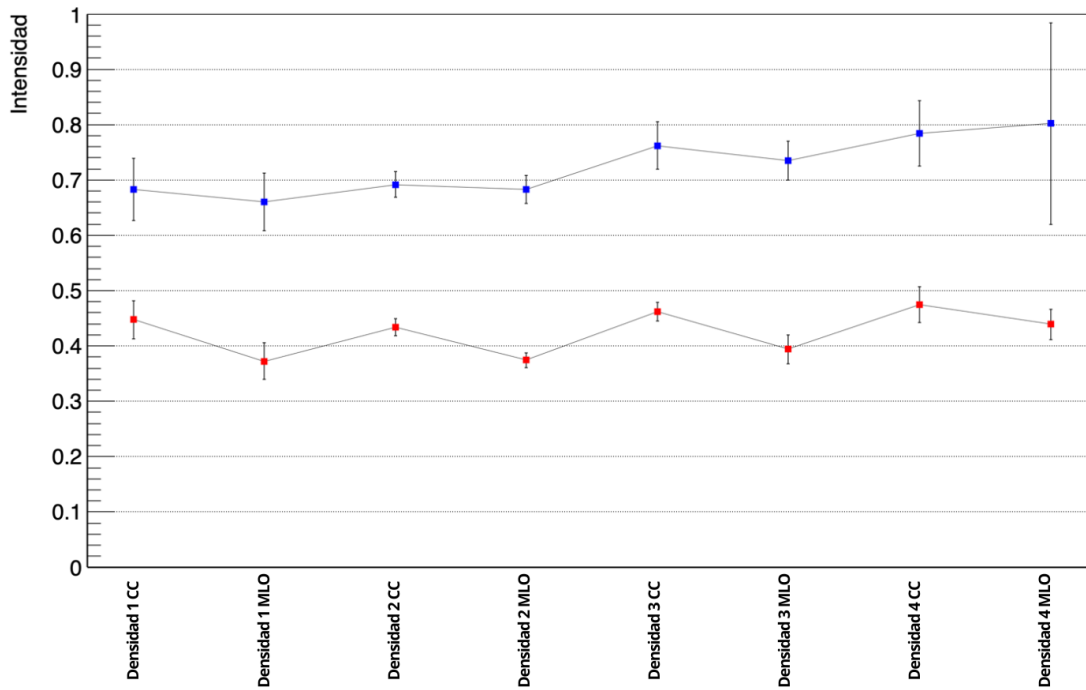


Figura 4.1: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación densidad para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.

Si queremos generalizar los valores resultantes únicamente por el tipo de agrupación a la que pertenecen, podemos promediar los dos valores correspondientes de dicha agrupación. Es decir, promediamos el valor para densidad 1 CC con el valor para densidad 1 MLO, y obtenemos un solo valor que caracterice a las masas tumorales con densidad 1. Este mismo proceso se repite con los demás tipos de densidades obteniendo el gráfico de dispersión de la figura 4.2.

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

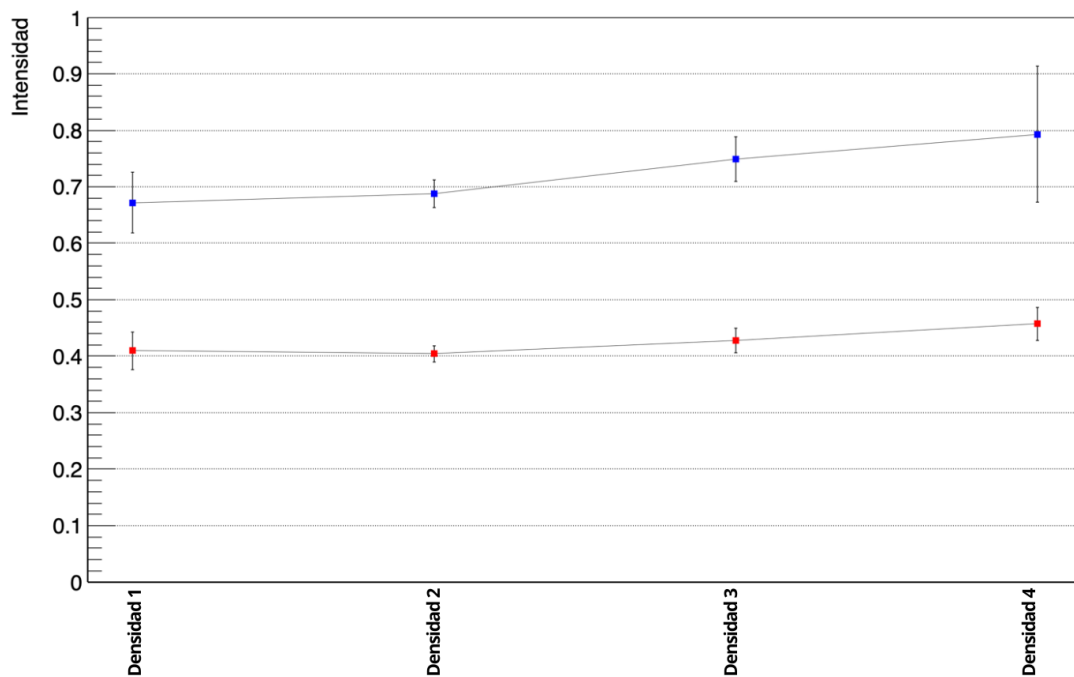


Figura 4.2: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación densidad para valores promediados de DDSM.

Estos gráficos se elaboraron de igual forma para la agrupación de tipo de lesión y la agrupación de sutileza, los cuales se encuentran en el Apéndice C.

El siguiente gráfico de dispersión de la figura 4.3 contiene todos los valores estadísticos resultantes para las intensidades de los píxeles que representan a la anomalía en una mamografía. En este gráfico se observa de mejor forma la tendencia que tuvieron los resultados obtenidos, en la cual se encuentran las tres agrupaciones por parte de DDSM. Nuevamente los puntos rojos representan los valores principales mínimos para las intensidades de los píxeles en las agrupaciones de densidad, sutileza y lesión respectivamente, mientras que los puntos de color azul indican los valores principales máximos para las intensidades de los píxeles de las mismas agrupaciones en el mismo orden.

Resultados

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

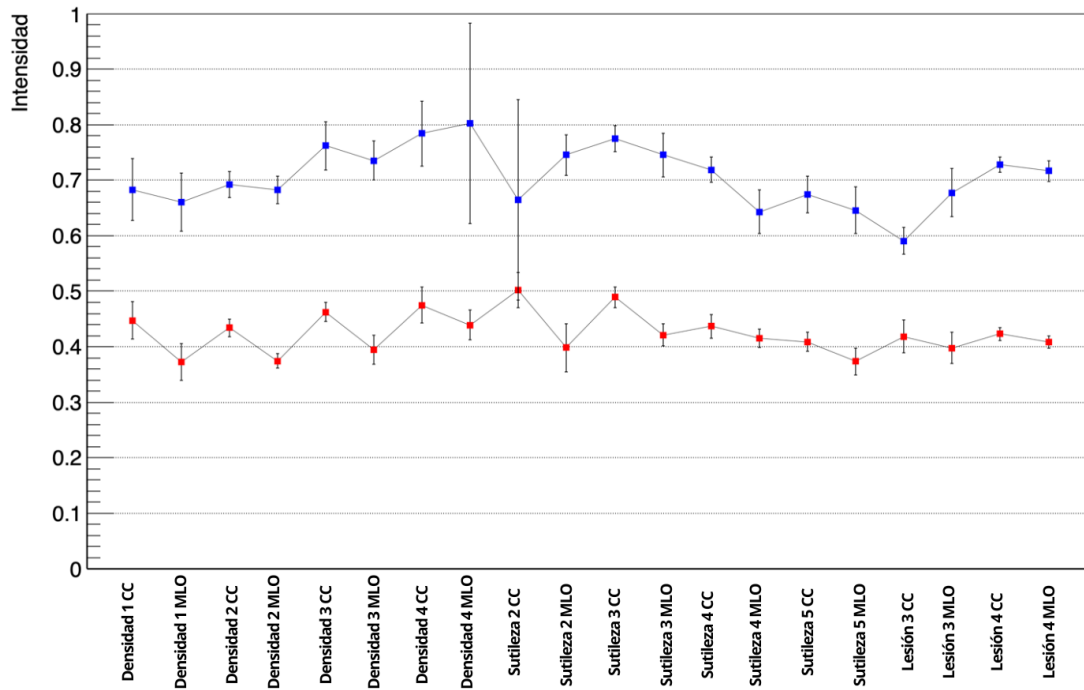


Figura 4.3: Gráfica de dispersión con todos los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de las agrupaciones de acuerdo a su proyección de DDSM.

Lo interesante de la figura 4.3 es que podemos notar que a pesar de que las diferencias entre los valores son pequeñas ningún valor se repite. Esto nos permite asignar un número a cada una de las agrupaciones utilizadas para describir un tumor benigno en mama, es decir, podemos intercambiar una característica cualitativa por una característica cuantitativa para describir un tumor benigno en mama a partir de las intensidades de los píxeles en la mamografía. Aunque las diferencias entre los valores parecen insignificantes, en realidad al momento de procesar los mapas de intensidades con restricciones pueden existir cambios considerables entre los valores resultantes, el cual se ve reflejado en la cantidad de píxeles que admite el código según sea el rango de restricción en el mapa de intensidades con restricción. Por ello es importante utilizar solo el valor que le corresponde para poder lograr una segmentación más precisa del tumor benigno en el mapa de intensidades.

Además, se observa en la figura 4.3 que los valores principales máximos de intensidad de las agrupaciones Densidad 4 MLO y Sutileza 2 CC tienen márgenes de error bastante grandes en comparación con los márgenes de error de los demás valores principales máximos de intensidad del resto de agrupaciones. Incluso en el valor principal máxima de intensidad de la agrupación Densidad 4 CC ya se observa un incremento considerable en el margen de error. Estos incrementos se deben a diversas explicaciones. En el caso del incremento en el margen de error de el valor principal máximo de la agrupación Densidad 4 MLO se debe a que esta agrupación corresponde a mamas que tienen el máximo nivel de densidad, la alta densidad mamaria dificulta la detección de las anomalías en las mamas por parte de los radiólogos de la base de datos, y por consecuencia aumenta la probabilidad de una mala segmentación de la anomalía o de un diagnóstico erróneo y/o incompleto. Es por ello que el valor principal máximo de intensidad perteneciente a esta agrupación puede tener

4.1 Valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

variaciones considerables.

El incremento considerable en el margen de error de el valor principal máximo de intensidad de la agrupación Sutileza 2 CC es a causa de que las anomalías reportadas en esta agrupación presentaron una sutileza de detección nivel 2 en un escala de 1 a 5 la cual indica el grado de dificultad para la detección de la anomalía, en donde el nivel 1 es sutil y el nivel 5 es obvio. Esto quiere decir que las anomalías de esta agrupación fueron detectadas con dificultad, lo que aumenta la posibilidad nuevamente de una incorrecta segmentación o de un diagnóstico erróneo y/o incompleto por parte del radiólogo. Por consecuencia el margen de error de el valor principal máximo de intensidad de la agrupación Sutileza 2 CC acrecenta en comparación con el resto de valores.

En la figura 4.4 se observa el comportamiento de los valores de intensidad de cada una de las agrupaciones de DDSM ya promediadas.

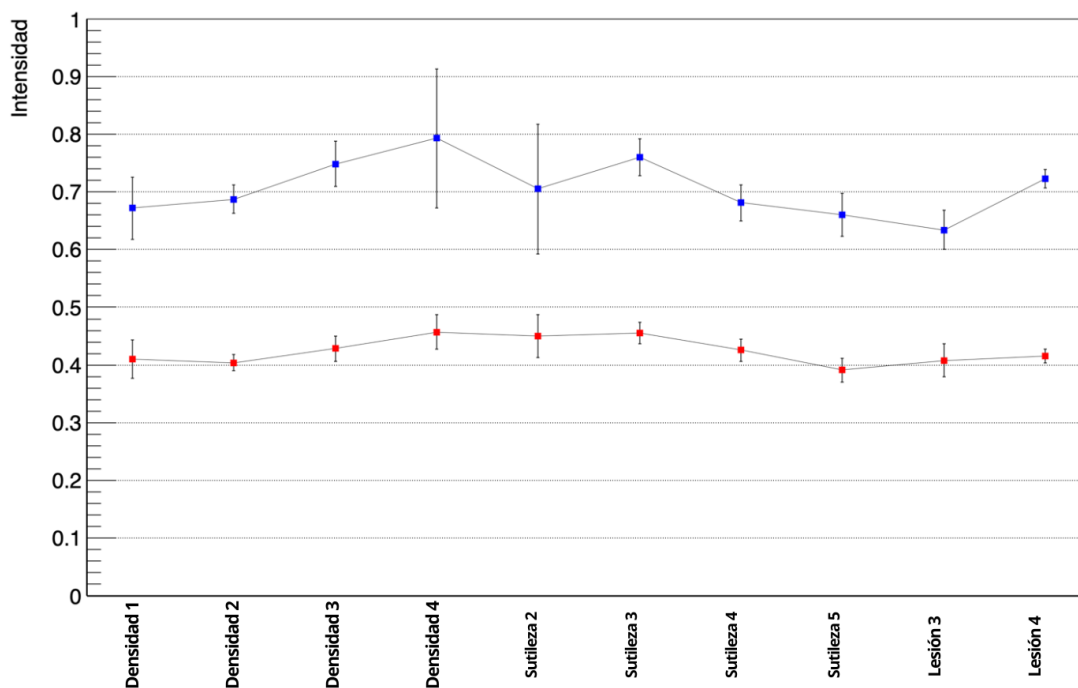


Figura 4.4: Gráfica de dispersión con todos los valores promedios obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de las agrupaciones de DDSM.

Si analizamos las figuras 4.3 y 4.4, y calculamos su media, podemos decir que en general un tumor benigno en mama va a estar caracterizado por el siguiente rango de intensidades: un valor principal mínimo de 0.424628165 y un valor principal máximo de 0.70633645 en las intensidades de los píxeles de la mamografía. Estos dos valores son los resultados más importantes de este proyecto de investigación.

Con ayuda de estos valores estadísticos se busca poder describir los tumores benignos en mama a partir de características cuantitativas, ya que una vez establecidas podrían tener mayor precisión que las características cualitativas. Existe un área de oportunidad de poder de mejorar la precisión de estos valores mediante un análisis de datos de mayor profundidad, siempre y cuando se recuerde que es un estudio estadístico, y no un caso

particular para una mamografía en específico.

4.2. Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

Una vez obtenidos los valores estadísticos, es muy interesante conocer como se desarrolló la metodología, la aplicación que tiene los valores calculados y su interpretación en la mamografía. Para ello, se mostrará dos ejemplos de casos por cada una de las situaciones que se presentaron en el desarrollo de la metodología. Estas situaciones ocurrieron en varias instancias, por lo que era crucial resaltarlas:

- Casos en las cuales los resultados de análisis de imágenes concuerdan con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos DDSM.
- Casos donde los hallazgos del análisis de imágenes coinciden con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos DDSM, sin embargo, se ha detectado un potencial candidato a anomalía.
- Casos en los que el análisis de imágenes no reveló ninguna anomalía en la región de interés, pero sí identificó un potencial candidato a anomalía.
- Casos con la restricción: el valor principal menos un sigma.

4.2.1. Casos en las cuales los resultados de análisis de imágenes concuerdan con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos.

Los casos presentados en esta subsección son la situación ideal, en la cual los resultados obtenidos a partir del procesamiento de las mamografías y el análisis de datos concuerdan con el diagnóstico clínico expuesto en la base de datos DDSM, es decir, se identificó la anomalía en la región de interés que el radiólogo reportó y marcó en la mamografía. Este tipo de casos fueron los más abundantes en todo el análisis de imágenes, por lo cual es un buen indicador del trabajo realizado.

Muestra 1.

El primer caso se trata de la mamografía de la paciente con el número de registro A-1380-LEFTMLO de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM). En la figura 4.5(a) se muestra la mamografía de la paciente ya recortada, con ambas dimensiones espaciales en ambos ejes para que el código de segmentación de masas logre procesarla. El círculo rojo fue realizado por la base de datos DDSM para indicar donde se encuentra la anomalía que ellos reportan. En la figura 4.5(b) se encuentra el mapa de intensidades en el cual los valores de intensidad de los píxeles ya están normalizados, es decir, serán valores entre 0 y 1. Se puede observar que la región de interés resalta aún más de color amarillo en comparación con el resto de tejido contenido en la mama de la paciente.

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

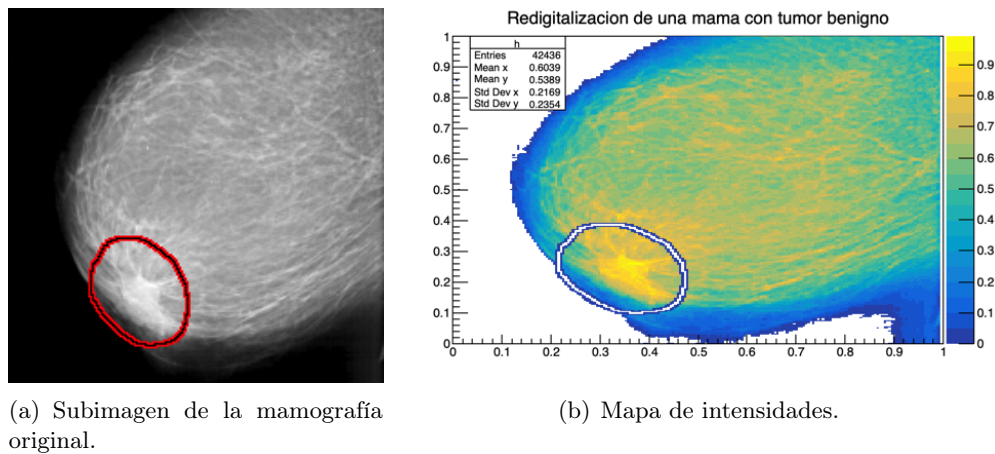
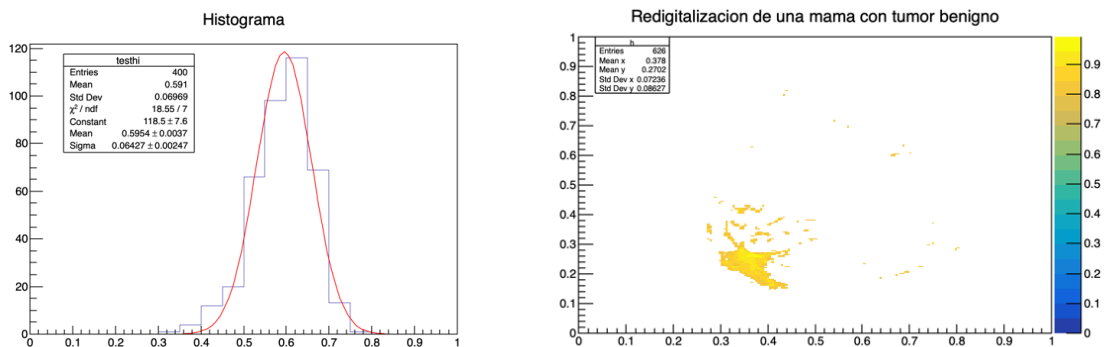


Figura 4.5: (a) Mamografía recortada con el registro A-1380-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1380-LEFTMLO de DDSM.

A continuación, en la figura 4.6(a) se observa su histograma de frecuencia para los valores de intensidad de la región de interés reportada por la base de datos, y su debida distribución normal, el cual se ajusta perfectamente al histograma de frecuencias. En la figura 4.6(b) se muestra el mapa de intensidades de la figura 4.5(b) pero ahora aplicando la restricción de el valor principal para mamografías con Densidad 2 y con proyección MLO más un sigma. Se le aplica esa restricción porque la base de datos reporta que la densidad de esta mama es de grado 2, y la tiene una proyección mediolateral oblicua. Dichos valores se pueden consultar en la tabla 3.1. Al aplicar esta restricción se elimina todo el tejido que no es de nuestro interés, quedándonos únicamente con la anomalía la cual concuerda con la reportada por el radiólogo, pero también se observa que se comienza a delimitar la anomalía, esto es de gran ayuda para conocer las características y ubicación exacta de la anomalía en la mama.



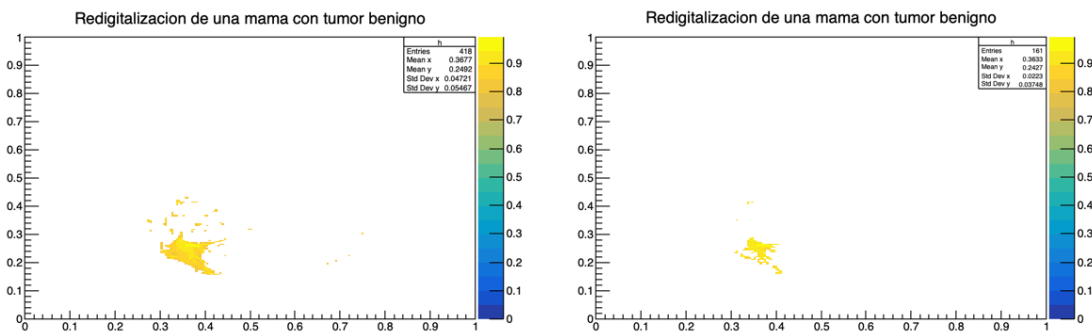
(a) Histograma de frecuencia y distribución normal. (b) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección MLO.

Figura 4.6: (a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro A-1380-LEFTMLO de DDSM. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO.

Resultados

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

Si ahora se aplica la restricción de el valor principal para el grado de Sutileza 5 con proyección MLO más un sigma obtenemos el gráfico de la figura 4.7(a), en el cual se observa que cada vez se delimita más la anomalía. Utilizando la restricción de el valor principal para la categoría de Lesión 4 con proyección MLO se obtiene la figura 4.7(b) donde se aprecia el tumor benigno totalmente delimitado. A partir de estos resultados se cumplió con dos de los objetivos del trabajo de investigación, los cuales son: realizar una correcta segmentación de las masas tumorales, y diferenciar las anomalías detectadas con respecto del tejido mamario restante en función de la intensidad de los píxeles.



(a) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección MLO. (b) Mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección MLO.

Figura 4.7: (a) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección MLO de DDSM a la paciente con el registro A-1380-LEFTMLO.

Muestra 2.

Para el caso 2 ocurrirá lo mismo que en el caso 1 pero con la diferencia de que ahora veremos la ejecución de otras restricciones de acuerdo a las características de la anomalía presente en la mamografía del paciente C-0385-LEFTCC de DDSM.

En la figura 4.8(a) se aprecia la mamografía recortada con registro C-0385-LEFTCC de DDSM. Nuevamente en el círculo rojo se indica la región de interés donde se localizó la anomalía propuesta por el radiólogo. La figura 4.8(b) se trata del mapa de intensidades de los valores que presentan los píxeles de la mamografía ya normalizados. En este mapa de intensidades se puede apreciar que no solo resalta más la intensidad de la ROI, sino que también los márgenes de la glándula mamaria se observan mejor delimitados.

Resultados

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

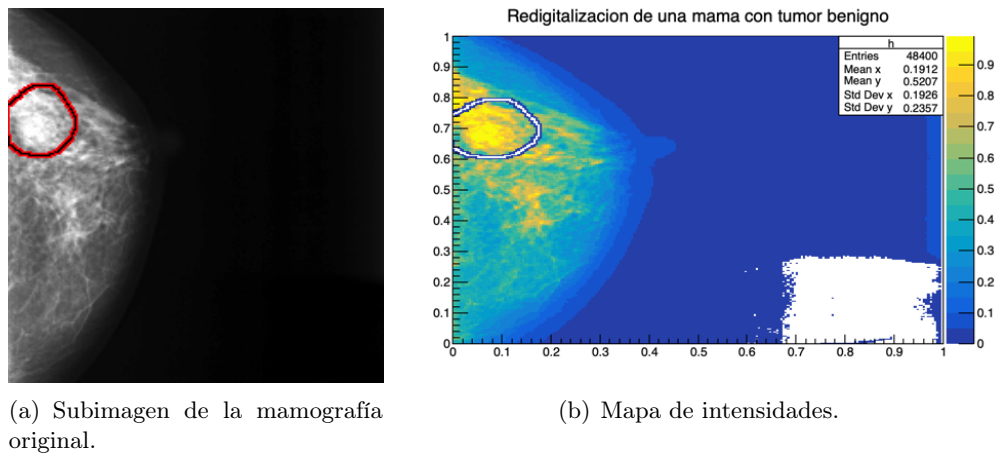


Figura 4.8: (a) Mamografía recortada con el registro C-0385-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía C-0385-LEFTCC de DDSM.

Se expone en la figura 4.9(a) el histograma de frecuencia y la distribución normal de los valores de intensidad de los píxeles que componen la ROI, los cuales se ajustan correctamente al comportamiento de una distribución gaussiana. En la parte de derecha se muestra en la figura 4.9(b) el mapa de intensidades aplicando la restricción de el valor principal para Densidad 2 con proyección craneocaudal más un sigma. Se distingue perfectamente el tumor benigno de mama reportado por DDSM.

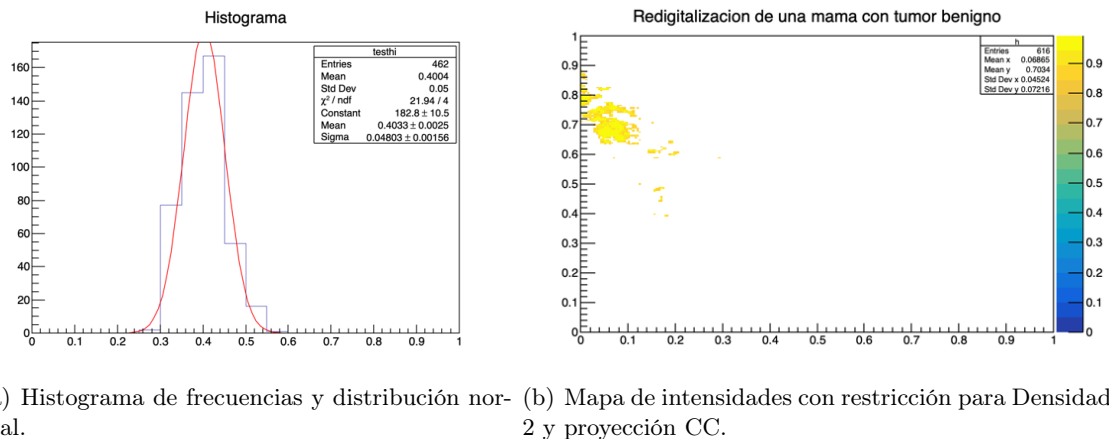
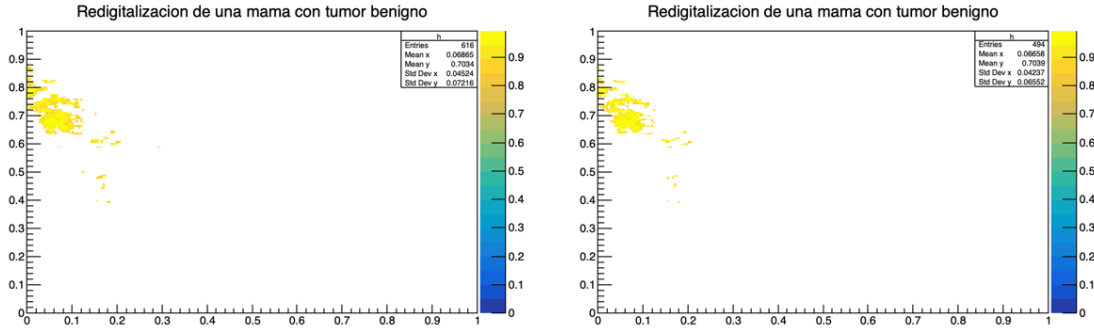


Figura 4.9: (a) Histograma de frecuencia y distribución gaussiana de la mamografía con el registro C-0385-LEFTCC de DDSM. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC.

Empleando la restricción de el valor principal para el grado de Sutileza 4 con proyección CC más un sigma obtenemos el gráfico de la figura 4.10(a), en el cual se observan los mismos resultados que en la figura 4.9(b). Mientras que usando la restricción de el valor principal para la categoría de Lesión 4 con proyección CC se obtiene la figura 4.10(b) donde se aprecia un cambio en comparación con las dos figuras anteriores. Se reduce la cantidad de

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

píxeles que no son pertenecientes a la anomalía.



(a) Mapa de intensidades con restricción para Suti-4 y proyección CC. (b) Mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección CC.

Figura 4.10: (a) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC. (b) Ejecución del mapa de intensidades con restricción para Lesión 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro C-0385-LEFTCC.

Con estos casos queda demostrado que se puede segmentar con mayor precisión la anomalía reportada. Si se utilizara un rango más pequeño para la restricción de la intensidad de los píxeles, entonces se tendría aún más segmentada la masa reportada. Descartando todo aquel tejido que no es de nuestro interés para el análisis de datos. Además, queda demostrado que se puede asignar un valor numérico a cada una de las clasificaciones y subclasificaciones que describen un tumor benigno, es decir, a una característica cualitativa se le asigna una característica cuantitativa que ayude a concretar el reporte patológico del tumor benigno en la mama de las pacientes.

4.2.2. Casos donde los hallazgos del análisis de imágenes coinciden con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos DDSM, sin embargo, se ha detectado un potencial candidato a anomalía.

A continuación se presentarán dos casos interesantes en los cuales nuestro análisis de imágenes concuerda con el diagnóstico del radiólogo, no obstante se detectaron potenciales candidatos a anomalías, los cuales deben ser analizados con mayor detalle ya que se podría hablar de un diagnóstico clínico incompleto, independientemente de las razones por las cuales no se reconoció los posibles candidatos. En este trabajo de investigación se trabajó con la intensidad de los píxeles que presentan las regiones de interés para poder caracterizar los tumores benignos en mama, por consecuencia los posibles candidatos comparten esta cualidad.

Muestra 1.

Como primer caso se expone la imagen mamográfica de la paciente con el registro A-1435-RIGHTCC de DDSM. La figura 4.11(a) es la subimagen de la mamografía original, es decir, la mamografía recortada. La anomalía reportada por la base de datos está encerrada

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

en la circunferencia de color rojo. En la figura 4.11(b) se muestra el mapa de intensidades para los píxeles de esta mamografía.

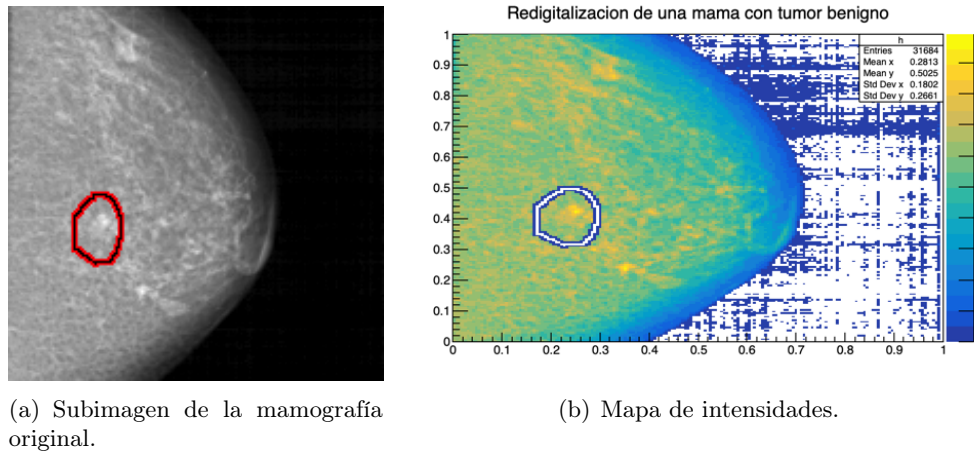


Figura 4.11: (a) Mamografía recortada con el registro A-1435-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1435-RIGHTCC de DDSM.

En la figura 4.12(a) se muestra el histograma de frecuencia y su correspondiente distribución normal. Recordando que el histograma de frecuencias es únicamente de la intensidades de los píxeles que componen la región de interés, es decir, todo aquel píxel que se encuentre dentro del círculo rojo. En la figura 4.12(b) se aplicó la restricción para mamas con Densidad 2 y con una proyección CC en su mamografía para pacientes de DDSM.

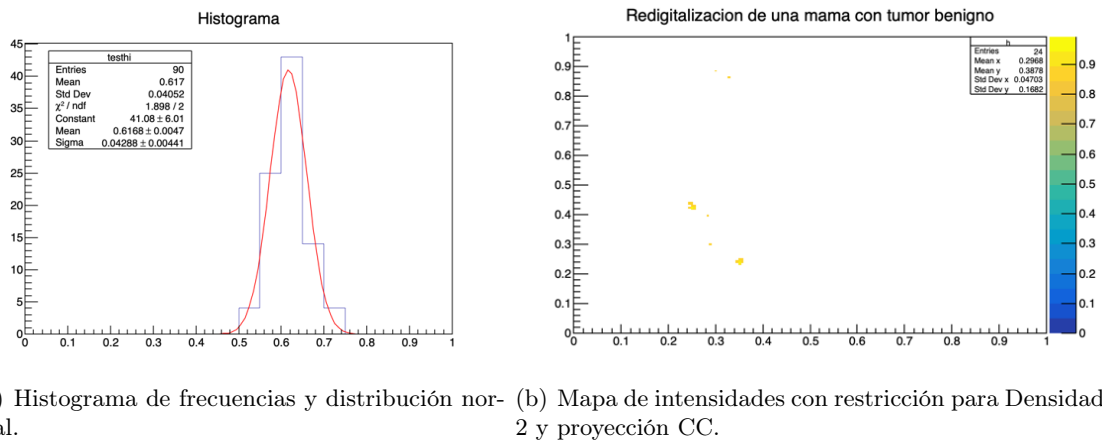


Figura 4.12: (a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro A-1435-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 2 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro A-1435-RIGHTCC.

Al momento de aplicar dicha restricción para la mamografía con registro A-1435-RIGHTCC se observa la anomalía reportada por la base de datos DDSM, incluso se logra segmentar perfectamente la masa. Sin embargo también se logra distinguir una masa en

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

la parte inferior del gráfico, al parecer con las mismas características que la anomalía originalmente reportada, a esta nueva masa le llamaremos potencial candidato a anomalía. Con estos resultados para el caso de la mamografía A-1435-RIGHTCC de DDSM podemos concluir que el reporte clínico de esta mamografía se encuentra incompleto, al no considerar esta posible masa. Si se compara el mapa de intensidades de la figura 4.11(b) con el mapa de intensidades de la figura 4.12(b) podemos percibir que este candidato es evidente en ambos mapas.

Muestra 2.

Ahora se analizará el caso 2, que corresponde a la mamografía con el registro B-3424-LEFTCC en la base de datos DDSM. En la figura 4.13(a) se visualiza la subimagen de la mamografía original inscrita como B-3424-LEFTCC de DDSM. En la parte derecha se encuentra en la figura 4.13(b) el mapa de intensidades ya normalizado para los píxeles que conforman la mamografía. Podemos ver a simple vista que resaltan tres zonas pintadas de color amarillo en la imagen mamográfica, las cuales son: la región de interés reportada más dos zonas donde no se encuentra ningún registro.

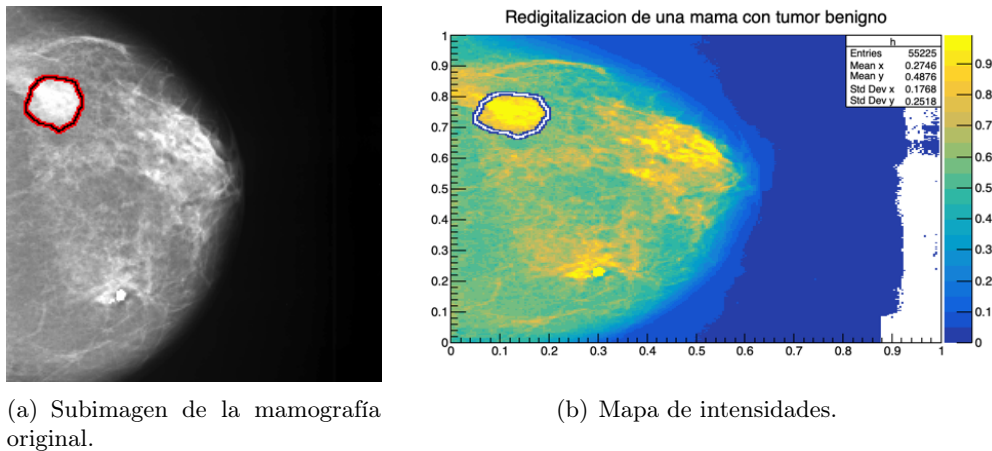


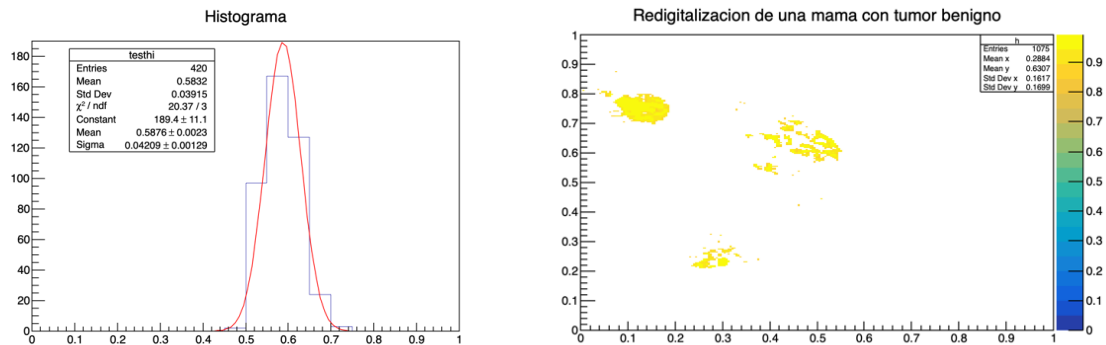
Figura 4.13: (a) Mamografía recortada con el registro B-3424-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía B-3424-LEFTCC de DDSM.

En la figura 4.14(a) se expone el histograma de frecuencia únicamente de la región de interés encerrada en un círculo rojo en la figura 4.13(a), la cual tiene un comportamiento de una distribución normal.

La figura 4.14(b) es de suma importancia. Se trata del mapa de intensidades pero aplicando la restricción para nivel de Lesión 4 con proyección CC para mamografías de DDSM, dichos valores se encuentran en la tabla 3.1. En este gráfico no solo se observa perfectamente la estructura del tumor benigno de mama ubicado en la ROI, sino también se presentan dos zonas con posibles candidatos a anomalías. En la zona inferior de la imagen se observa una masa totalmente circular, la cual podría ser la candidata más fuerte a anomalía. De igual forma en la zona superior se observan estructuras que deberían ser analizadas con mayor detalle, para ello se podría reducir el rango de la restricción aplicada para esta mamografía, y así poder concluir si se trata de alguna o algunas masas no

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

reportadas. Por lo tanto podemos deducir que se trata de un diagnóstico incompleto, ya que se detectó por lo menos un potencial candidato a anomalía que comparte las mismas características cualitativas en función de la intensidad de sus píxeles.



(a) Histograma de frecuencia y distribución nor- (b) Mapa de intensidades con restricción para nivel de mal. Lesión 4 y proyección CC.

Figura 4.14: (a) Histograma de frecuencia y distribución guassiana de la mamografía con el registro B-3424-LEFTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para nivel de Lesión 4 y proyección CC de DDSM a la paciente con el registro B-3424-LEFTCC.

4.2.3. Casos en los que el análisis de imágenes no reveló ninguna anomalía en la región de interés, pero sí identificó un potencial candidato a anomalía.

En esta subsección se mostrarán dos ejemplos interesantes en donde al aplicar las restricciones a las imágenes mamográficas no se encontró ninguna anomalía en la región de interés propuesta por la base de datos DDSM, sin embargo, el análisis de imágenes detectó un potencial candidato a anomalía en otro zona de la glándula mamaria.

Muestra 1.

En la imagen 4.15 podemos ver la subimagen correspondiente a la mamografía con el registro A-1568-LEFTCC de la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM). A primera vista se observa una masa afuera de la región de interés encerrada por la circunferencia de color rojo, pero se continua con el procesamiento de la imagen para observar qué es lo que pasa.

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

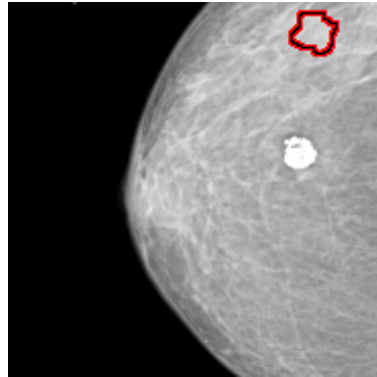
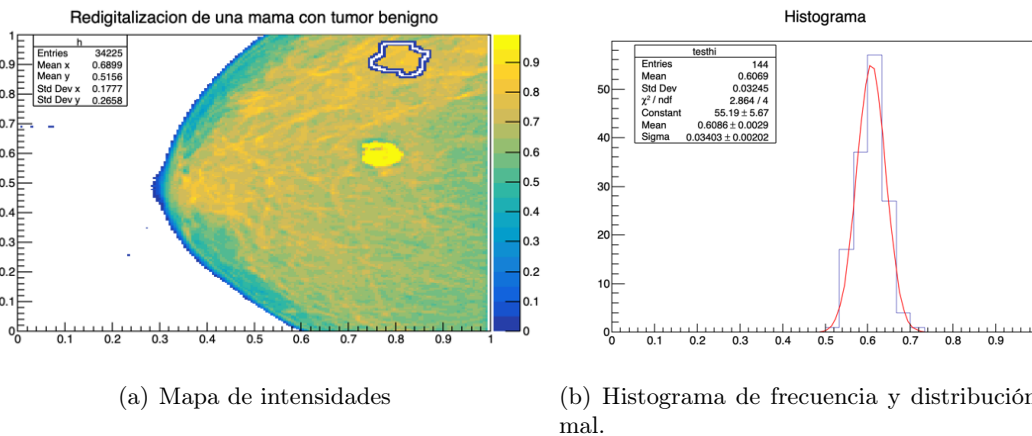


Figura 4.15: Subimagen de la mamografía original con registro A-1568-LEFTCC de DDSM.

El mapa de intensidades de los píxeles se encuentra en la figura 4.16(a), en la cual se resalta aún más el bulto que se encuentra afuera de la ROI. La figura 4.16(b) muestra el histograma de frecuencia de la región encerrada por el círculo rojo en la figura 4.15. El histograma presenta un comportamiento que se ajusta bien a la distribución normal, sin embargo, es difícil ver alguna anomalía en la ROI. Para resolver esto se aplicó las restricciones pertinentes al mapa de intensidades.



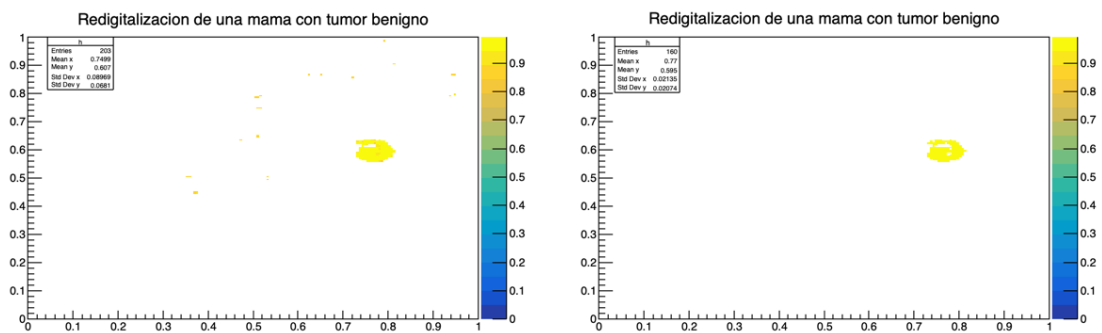
(a) Mapa de intensidades

(b) Histograma de frecuencia y distribución normal.

Figura 4.16: (a) Mapa de intensidades de la mamografía A-1568-LEFTCC de DDSM. (b) Histograma de frecuencia y distribución gaussiana de la mamografía con registro A-1568-LEFTCC de DDSM.

Se aplicó la restricción de el valor principal más un sigma para mamas con densidad 1 vista con la proyección craneocaudal, la cual se observa en la figura 4.17(a). Se puede apreciar que sobresale el bulto observado afuera de la ROI, mientras que en la ROI no se detecta alguna anomalía, únicamente se logra ver algunos puntos dispersos por todo el gráfico los cuales posiblemente se encuentren en el límite de la restricción aplicada. En la figura 4.17(b) se ejecutó la restricción para mamas con sutileza 2 y proyección CC.

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.



(a) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 1 y proyección CC. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 2 y proyección CC.

Figura 4.17: (a) Mapa de intensidades con restricción para Densidad 1 y proyección craneocaudal de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 2 y proyección craneocaudal de DDSM de la paciente con el registro A-1568-LEFTCC.

En comparación con el mapa de intensidades de la figura 4.17(a), el nuevo mapa de intensidades de la figura 4.17(b) ya no presenta los puntos dispersos de tejido mamario, además de que la masa con potencial candidatura a anomalía se encuentra mejor delimitada. La región de interés propuesta por la base de datos DDSM sigue sin tener alguna masa detectable.

Al demostrar que no se detecta alguna anomalía presente en la ROI, se deduce que se trata de un posible diagnóstico equivoco por parte del radiólogo.

Muestra 2.

En el caso número dos se tendrá una situación similar. En la imagen 4.18(a) se aprecia la mamografía recortada para su procesamiento, con el área de interés delimitada por la circunferencia de color rojo. El mapa de intensidades de los píxeles se exhibe en la figura 4.18(b).

Resultados

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

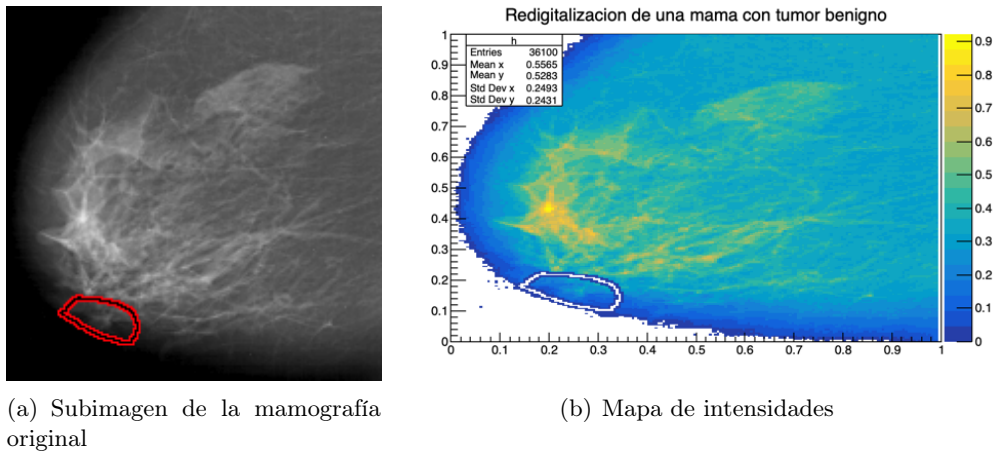


Figura 4.18: (a) Subimagen de la mamografía original con registro A-1386-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1386-LEFTMLO de DDSM.

El histograma de frecuencia de las intensidades de los píxeles, y su ajuste a una distribución gaussiana se visualiza en la figura 4.19(a). Por otra parte, en la figura 4.19(b) se muestra el mapa de intensidades cuando se le aplica la restricción para la clasificación de Sutileza nivel 1 con proyección mediolateral oblicua para mamografías de DDSM. Este ultimo gráfico es muy relevante, ya que al aplicar la restricción no se aprecia ninguna masa en la ROI, sin embargo si se detecta una masa en el lado izquierdo del gráfico. Dicha masa será el potencial candidato a anomalía. La posible anomalía detectada tiene las mismas características en cuanto a intensidad de los píxeles que la representan al igual que las anomalías pertenecientes a la clasificación de Sutileza nivel 1 con proyección MLO para mamografías de DDSM.

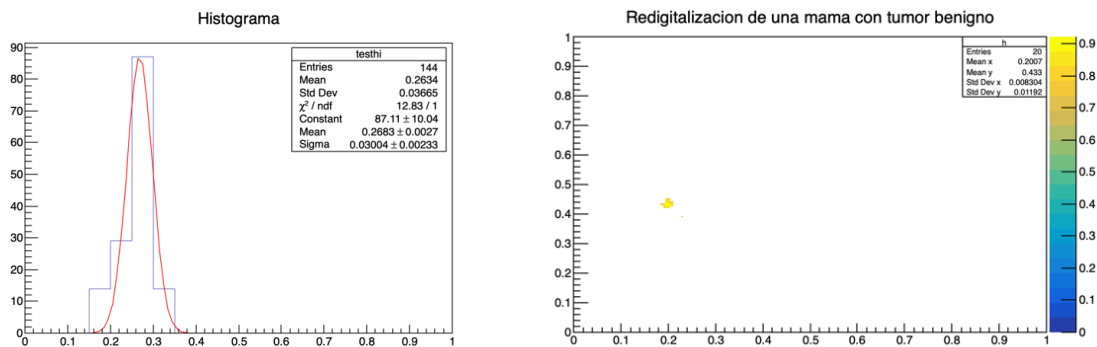


Figura 4.19: (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro A-1386-LEFTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 1 y proyección mediolateral oblicua de DDSM de la paciente con el registro A-1386-LEFTMLO.

Este es otro claro ejemplo de que el análisis de imágenes realizado no coincidió con los

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

resultados expuestos por la base de datos DDSM, al no encontrar ninguna anomalía en la región de interés pero si un potencial candidato a anomalía en alguna otra zona de la glándula mamaria.

4.2.4. Casos con la restricción: el valor principal menos un sigma.

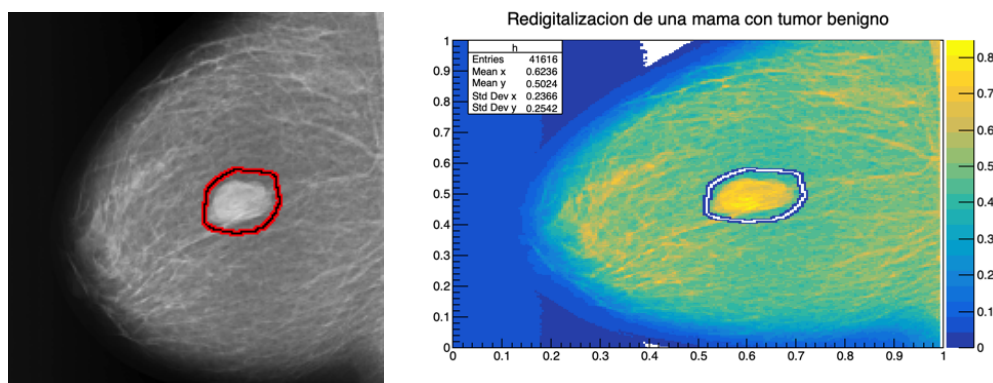
En la sección 2.2 de Metodología se argumentó el porqué se trabajó con la restricción de el valor principal de cada subclasificación más un sigma a partir de la distribución normal de las intensidades máximas de los píxeles presentadas por las anomalías en la mama.

Para dejar más claro este punto, se expondrá dos casos en los cuales se trabajó con la misma distribución normal de los máximos de intensidades pero con la diferencia de que la restricción fue el valor principal de cada subclasificación menos un sigma. Se analizará como se comporta la anomalía respecto al resto del tejido mamario que no es del interés de este trabajo de investigación.

Muestra 1.

Se comenzará analizando la mamografía registrada como C-0305-RIGHTMLO en la Base de Datos Digital para Mamografías de Detección (DDSM).

En la figura 4.20(a) se aprecia la subimagen de la mamografía original, en este caso, de la mamografía C-0305-RIGHTMLO de DDSM. En el centro de la imagen se observa con facilidad una masa, la cual está encerrada por el círculo rojo para delimitar la región de interés. En el mapa de intensidades de la figura 4.20(b) resalta aún más de color amarillo la anomalía detectada y reportada por la base de datos DDSM.



(a) Subimagen de la mamografía original.

(b) Mapa de intensidades.

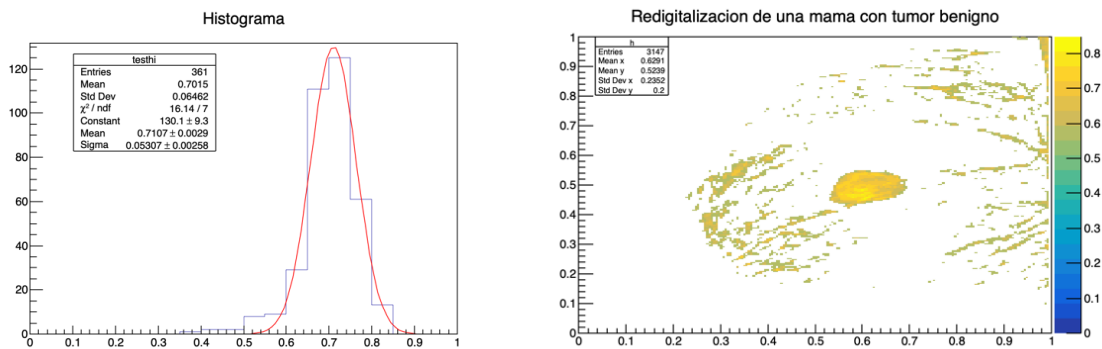
Figura 4.20: (a) Subimagen de la mamografía original con registro C-0305-RIGHTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía C-0305-RIGHTMLO de DDSM.

La figura 4.21(a) muestra el histograma de frecuencia de las intensidades calculadas en la región de interés propuesta por DDSM. En la figura 4.21(b) se observa el gráfico obtenido a partir de la aplicación de la restricción de el valor principal para la clasificación de Sutileza nivel 5 con proyección MLO menos un sigma. En este gráfico se observa muy bien segmentada la anomalía que concuerda con la región de interés, pero también se aprecia

Resultados

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

otros tipos de tejidos presentes en la mama, lo cual puede generar falsos positivos. El tejido innecesario que aparece en el gráfico es porque la intensidad de sus píxeles se encuentra en el límite de la restricción aplicada para este mapa de intensidades. Esto puede generar mucha confusión a la hora de extender un dictamen respecto a la anomalía, por lo cual trabajar con los valores que se encuentre en la restricción de el valor principal menos un sigma no es una opción viable para la confiabilidad del diagnóstico.



(a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro C-0305-RIGHTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección MLO.

Figura 4.21: (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro C-0305-RIGHTMLO de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección mediolateral oblicua de DDSM de la paciente con el registro C-0305-RIGHTMLO.

Muestra 2.

Una situación similar ocurre en el caso dos, pero en esta ocasión el tejido innecesario es muy abundante. Para este caso se utilizó la mamografía registrada como A-1394-RIGHTCC en la base de datos DDSM. En la figura 4.22(a) se encuentra la mamografía recortada para el procesamiento de la imagen. Al igual que en el caso anterior, la anomalía reportada es muy evidente, la cual se encuentra delimitada por el círculo rojo. En la figura 4.22(b) se encuentra el mapa de intensidades de la subimagen mamográfica.

Resultados

4.2 Aplicación e interpretación de los valores estadísticos obtenidos para la caracterización de tumores benignos en mama.

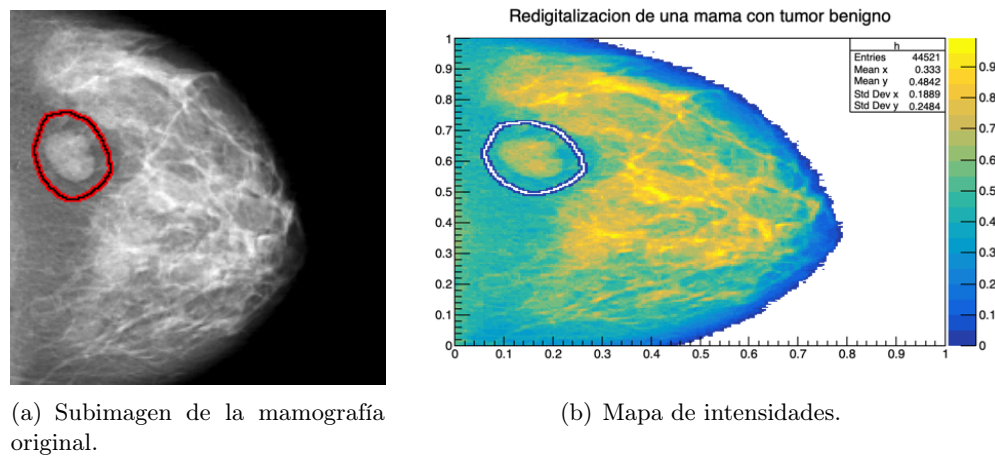


Figura 4.22: (a) Subimagen de la mamografía original con registro A-1394-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades de la mamografía A-1394-RIGHTCC de DDSM.

En la figura 4.23(a) se muestra el histograma de frecuencia, que a pesar de tener un pico considerable se ajusta a una distribución gaussiana. La figura 4.23(b) representa el mapa de intensidades pero ahora con la ejecución de la restricción de el valor principal para la clasificación de sutileza 5 con proyección CC menos un sigma. Al igual que el caso anterior, se filtra mucho tejido innecesario, que complica la detección de la verdadera anomalía.

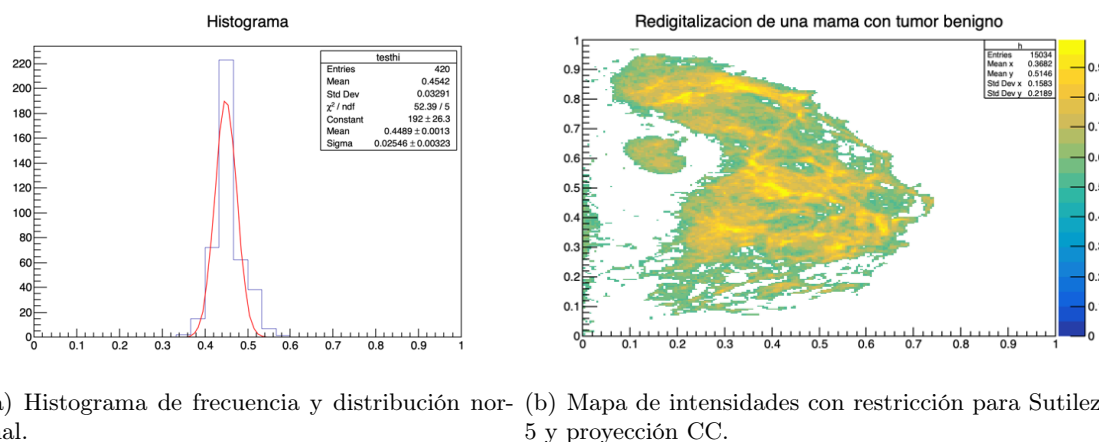


Figura 4.23: (a) Histograma de frecuencia y distribución normal para la mamografía con registro A-1394-RIGHTCC de DDSM. (b) Mapa de intensidades con restricción para Sutileza 5 y proyección craneocaudal de DDSM de la paciente con el registro A-1394-RIGHTCC.

Con estos dos casos expuestos queda más claro las decisiones que se tomó en el transcurso de la metodología para obtener valores más certeros que ayuden a caracterizar de mejor forma los tumores benignos en mama.

Capítulo 5

Conclusión

A partir de este proyecto de investigación queda demostrado que se puede describir a los tumores benignos de mama no solo a través de características cualitativas sino también a partir de características cuantitativas. Con los valores estadísticos obtenidos se buscan que las ambos tipos de características tengan relación entre sí, con el fin de interpretar mejor las masas tumorales, en consecuencia esto generaría mejores diagnóstico clínicos a los pacientes.

Se obtuvieron valores numéricos específicos para caracterizar los tumores benignos de mama de acuerdo a las características cualitativas que presentara la anomalía. Los rangos de intensidad en los píxeles en mamografías para tumores benignos que se presentan a continuación son acotados por el valor principal mínimo de intensidad y el valor principal máximo de intensidad de los píxeles. Respecto a la densidad que pueden presentar las anomalías, los tumores benignos con densidad 1 tienen un rango de intensidad entre 0.409968 y 0.6718995, para densidad 2 el rango es entre 0.4040965 y 0.687209, para densidad 3 es entre 0.428311 y 0.748545, y finalmente para tumores benignos que presentan densidad 4 el rango de intensidad es entre 0.457188 y 0.7930835.

Respecto a los niveles de sutileza que pueden caracterizar a las anomalías, los tumores benignos en mama con sutileza 2 tienen un rango de intensidad entre 0.4502435 y 0.7049305, para sutileza 3 el rango es entre 0.4554125 y 0.7600355, para sutileza 4 es entre 0.4259845 y 0.680929, y por último para el nivel de sutileza 5 el rango de intensidad de los píxeles es entre 0.391313 y 0.6602745.

Respecto a los niveles de lesión, los tumores benignos en mama con nivel de lesión 3 tienen un rango de intensidad en los píxeles entre 0.40811765 y 0.6340785 mientras que para tumores benignos en mama con nivel de lesión 4 el rango de intensidad es entre 0.415647 y 0.7223795. Con todos los rangos de intensidad obtenidos para las intensidades de los píxeles de cada una de las agrupaciones analizadas en este trabajo de investigación, se cumple con el primer objetivo específico al poder relacionar las características cualitativas que describen a los tumores benignos de mama de cada una de las agrupaciones con las características cuantitativas obtenidas mediante la metodología empleada. De esta forma podemos relacionar una de las tres características estudiadas, ya sea la densidad de la mama, el nivel de lesión o el nivel de sutileza, con un valor numérico para un estudio de la anomalía más preciso y con una base matemática.

En general un tumor benigno en mama será caracterizado por el siguiente rango de

intensidades: un valor principal mínimo de 0.424628165 y valor principal máximo de 0.70633645 en las intensidades de los píxeles que representan a la anomalía en una mamografía. Por lo tanto, el objetivo principal de este proyecto de investigación se cumplió, no solo al encontrar rangos de intensidades para los píxeles de acuerdo a sus características cualitativas y tipos de proyección que representan a los tumores benignos de mama en una mamografía, sino también al poder generalizar un solo rango de intensidad de los píxeles que sirva para identificar a los tumores benignos de mama en general.

Además, la segmentación de las anomalías presentadas en las mamografías se logró correctamente, al poder diferenciar la patología registrada del tejido mamario restante a través de las restricciones aplicadas en las intensidades de los píxeles de las imágenes mamográficas. Las restricciones aplicadas fueron de acuerdo a los valores principales máximos de intensidad de los píxeles que se calcularon para cada agrupación de la base de datos. A pesar de que los valores principales mínimos de intensidad presentaron márgenes de error más pequeños en comparación con los valores principales máximos de intensidad, se obtuvieron mejores resultados al trabajar con los valores principales máximos de intensidad, ya que existe mayor diferencia en intensidad entre estos y el resto de tejidos, lo que evita que se filtren píxeles no correspondientes a la anomalía lo que provocaría falsos positivos. A partir de los valores principales máximos de intensidad de los píxeles se cumplió con el segundo objetivo específico al poder generar los mapas de intensidad con restricciones para lograr diferenciar las anomalías con respecto del tejido mamario restante en función de la intensidad de los píxeles de la ROI en cada una de las mamografías.

A partir de los valores estadísticos encontrados, se expusieron en la sección de resultados tres casos diferentes en los cuales los mapas de intensidad con la restricción aplicada al correspondiente agrupación arrojaron resultados importantes. Los tres casos fueron los siguientes: 1) casos en las cuales los resultados de análisis de imágenes concuerdan con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos, 2) casos donde los hallazgos del análisis de imágenes coinciden con el diagnóstico clínico registrado en la base de datos DDSM, sin embargo, se ha detectado un potencial candidato a anomalía y 3) casos en los que el análisis de imágenes no reveló ninguna anomalía en la región de interés, pero sí identificó un potencial candidato a anomalía. El primer caso fue de utilidad para hacer segmentaciones más estrictas de la anomalía reportada, además ayudó a verificar el correcto funcionamiento del código generado en ROOT CERN. Los casos dos y tres me resultaron más interesantes, debido a que se encontraron masas que presentaban las mismas características físicas que la anomalía reportada por la base de datos, en particular los píxeles presentaban la misma intensidad que caracteriza a los tumores benignos en mama de acuerdo a los resultados obtenidos en este proyecto de investigación. No se puede asegurar que se trate de un tumor benigno hasta que se haga un análisis más profundo, aunque la evidencia apunta a que sí, lo cual abre la posibilidad de diagnósticos incompletos y/o erróneos por parte del radiólogo encargado. Por lo tanto, encontrar una relación entre las variables cualitativas y variables cuantitativas ayudaría a tener diagnósticos más precisos. Con estos tres casos expuestos en el capítulo de resultados se cumple el tercer objetivo específico de este trabajo de investigación, al dar una interpretación de los resultados obtenidos aplicados en los diagnósticos clínicos de los pacientes reportados en la base de datos DDSM.

Además, se expuso un caso adicional: casos con la restricción: el valor principal menos un sigma, el cual se empleó para explicar el porqué se eligió la restricción de el valor principal máximo más un sigma, ya que la restricción es más estricta al poder desechar

píxeles que no representen a la anomalía buscada.

La diferencia entre los valores numéricos del tejido y los de la anomalía son muy pequeñas, por lo que existe un área de oportunidad para seguir mejorando estas cifras, con el fin de segmentar de forma más precisa los tumores benignos en mama. Todo el trabajo presentado en este escrito es la primera fase de este proyecto de investigación, ya que se puede extender esta investigación al analizar ahora los tumores malignos en mama con el mismo propósito de poder describirlos a partir de características cuantitativas, y poder comparar los diversos valores obtenidos entre las dos distintas patologías en mama.

Apéndice A

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos MIAS.

A.1. Agrupación Grasa de MIAS

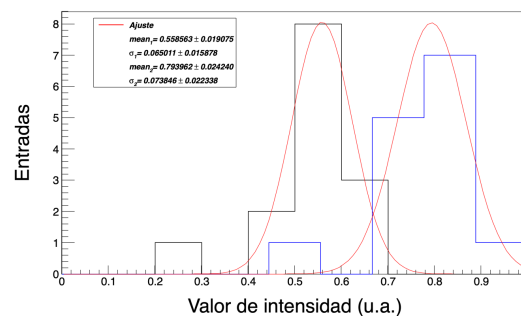


Figura A.1: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Grasa para MIAS.

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos MIAS.

A.2 Agrupación Graso-glandular de MIAS

A.2. Agrupación Graso-glandular de MIAS

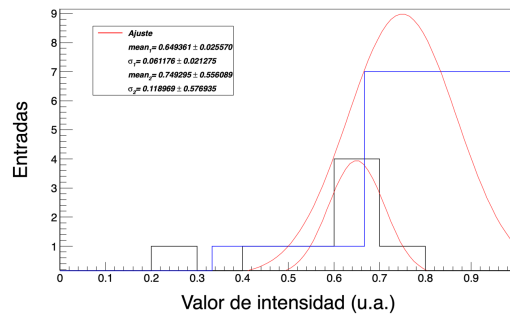


Figura A.2: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Graso-glandular para MIAS.

A.3. Agrupación Denso-glandular de MIAS

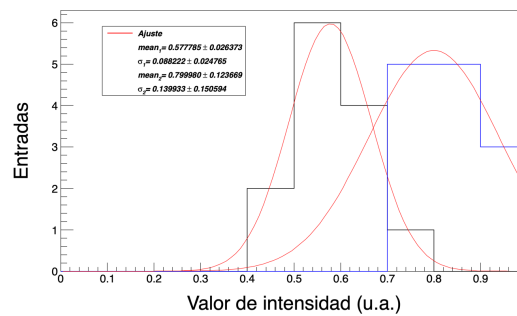


Figura A.3: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la agrupación Denso-glandular para MIAS.

Apéndice B

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.

B.1. Agrupación Densidad de DDSM

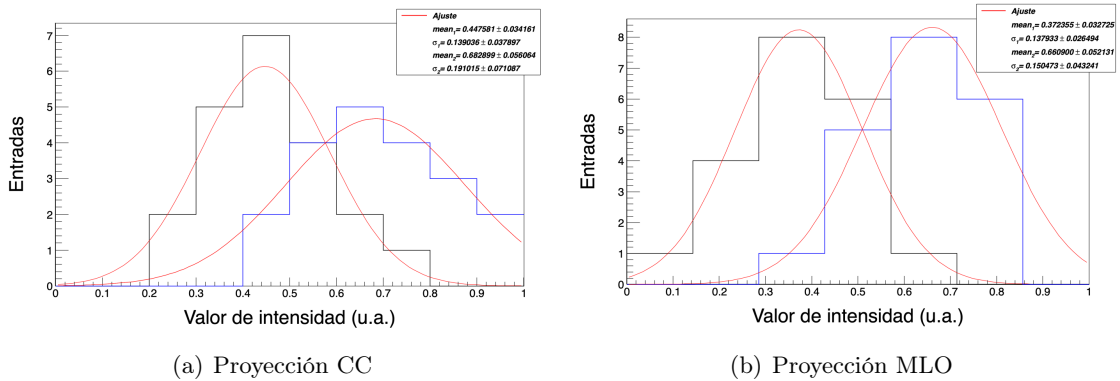


Figura B.1: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 1 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

B.2. Agrupación Sutileza de DDSM

[H]

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.

B.2 Agrupación Sutileza de DDSM

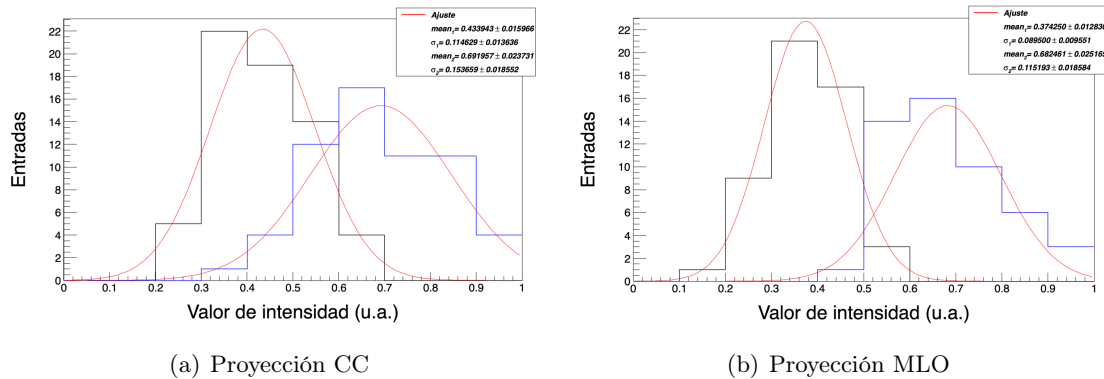


Figura B.2: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 2 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

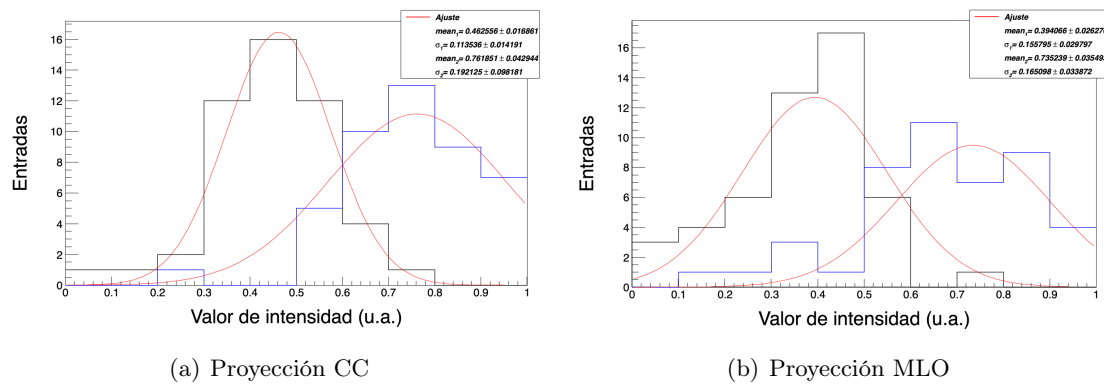


Figura B.3: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Densidad 3 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

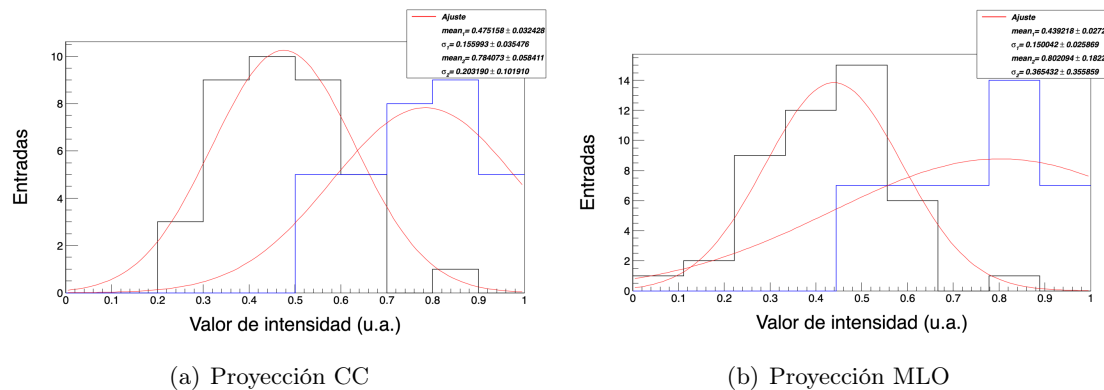


Figura B.4: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la suagrupación: Densidad 4 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.

B.2 Agrupación Sutileza de DDSM

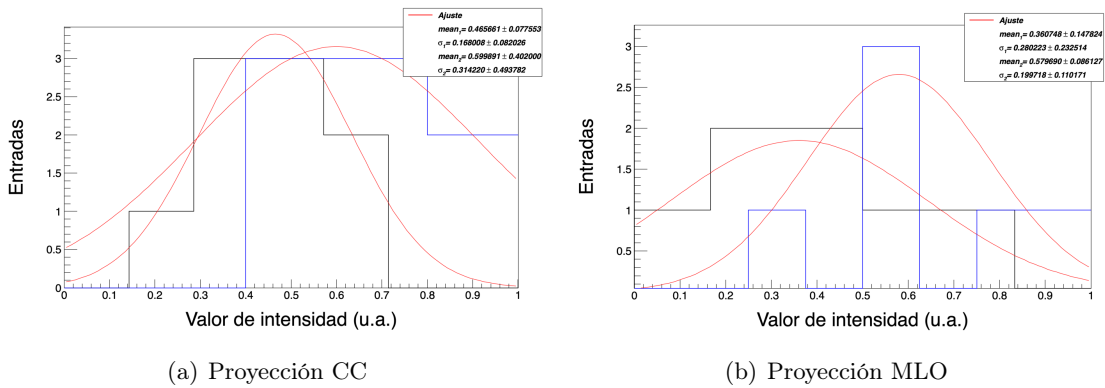


Figura B.5: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 1 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

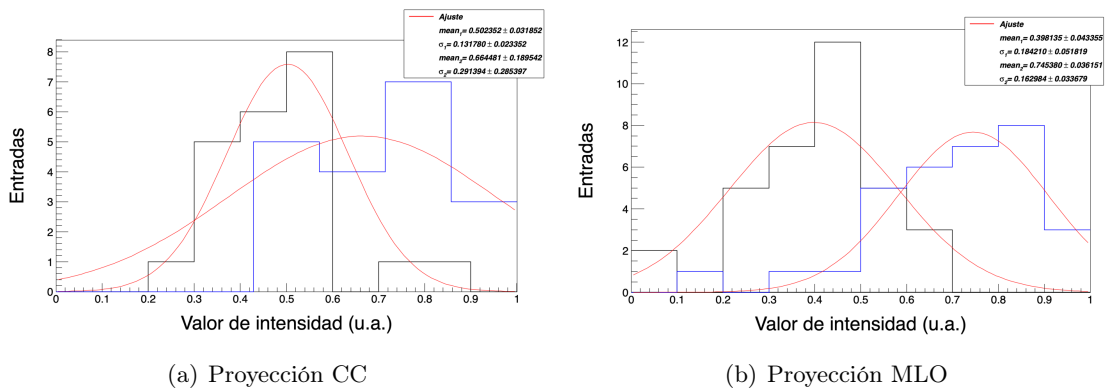


Figura B.6: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 2 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

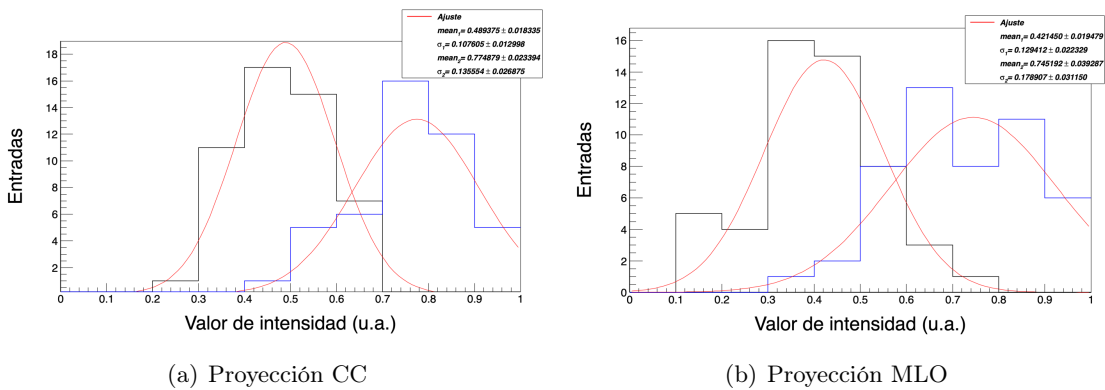


Figura B.7: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 3 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.
B.2 Agrupación Sutileza de DDSM

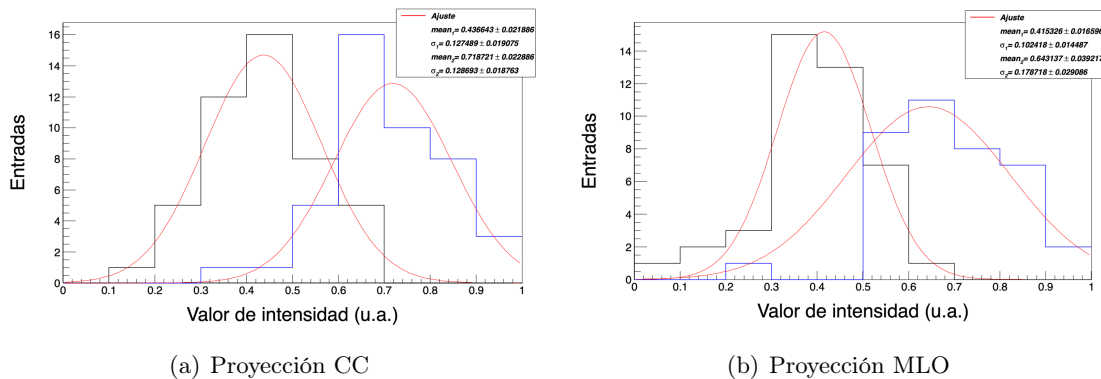


Figura B.8: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 4 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

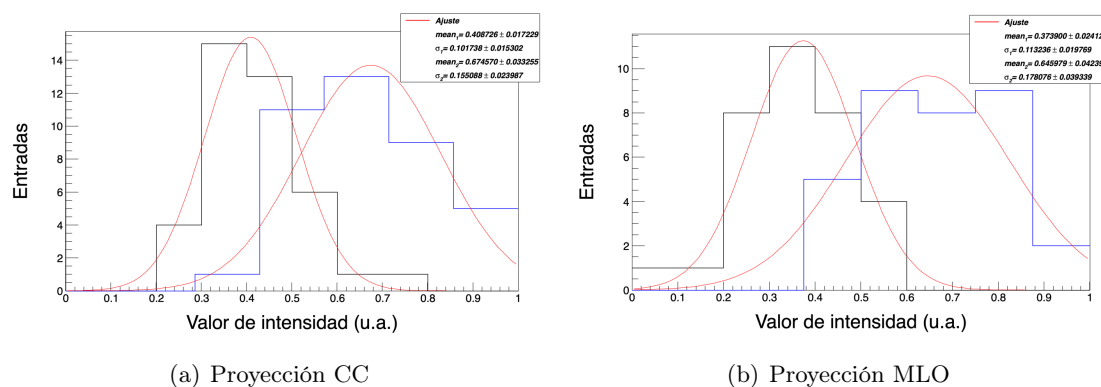


Figura B.9: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Sutileza 5 para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.

B.3 Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM

B.3. Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM

[H]

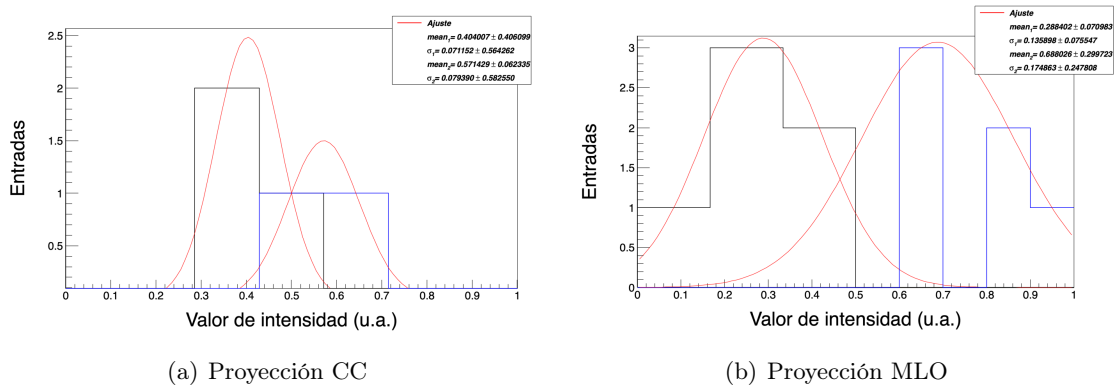


Figura B.10: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 2 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

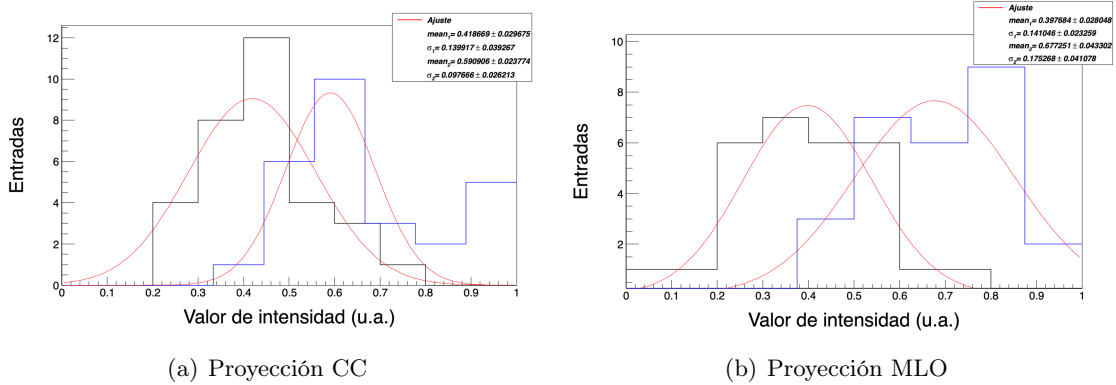


Figura B.11: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 3 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

Histogramas de frecuencia y distribuciones gaussianas de los valores mínimos y máximos de las intensidades de los píxeles para la base de datos DDSM.
B.3 Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM

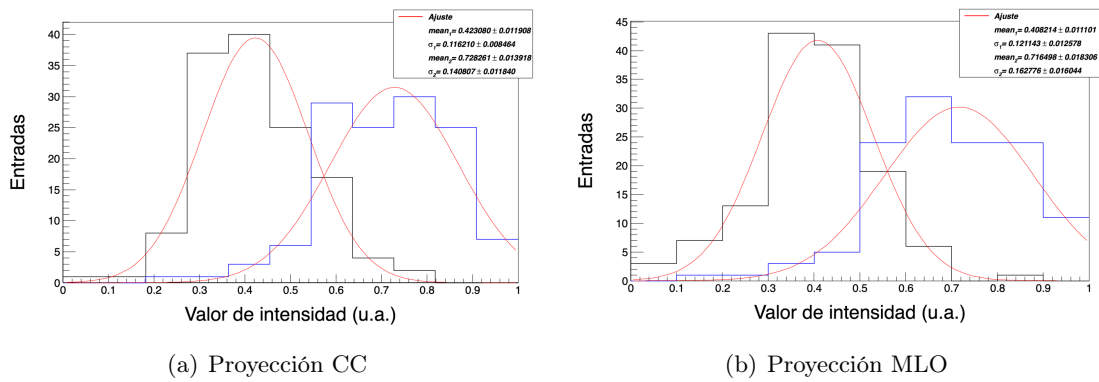


Figura B.12: Doble histograma de frecuencia y doble distribución gaussiana de los valores de intensidades mínimos y máximos de la subagrupación: Lesión 4 según BI-RADS para DDSM. (a) Para valores con proyección craneocaudal. (b) Para valores con proyección mediolateral oblicua.

Apéndice C

Gráficas de dispersión de los valores estadísticos obtenidos por agrupaciones.

C.1. Agrupación Sutileza de DDSM

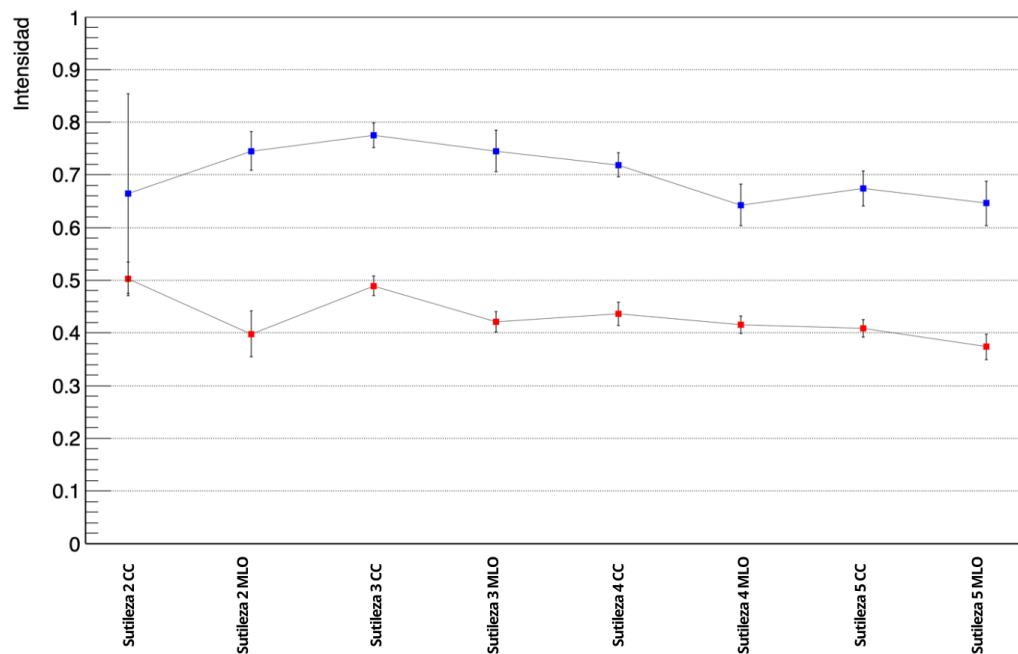


Figura C.1: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación sutileza para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.

Gráficas de dispersión de los valores estadísticos obtenidos por agrupaciones.
C.2 Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM

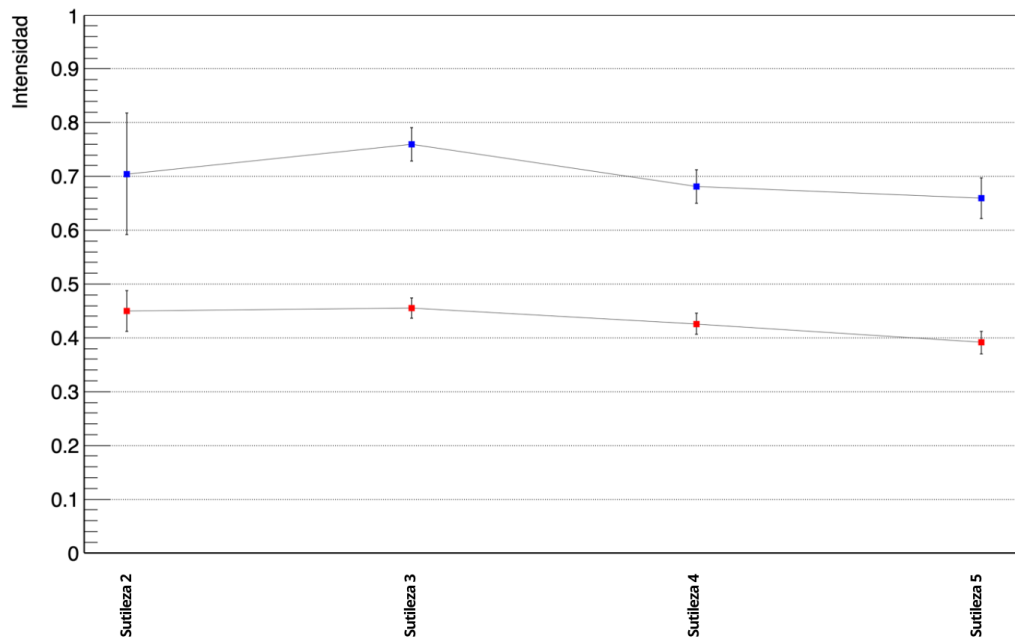


Figura C.2: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación sutileza para valores promediados de DDSM.

C.2. Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM

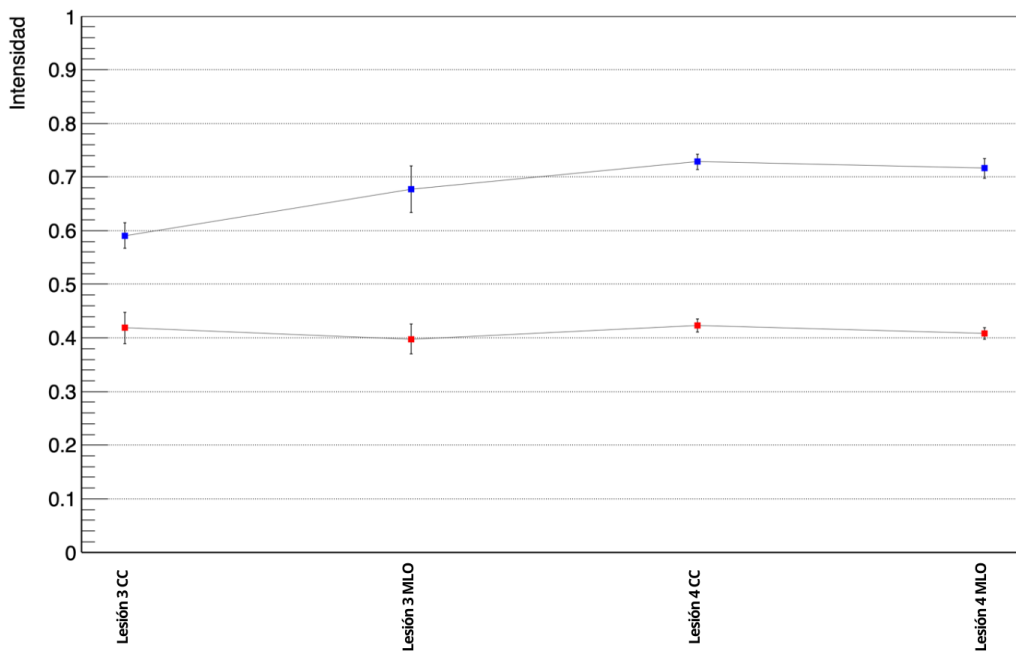


Figura C.3: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación lesión para valores de acuerdo a su proyección de DDSM.

Gráficas de dispersión de los valores estadísticos obtenidos por agrupaciones.
C.2 Agrupación Lesión según BI-RADS de DDSM



Figura C.4: Gráfica de dispersión de los valores obtenidos para las intensidades mínimas y máximas de la agrupación lesión para valores promediados de DDSM.

Bibliografía

- [1] Madero L. Medina C. Morales A. Sánchez C., Guzmán C. Mesa redonda: Enfermedades benignas de la glándula mamaria. In *Revista de la Facultad de Medicina UNAM*, pages 1–12, s.f.
- [2] Williams. Enfermedad mamaria. In *Ginecología, Cuarta edición*, pages 1–45, 2020.
- [3] Brosed A. Los rayos x y su generación. In *Fundamentos de Física Médica. Volumen 2: Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*, pages 21–52, s.f..
- [4] Bushberg J. Mammography. In *The Essential Physics of Medical Imaging. Third Edition*, pages 238–281, 2011.
- [5] Moreno E. Herrera K. Rodríguez M. Zepeda C.H., Vázquez M.G. Tumor and microcalcification characterization using entropy, fractal dimension and intensity values statistical analysis in a mammography. s.f.
- [6] Ma Y. Guo Y. Ma Y. Wang K. Dong M., Lu X. An efficient approach for automated mass segmentation and classification in mammograms. 2015.
- [7] Yébenes B. Realce de imágenes mamográficas mediante técnicas basadas en histograma para su clasificación por medio de redes neuronales convolucionales. In *Departamento de matemática aplicada a las tecnologías de la información y comunicaciones*, pages 1–54, s.f.
- [8] Dorantes J. Cálculo de dimensión fractal y entropía en tumores benignos y malignos. 2021.
- [9] Pawlina W. Ross M. Mamas. In *Histología. Texto y Atlas. Correlación con biología celular y molecular. Séptima edición*, pages 929–939, s.f.
- [10] Karam A. Mama. In *Diagnóstico y tratamiento ginecoobstétricos, Doceava edición*, s.f..
- [11] Agur A. Moore K., Dailey A. Mamas. In *Anatomía con orientación clínica. Séptima edición*, pages 196–210, s.f.
- [12] Mayayo E. Patología de la mama femenina. In *Patología*, pages 1–12, 2024.
- [13] Rodríguez V. Análisis de imágenes de mamografía para la detección de cáncer de mama. In *Temas de Ciencia y Tecnología*, pages 39–45, 2012.

- [14] Calhoun B. Livasy C. Patología de la mama. In *Patología. Un estudio de caso moderno, Segunda edición*, s.f.
- [15] Instituto Mexicano del Seguro Social. Guía de referencia rápida. In *Diagnóstico y Tratamiento de la Patología Mamaria Benigna en primer y segundo nivel de atención*, pages 1–29, s.f.
- [16] Almanza D. Juárez L. Análisis y clasificación de mamografías por escala birads. In *XXVII Verano De la Ciencia*, pages 1–12, s.f.
- [17] Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. Generalidades. In *Guía Tecnológica No.11: Mastógrafo*, pages 1–26, 2004.
- [18] Pérez P. Pavón C. Villaseñor Y., Aguilar L. Evaluación de la mama por imagen. In *Manual de Oncología, Sexta edición*, s.f.
- [19] Erazo A. Maafs E. Poitevin A. Cárdenas J., Bargalló E. Consenso mexicano sobre diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario. In *Gaceta Mexicana de Oncología*, pages 4–55, 2013.
- [20] Aspron M. Mamografía. analógica y digital. historia, evolución. In *Revista Argentina de Mastología*, pages 1–69, 2020.
- [21] Hurvitz S. Giuliano A. Enfermedades de la mama. In *Diagnóstico y tratamiento quirúrgicos, Quinceava edición*, pages 1–50, 2024.
- [22] López M.S. González I. Calderón M.A. Gallo J.L. Fernández J. Aibar L., Santalla A. Clasificación radiológica y manejo de las lesiones mamarias. In *Clínica e investigación en ginecología y obstetricia*, pages 141–149, 2011.
- [23] Ramos D. Espectro de rayos x. In *El haz de radiación*, pages 1–19, s.f.
- [24] Tema 2: Interacción de la radiación con la materia. In *Curso de SUPERVISORES de instalaciones radiactivas (IR) MÓDULO BÁSICO*, pages 1–21, 2013.
- [25] Piñeros F. Radiación y materia. In *Cálculo de la distribución espacial de dosis en unidades de cobalto usadas para tratamientos de radioterapia*, pages 3–6, s.f.
- [26] International Atomic Energy Agency. Mammography. In *Diagnostic Radiology Physics. A handbook for teachers and students*, pages 209–239, 2014.
- [27] Bushong. Capítulo 10: Cinco interacciones de los rayos x con la materia. In *Interacción de los rayos x con la materia*, pages 1–60, s.f.
- [28] El efecto compton. In *Física 3 - Rayos X*, pages 1–6, s.f.
- [29] Franco A. El efecto compton. In *Mecánica Cuántica*, 2016.
- [30] Suckling J. The mammographic image analysis society digital mammogram database. In *International Congress Series 1069*, pages 375–378, 1994.
- [31] Kopans D. Kegelmeyer W.P. Moore R. Chang K. MunishKumaran S. Heath M., Bowyer K. Mamografía digital. In *Kluwer Academic Publishers*, pages 457–460, 1998.