



UNIVERSIDAD
DE LOS ANDES

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES

FACULTAD DE CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE FISICA

**DETERMINACION DE LA CALIDAD DE IMÁGENES CLINICAS DIGITALES
PARA PROYECCIONES LATERALES DE TORAX**

Autor: Manuel Zambrano

Tutor Externo: Dr. Carlos Leal

Tutor Académico: Dr. Alberto Patiño

Mérida - Venezuela, octubre 2023.



UNIVERSIDAD DE LOS ANDES

FACULTAD DE CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE FISICA

**DETERMINACION DE LA CALIDAD DE IMÁGENES CLINICAS DIGITALES
PARA PROYECCIONES LATERALES DE TORAX**

Trabajo Especial de Grado para Optar al Título de Licenciado en Física.

Autor: Manuel Zambrano

Tutor Externo: Dr. Carlos Leal

Tutor Académico: Dr. Alberto Patiño

Mérida - Venezuela, octubre 2023.

AGRADECIMIENTOS

Agradeciendo a los profesores que han sido parte de mi carrera por su dedicación y esfuerzo y por mantener la academia viva, a la Universidad de Los Andes que es sin lugar a dudas la segunda mejor casa que he tenido, a mis jurados Carlos Pineda, Yohan Parra, como a mi tutor Carlos Leal por su paciencia y dedicación en la mentoría de dicho estudio, así como al profesor Alberto Patiño por siempre tenderle la mano a todos los estudiantes de física.

Agradeciendo a mi madre Elena Flores y a mis hermanos, por siempre darme su apoyo y creer en mí, como también a mi segunda familia, la familia Angulo, que sin ellos no hubiese sido posible todo esto, agradecido con Mariangel Zambrano♥ por estar siempre en los altos y los bajos. Muchas personas se escapan de este escrito, a todos los que han sido parte de esta meta les agradezco, por que ser agradecido es ser feliz y yo soy feliz gracias a ustedes.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	3
ÍNDICE DE TABLAS	6
ÍNDICE DE FIGURAS	7
RESUMEN	13
INTRODUCCIÓN	14
CAPITULO I	16
1. Planteamiento del problema.....	16
1.2. Objetivo general.....	22
1.2.1 Objetivos específicos	22
1.3. Justificación	23
CAPITULO II.....	25
2. Antecedentes.....	25
2.1.1. Estudios realizados en América Latina.....	25
2.1.2. Estudios realizados fuera de América Latina.	28
2.2. Marco teórico.....	30
2.2.1. Ondas electromagnéticas: Rayos x	30
2.2.2. Producción de rayos x.....	30
2.2.3. Interacciones electrón-ánodo	31
2.2.4. Interacciones rayos x-materia.....	33
2.3. Equipo de rayos x:	35
2.3.1. Consola de control:	35
2.3.2. Generador de alta tensión:	36

2.3.3. Tubo de rayos x:.....	37
2.3.4. Formación de la imagen:.....	38
2.4. Imagen Digital	42
2.4.1. Calidad de la imagen digital	42
2.5. Criterio de calidad de imagen diagnostica.....	48
 CAPÍTULO III.....	 51
3. MARCO METODOLÓGICO.....	51
3.1 Tipo y diseño de investigación:	51
3.2 Muestra	51
3.4. Materiales y Métodos.....	52
Figura 22. Chasis.	53
3.5. Análisis de datos	53
3.5.1. Software utilizado	54
3.5.2. Procesado de datos cualitativos.	57
3.5.3. Método propuesto para evaluar cuantitativamente la calidad de la imagen radiográfica.	58
 CAPÍTULO IV	 61
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	61
4.1. Resultados obtenidos de la normalización de los Criterios Europeos.	61
4.2. Resultados obtenidos por el método cuantitativo propuesto.	66
4.3. Método de análisis estadístico de los valores de SNR, CO, CNR y N.	83
4.4. Resultados obtenidos del estudio estadístico de las variables digitales.	86
4.4.1. Columna Vertebral.....	86
4.4.2. Esternón.....	92
4.4.3. Corazón.....	97

4.4.4. Diafragma	102
4.4.5. Zona Retrocardiaca	108
4.4.6. Zona Retroesternal	114
4. 4.5. Discusión respecto a los datos estadísticos con los datos de la calidad de imagen del método cuantitativo.....	120
CAPÍTULO V	125
5. CONCLUSIONES	125
5.1. Conclusiones	125
5.2. Recomendaciones:.....	129
REFERENCIAS.....	131

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Criterio de calidad en escala de Likert.	58
Tabla 2. Resultados obtenidos de la normalización de los Criterios Europeos (CE)	61
Tabla 3. Resultados obtenidos de la separación de las imágenes por Géneros.	62
Tabla 4. Posicionamiento de las 41 muestras según su CE y su género.	63
Tabla 5. Porcentaje de imágenes que cumplen con los criterios de calidad de imágenes radiográficas propuestos por las Unión Europea.....	66
Tabla 6. Porcentaje de imágenes que cumplen con los sub-criterios de calidad de imágenes radiográficas del criterio 6 propuesto por la Unión Europea.	66
Tabla 7. Densidades para cada región anatómica a estudiar.....	67
Tabla 8. Datos obtenidos de tomar los ROI en cada zona y evaluar la Ecuación 6 y Ecuación 7.	67

Tabla 9. Datos obtenidos luego de evaluar las imágenes que cumplen con el criterio de $\geq +2$.	73
Tabla 10. Tabla comparativa de las imágenes que cumplieron el criterio europeo y el método cuantitativo de calidad propuesto.	74
Tabla 11. Pruebas de normalidad.	75
Tabla 12. Prueba ANOVA.	75
Tabla 13. Modelo lineal.	76
Tabla 15. Datos obtenidos para la Columna Vertebral.	77
Tabla 16. Datos obtenidos para el Esternón.	78
Tabla 17. Datos obtenidos para el Corazón.	79
Tabla 18. Datos obtenidos para el Diafragma.	80
Tabla 19. Datos obtenidos para la Zona Retrocardiaca.	81
Tabla 20. Datos obtenidos para la Zona Retroesternal.	82
Tabla 21. Resumen de las gráficas del análisis estadístico.	83
Tabla 22. Resumen de valores medios de cada zona anatómica por el método cuantitativo propuesto obtenidos de las tablas 11, 12, 13, 14, 15 y 16.	85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema simple de un tubo de rayos X. (Halliday, Resnick, & Krane, 1999).	31
Figura 2. Esquema de producción de rayos característicos. (Bushong, 2010)	32
Figura 3. Espectro continuo de emisión de rayos x. (Bushong, 2010)	33
Figura 4. Esquema del antes y después de una colisión Compton. (Halliday, Resnick, & Krane, 1999)	34

Figura 5. Consola de equipo de rayos. (Bushong, 2010)	36
Figura 6. Representación simple de un tubo de rayos x rotatorio enfriado por aceite. (Bushong, 2010)	38
Figura 7. Transmisión e interacciones de los rayos x antes de llegar al receptor de imagen. (Bushong, 2010).....	39
Figura 8. Equivalencia de mAs con cantidad de rayos x. (Bushong, 2010)	40
Figura 9. Porcentaje de interacción según el voltaje para efecto Compton y efecto fotoeléctrico. (Bushong, 2010)	40
Figura 10. Porcentaje de interacción según el voltaje para efecto Compton y efecto fotoeléctrico. (Bouvet, 2023).....	42
Figura 11. A la izquierda figura 11a. Post procesado para visualizar un rango dinámico más acorde al ojo humano. A la derecha figura-11b. Rango dinámico de 14 bits con 16.384 valores de grises. (Bushong, 2010).....	43
Figura 12. a) Imagen radiográfica optima, b) Resolución espacial media y bajo ruido, contraste casi nulo. c) Resolución espacial baja, ruido medio y contraste alto. d) Resolución espacial alta, ruido alto y contraste nulo. (Alsleem & Davidson, 2012)	45
Figura 13. Espectro de diferencias entre el ruido de fondo de una muestra y la señal de interés. (O'Haver, 2023).....	46
Figura 14. Relación CNR. Cortesía del Dr. Pedro Ortíz.....	47
Figura 15. Bordes pulmonares.....	49
Figura 16. Tráquea.....	49
Figura 17. Angulo Costofrénico.	49
Figura 18. De izquierda a derecha, arriba borde posterior del corazón, la aorta, mediastino, de izquierda a derecha abajo diafragma, esternón y columna vertebral.	50

Figura 19. Equipo de rayos x.	53
Figura 20. Tubo de rayos x	53
Figura 21. Digitalizador de imágenes.	53
Figura 22. Chasis.	53
Figura 23. Herramienta ROI Manager.	56
Figura 24. Toma de muestra.	56
Figura 25. Muestras totales tomadas por cada imagen.	57
Figura 26. La radiografía anterior muestra las tres zonas de interés que se van a estudiar en el método que se propone en este estudio.	59
Figura 27. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de todas las imágenes dentro de los rangos de la escala de Likert.	64
Figura 28. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de las imágenes de pacientes femeninos dentro de los rangos de la escala de Likert.	64
Figura 29. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de las imágenes de pacientes masculinos dentro de los rangos de la escala de Likert.	65
Figura 30. Gráfica de dispersión para la zona hueso.	70
Figura 31. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen donde su diferencia está por debajo del 20%. Zona hueso.	70
Figura 32. Gráfica de dispersión para la zona Aire-pulmón.	71
Figura 33. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen cuando su diferencia está por debajo del 20%. Zona Aire-pulmón.	71
Figura 34. Gráfica de dispersión para la zona Músculo.	72
Figura 35. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen cuando su diferencia está por debajo del 20%. Zona Músculo.	72

Figura 36. Gráfica distribución de frecuencia vs SNR de la Columna Vertebral.....	87
Figura 37. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Columna Vertebral con análisis de picos.....	87
Figura 38. Gráfica de frecuencia vs CO de la Columna Vertebral.	88
Figura 39. Gráfica de frecuencia vs CO de la Columna Vertebral con análisis de picos.....	89
Figura 40. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Columna Vertebral.	89
Figura 41. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Columna Vertebral con análisis de picos.....	90
Figura 42. Gráfica de frecuencia vs N de la Columna Vertebral.....	91
Figura 43. Gráfica de frecuencia vs N de la Columna Vertebral con análisis de picos.....	91
Figura 44. Gráfica de frecuencia vs SNR del Esternón.	92
Figura 45. Gráfica de frecuencia vs SNR del Esternón con análisis de picos.	93
Figura 46. Gráfica de frecuencia vs CO del Esternón.	93
Figura 47. Gráfica de frecuencia vs CO del Esternón con análisis de picos.	94
Figura 48. Gráfica de frecuencia vs CNR del Esternón.....	95
Figura 49. Gráfica de frecuencia vs CNR del Esternón con análisis de picos.....	95
Figura 50. Gráfica de frecuencia vs N del Esternón.	96
Figura 51. Gráfica de frecuencia vs N del Esternón con análisis de picos.	97
Figura 52. Gráfica de frecuencia vs SNR del Corazón.....	98
Figura 53. Gráfica de frecuencia vs SNR del Corazón con análisis de picos.....	98
Figura 54. Gráfica de frecuencia vs CO del Corazón.	99
Figura 55. Gráfica de frecuencia vs CO del Corazón con análisis de picos.	99

Figura 56. Gráfica de frecuencia vs CNR del Corazón.	100
Figura 57. Gráfica de frecuencia vs CNR del Corazón con análisis de picos.	100
Figura 58. Gráfica de frecuencia vs N del Corazón.	101
Figura 59. Gráfica de frecuencia vs N del Corazón con análisis de picos.	101
Figura 60. Gráfica de frecuencia vs SNR del Diafragma.	102
Figura 61. Gráfica de frecuencia vs SNR del Diafragma con análisis de picos.	103
Figura 62. Gráfica de frecuencia vs CO del Diafragma.	104
Figura 63. Gráfica de frecuencia vs CO del Diafragma con análisis de picos.	104
Figura 64. Gráfica de frecuencia vs CNR del Diafragma.	105
Figura 65. Gráfica de frecuencia vs CNR del Diafragma con análisis de picos.	106
Figura 66. Gráfica de frecuencia vs N del Diafragma.	107
Figura 67. Gráfica de frecuencia vs N del Diafragma con análisis de picos.	107
Figura 68. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retrocardiaca.	108
Figura 69. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.	109
Figura 70. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retrocardiaca.	110
Figura 71. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.	110
Figura 72. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retrocardiaca.	111
Figura 73. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.	112
Figura 74. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retrocardiaca.	113
Figura 75. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.	113

Figura 76. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retroesternal.....	114
Figura 77. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retroesternal con análisis de picos.....	115
Figura 78. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retroesternal.....	116
Figura 79. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retroesternal con análisis de picos.....	116
Figura 80. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retroesternal.....	117
Figura 81. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retroesternal con análisis de picos.....	118
Figura 82. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retroesternal.....	119
Figura 83. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retroesternal con análisis de picos.....	119

RESUMEN

El presente trabajo busca un método que permita determinar cuantitativamente la calidad diagnóstica de las imágenes clínicas radiográficas laterales de tórax, y a su vez las relaciones estadísticas que existen entre los parámetros digitales como: Relación señal ruido (SNR), Contraste (CO), Relación ruido contraste (CNR) y Ruido (N) con la calidad de imagen. Se trabajó con 41 radiografías laterales de tórax obtenidas de un centro médico en Mérida-Venezuela. Las imágenes de Rayos X (Rx) se evaluaron mediante los criterios de calidad propuestos por la Unión Europea, se analizaron dichos datos mediante una escala de Likert. El método estadístico consistió en evaluar los parámetros digitales SNR, CO, CNR y N de cada imagen, utilizando el programa ImageJ y la herramienta (Roi), las regiones de interés que se estudiaron fueron; el Diafragma, el Esternón, la Columna Vertebral, el Corazón, la Zona Retrocardiaca y la Zona Retroesternal. De todos los datos obtenidos se evaluó la frecuencia con que estos se repetían usando el programa OriginsPro. Las curvas de tendencias fueron posteriormente analizadas por desconvolución. Se obtuvo como resultados que del 100% de las muestras solo el 65,8% de las muestras son buenas o *Excelente*, por otra parte, se obtuvo que el método cuantitativo coincide con la cantidad de imágenes del método cualitativo, siendo 19 imágenes *Excelente* para el primero y 19 imágenes para el segundo, donde 14 imágenes coinciden en ambos procedimientos. El método estadístico permitió asociar los parámetros digitales a las imágenes *Excelente*, obteniendo discrepancias menores al 5% demostrando que existe una relación directa entre la calidad digital de imagen y dichos parámetros. Este estudio propone el mejoramiento de estas técnicas para automatizar el análisis de calidad de imagen, mejorando el diagnóstico y la dosis colectiva.

Palabras Clave: Radiografía Lateral, Rayos x, Relación Señal Ruido, Contraste, Relación Ruido Contraste, Ruido, Calidad de Imagen.

INTRODUCCIÓN

Los estudios de Rayos X (Rx) son sin duda alguna un antes y un después en la medicina moderna, los antiguos médicos solo podían explorar internamente un cuerpo humano bien, en una intervención quirúrgica o estando ya muerto. Sin lugar a dudas, desde su descubrimiento y aplicabilidad estos han sido objeto de estudio, mejorando en los años las dosis y la calidad de imagen, como también los diagnósticos, atacando tempranamente enfermedades como el cáncer de mama. La rigurosidad con que se escogen los parámetros físicos que definen los Rx óptimos también han evolucionado, por lo que siempre ha surgido la necesidad de capacitar a los técnicos e imagenólogos a medida que estas tecnologías crecen.

Es importante resaltar la calidad de una imagen radiográfica, ya que de esta depende la correcta apreciación de una patología. Internacionalmente, se han llegado a convenios donde se proponen las mejores formas de realizar una inspección de la calidad de imagen. La Unión Europea en este caso propone una serie de pasos donde se establecen las regiones de interés (anatómicas) que se deben apreciar en una radiografía de tórax a simple inspección (EU, 1996), pero la cuestión que surge es que a medida que el profesional médico o radiólogo obtiene más experiencia sesga la evaluación de la calidad de la imagen, o a medida que las máquinas de Rx se automatizan y se digitalizan las imágenes, estas últimas son más precarias, así lo indican los estudios realizados por (Manzaneda Del Río, 2019; Bernardo, Pérez-Díaz, Echevarría, & Díaz, 2018; Aluja, Cañón, Mantilla, Martínez, & Lozano, 2016)

A pesar de que se establecen normas en el uso de los equipos y en la forma en que se evalúa la calidad de la imagen, existen pocos estudios que permiten relacionar la calidad de la imagen radiográfica con los parámetros digitales de los cuales está compuesta, cabe

destacar que hay estudios donde se pretende usar software para ayudar al uso clínico a realizar diagnósticos más precisos, como el realizado por (Rodríguez, Prieto, Correa, Avilán, Ulloa, & Caicedo, 2006), en este caso es necesario una evaluación previa de la calidad de la imagen para disminuir la incertidumbre que puede acarrear el resultado final de dichos análisis por errores sistemáticos de este tipo.

El enfoque de evaluar la calidad de la imagen radiológica se puede llevar en diferentes direcciones, en este estudio se buscó un método general que permita discriminar que imagen es buena y cual es deficiente, con el fin de disminuir el error en el diagnóstico y evitar el uso innecesario de radiaciones ionizantes ya que con este tipo de caracterización cuantificada también se puede apoyar una técnica que permita evaluar el desempeño de los operadores o técnicos radiólogos de manera indirecta.

Estudios como el de (Labania, P., Kasman, Rahman, & Ulum, 2021) y (Bernardo, Pérez-Díaz, Echevarría, & Díaz, 2018) buscan optimizar el uso de las radiaciones mediante el análisis de los parámetros digitales y como estos se correlacionan con los parámetros físicos de la equipos de Rx, en este estudio, por otra parte, se evaluó y se propusieron métodos que permitan relacionar los dichos parámetros con la calidad de la imagen, y si es posible con los parámetros físicos, ya que la forma en cómo se obtiene la imagen inicialmente es por medios físicos.

Si se logra determinar una técnica eficaz y rápida permitirá la rápida valoración de una imagen, si el resultado es positivo o negativo, dependiendo del mismo se podrían tomar medidas a corto plazo que logren mejorar las situaciones institucionales y gubernamentales que rigen el correcto funcionamiento de la práctica de utilización de los rayos x.

CAPITULO I

1. Planteamiento del problema

En medicina el uso de imágenes para estudiar el cuerpo humano y también las enfermedades que este padece es fundamental, a lo largo de los años especialidades como la imagenología se ha hecho más importantes en cualquier institución médica. La RAE define imagenología como “El estudio y utilización clínica de imágenes producidas por rayos x, el ultrasonido, la resonancia magnética, entre otros...” (RAE, 2023). Así pues, la definición de la palabra engloba las tecnologías que son necesarias para la obtención de las mismas, cabe destacar que la mayoría de los estudios son realizados con técnicas radiológicas, a nivel mundial el uso médico de radiaciones ionizantes, según la organización mundial de la salud (OMS), es de más de 3.600 millones de pruebas diagnósticas radiológicas al año, 37 millones de pruebas de medicina nuclear y 7,5 millones de tratamientos con radioterapia (OMS, 2023).

En noviembre del 2022, México publico cifras respecto al uso de técnicas radiográficas y, según el IMSS (Instituto Mexicano del Seguro Social) (IMSS, 2022) se realizaron casi 19 millones de estudios en sus centros de atención. Los exámenes radiológicos de diagnóstico más comunes son; tomografía computarizada (TC), fluoroscopia, resonancia magnética (RM), mamografía, ultrasonido, tomografía por emisión de positrones, medicina nuclear y radiografías simples.

Las radiografías simples son aquellas que se obtienen mediante el uso de Rx, y las más utilizadas son; radiografía de pelvis, tórax, abdominal, de hueso, enema opaco, de los dientes, de una extremidad, de las articulaciones, cuello, cráneo, esqueleto. Dentro de los estudios radiográficos mencionados anteriormente, los que abarcan la zona torácica son los

usados con mayor frecuencia, como lo exponen (Mettler, Jr, y otros, 2009) para el año 2006, en los Estados Unidos este abarcaba el 46,2% de todos los procedimientos radiográficos, es decir, se realizaron 129 millones de radiografías de tórax.

En el año 2020, con el inicio de la pandemia global del Covid-19, aumentó el uso de la radiografía de tórax, como lo expone (Martínez Chamorro, Díez Tascón, Ibáñez Sanz, Ossaba Vélez, & Borrueal Nacentaa, 2020) este estudio radiográfico fue usado generalmente como la primera prueba de imagen para pacientes con sospecha o confirmación de Covid-19 por su utilidad, disponibilidad y bajo costo. Ya a finales de octubre de ese mismo año el número de casos confirmados en todo el mundo alcanzó los 46 millones como menciona (Martínez Chamorro, Díez Tascón, Ibáñez Sanz, Ossaba Vélez, & Borrueal Nacentaa, 2020), por lo que se puede deducir que se hicieron aproximadamente un número similar de radiografías de tórax. El estudio óptimo incluye las proyecciones postero anterior (PA) y lateral en bipedestación.

La radiografía lateral de tórax es un estudio radiográfico comúnmente realizado como complemento de las proyecciones AP (anteroposterior) o PA (postero anterior) de tórax. Se utilizan a menudo para confirmar anomalías en la zona torácica o si es el caso, determinar alguna en donde las proyecciones regulares no lo permiten (Vargas Romero, 2013). Cabe destacar que la calidad de la imagen es importante para determinar el diagnóstico mediante Rx según un estudio realizado en el 2014 por (Little, y otros, 2016) establecen que las imágenes de tórax rechazadas por mala calidad pueden llegar a un 25% de las imágenes totales, a pesar de que se busca una expectativa de rechazo menor o igual al 10%.

Conocer la cantidad de imágenes rechazadas es de vital importancia debido a que nos brinda información sobre el funcionamiento y la calidad real del servicio, además de

que nos muestra si las medidas que se implementan para evaluar la calidad del servicio, están funcionando o no, permitiendo mejorar aquellos aspectos que estén fallando (Niño Torres & Martínez Polo, 2022). Por otra parte (Zapata, 2018) reporta que Venezuela tiene una tasa de buena calidad de imagen del 50,4% con lo cual casi la mitad de las imágenes son de calidad dudosa o mala.

La calidad de la imagen puede definirse como “un juicio subjetivo realizado por los clínicos, siendo el resultado de la combinación de características de densidad, contraste, latitud, nitidez, poder de resolución y, sumándose a esos, el encuadramiento de la región de interés” (NOCAIMA, 2018 p.3). Esta puede ser enfocada desde dos perspectivas diferentes, una que la mide desde su capacidad para permitir realizar un diagnóstico exacto, y desde una perspectiva más objetiva que mide sus parámetros físicos (Carril Iglesias, Chavalier del Río, Fernández Gonzáles, Lobato Busto, & Medina Jiménez, 2000). Los parámetros físicos importantes en la obtención de imágenes radiográficas para (Alvarado, 1997) son; el contraste, el rango dinámico, histograma de la imagen digital, por otra parte, para (Vano, Ubeda, Leyton, & Miranda, 2008) son; valor píxel, ruido, relación señal ruido, relación ruido contraste y figura de mérito, por mencionar los más importantes.

La Unión Europea promueve una guía de criterios de calidad para radiodiagnóstico que permite cumplir con la perspectiva cualitativa anteriormente mencionada, según (EU, 1996) las directrices intentan introducir criterios básicos que han demostrado la calidad de la información diagnóstica con los valores de dosis razonables aplicados al paciente. Esta guía se enfoca principalmente en evaluar zonas anatómicas específicas como; borde posterior del corazón, la aorta, mediastino, diafragma, esternón y columna vertebral, las cuales deben contener una nitidez visual que las haga fácilmente identificables, por otra parte, esta guía también toma en cuenta los parámetros de exposición para el paciente, que

en el caso del tórax las exposiciones no deben ser mayores a 100 ms y el voltaje debe estar en un rango de 75-85 kv.

Desde la invención del equipo de Rx como herramienta para determinar un diagnóstico médico, ha evolucionado consigo una rama de investigación que a lo largo de los años ha regulado y dictaminado parámetros para su correcto uso en medicina y otras ramas, conocida como Protección Radiológica, el CSN (CSN, 2023) (consejo de seguridad nuclear) la define como “La protección radiológica es una actividad multidisciplinar, de carácter científico y técnico, que tiene como finalidad la protección de las personas y del medio ambiente contra los efectos nocivos que pueden resultar de la exposición a radiaciones ionizantes.” La protección radiológica se basa en tres dogmas fundamentales; justificación, optimización y límite de dosis.

La justificación establece que, si un paciente necesita un examen o un tratamiento mediante radiaciones ionizantes, el beneficio debe ser mayor que el riesgo que supone recibirlas. (Barba , Ruiz García, & Hidalgo, 2019). La Optimización parte del principio ALARA “*As Low As Reasonably Achievable*” que significa en español “tan bajo como sea razonablemente posible” (CSN, 2023) es decir, no exponer al paciente más de lo necesario. Límite de dosis hace referencia a los entes regionales e internacionales que establecen límites de dosis en acuerdos y legislaciones. Organizaciones internacionales como el ICRP (Comisión internacional de protección radiológica) ofrecen guías y documentos técnicos con normativas vigentes en temas de seguridad nuclear y protección radiológica.

Por otra parte, en Venezuela existe una organización que establece este tipo de normativas (COVENIN-218-1, 2000), conocida como COVENIN (Comisión Venezolana de Normas Industriales) en su norma (CUN, 2023) algunos de sus objetivos es aplicar la protección radiológica en controles periódicos de equipos, en mantenimiento periódico,

calibraciones y control de calidad. En la parte operacional se enfoca en el uso adecuado de los equipos, personal capacitado, dosimetría personal y clínica. Cabe destacar que en Venezuela este tipo de normas muy poco se cumplen, tampoco se han realizado investigaciones dosimétricas a gran escala que permitan establecer niveles orientativos, debido a esto se utilizan niveles internacionales de referencia.

Continuando con el principio ALARA La dosimetría clínica es la cantidad de radiación que puede ser absorbida por un paciente tratando de disminuir el riesgo. (CUN, 2023) y la dosimetría personal que está enfocada a los trabajadores expuestos recurrentemente a equipos de radiación ionizante, en un principio, la dosimetría también abarca una serie de normas que se deben cumplir para recibir la menor cantidad de radiación anual posible, como se menciona en (Tomasina, y otros, 2010) la constante evaluación de las áreas de trabajo donde se aplican técnicas de radiodiagnóstico, permite intervenir y evaluar riesgos de forma temprana, si el caso es de sobre exposición [Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)], se pueden ejecutar protocolos pertinentes para mejorar las condiciones de trabajo bajo exposiciones a radiaciones ionizantes, por otra parte, este estudio convalida la necesidad de monitorear las instalaciones hospitalarias, reforzando el uso de dosímetros para la constante verificación y la fomentación del uso de las técnicas dosimétricas pertinentes.

Es importante resaltar la calidad de la imagen diagnóstica, según (Tomasina, y otros, 2010) en un estudio de 700 radiografías laterales de tórax el 6%, es decir, 42 imágenes fueron rechazadas por no cumplir criterios de calidad cualitativos anteriormente mencionados, la línea de tendencia muestra que el 10% de imágenes laterales posiblemente serán rechazadas, en detrimento del principio ALARA estos pacientes tienen que ser

nuevamente expuestos a radiaciones ionizantes, exponiéndose el técnico y claramente aumentando la dosis colectiva poblacional.

En la literatura hay pocos estudios donde se relacione la imagen y su calidad con parámetros cuantitativos, algunos de estos asignan valores binomiales a las zonas anatómicas que se deben observar para posteriormente hacer un análisis estadístico, como se muestra en (Vano, Guibelalde, Morillo, Alvarez, & Fernández, 1995). Un estudio realizado en Perú en el 2021 (Manzaneda Del Río, 2019) muestra un 63,1% de imágenes de Rx de tórax *Deficiente*, tomando como referencia los criterios de la Unión Europea y haciendo uso estadístico para describir resultados.

Por otra parte, existen estudios más vanguardistas que proponen el uso de la teoría de fractales matemáticos, como lo plantea (Rodríguez, Prieto, Correa, Avilán, Ulloa, & Caicedo, 2006) los resultados son prometedores, ya que se logró caracterizar zonas anatómicas matemáticamente y estas medidas son independientes de las observaciones de la experiencia del especialista. En Chile se realizó un estudio que buscó relacionar la dosis de radiación con la calidad de imagen, (Vano, Ubeda, Leyton, & Miranda, 2008) propone utilizar parámetros cuantitativos de la imagen (algunos expuestos anteriormente), y ellos exponen que “La caracterización de los sistemas de fluoroscopia de rayos X en términos de dosis y calidad de imagen permiten conocer información básica sobre tasas de dosis en diferentes escenarios y modos de adquisición”, brindándole a los médicos herramientas de juicio que les ayudarían a mejorar sus procedimientos, es decir, siempre en búsqueda de cumplir con el principio ALARA. La tesis (Descalzo, 2020) propone el uso de modelos de aprendizaje automáticos basado en redes neuronales sobre radiografías de tórax, para ayudar a la toma de decisiones en el diagnóstico del paciente.

Los estudios mencionados siguieron el uso de tecnologías para el cumplimiento de criterios de calidad de imagen y dosimetría; como se definió anteriormente, la calidad de imagen está sujeta a un juicio subjetivo realizado por los expertos clínicos, en el trabajo (Aluja, Cañón, Mantilla, Martínez, & Lozano, 2016) usan el índice kappa para valorar la calidad técnica radiológica en imágenes de tórax, analizadas por cinco médicos y dos radiólogos, obteniendo un índice $k=0,44$ para la calidad de imagen, estando en un grado de acuerdo moderado (Abraira, 2001).

La evidencia anteriormente presentada, permite plantear la necesidad de cuantificar los métodos de valoración de la calidad de imagen, de forma que se puedan establecer límites en cuanto a cuando una imagen pueda ser recibida o rechazada para su uso diagnóstico, contribuyendo así a reducir el error en este último, aportar una base para los mecanismos pertinentes de asesoría y control de dosis, y analizar posibles fallas del personal técnico o de equipos. Por consiguiente, resulta pertinente la realización de un estudio con un enfoque metodológico preciso que busque dar respuesta a la siguiente interrogante ¿Cómo se puede reducir el error en la interpretación de la imagen mediante un método cuantitativo?

1.2. Objetivo general

Determinar cuantitativamente la calidad diagnóstica de las imágenes clínicas radiográficas laterales de tórax.

1.2.1 Objetivos específicos

- 1.3. Identificar los parámetros cuantitativos relacionados con la calidad de la imagen clínica.

- 1.4. Determinar un método para el análisis de los parámetros de la calidad de imagen.
- 1.5. Analizar estadísticamente los parámetros clínicos de la Unión Europea.
- 1.6. Comparar los datos obtenidos con los lineamientos cualitativos propuestos por la Unión Europea.

1.3. Justificación

El uso de la imagenología a través de rayos X es uno de los principales medios diagnósticos que existen en el mundo de la medicina, y son las radiografías de tórax tanto AP como lateral) las más comúnmente utilizadas por lo que la calidad de la imagen es importante para conseguir un correcto y preciso diagnóstico, sin embargo y como se mencionó anteriormente muchos estudios previos que han buscado evaluar o determinar la calidad de las imágenes radiográficas han reflejado que existe una cantidad significativa de radiografías de mala calidad que incluso puede llegar a ser del 50%, trayendo como consecuencia una alta tasa de rechazo de las Rx, lo que supone para el paciente tener que exponerse nuevamente a radiaciones ionizantes, recibiendo así dosis mayores de las necesarias, lo que vuelve fundamental determinar la calidad de las imágenes de rayos X, para reducir estos problemas y contribuir con la obtención de un preciso diagnóstico.

Por otra parte, los métodos utilizados actualmente para evaluar la calidad de las imágenes radiográficas se basan principalmente en criterios cualitativos, que pueden cambiar entre un evaluador y otro, lo que vuelve a dichos métodos muy inexactos, por esta razón, se vuelve relevante y necesario proponer un método que permita cuantificar la valoración de la calidad de las imágenes radiográficas.

Por último, no existe a nivel nacional un estudio que proponga un método cuantitativo que permita determinar la calidad de las imágenes radiografías a través de parámetros físicos medibles, por lo que la realización de este estudio permitirá llenar ese vacío y servirá como precedente para futuras investigaciones.

CAPITULO II

2. Antecedentes

En esta primera sección del capítulo II se recopilaron estudios previos en relación con esta investigación, citados en orden temático, organizados en subtítulos, y dentro de cada apartado estos serán descritos en orden cronológico, comenzando desde el más antiguo, hasta el más reciente iniciando por aquellos estudios que fueron realizados en América Latina, y luego todos aquellos estudios realizados fuera de esta región.

2.1.1. Estudios realizados en América Latina

(Rodríguez, Prieto, Correa, Avilán, Ulloa, & Caicedo, 2006). En el año 2006 en Colombia, elaboraron una investigación cuyo propósito fue desarrollar una nueva medida morfométrica objetiva, a partir de medidas fractales adecuadas al objeto de estudio, en este caso las placas de tórax. Se desarrolló un estudio exploratorio descriptivo donde se utilizaron placas de tórax (PA) de 14 pacientes proporcionadas por el archivo docente del departamento de imágenes diagnósticas de la Universidad Nacional de Colombia en Bogotá, se calculó el índice cardiororácico para cada radiografía donde se requirió el diseño de dos rejillas, una con cuadros de 1,5 cm de lado y un total de 32 cuadros en el eje vertical para esta cuadrícula, las rejillas fueron superpuestas a las placas y se hizo un conteo de cuadros a través del método de *Box-Counting* para hallar las dimensiones fractales. Este estudio concluyó que las dimensiones fractales permiten realizar una caracterización matemática de las imágenes radiológicas de placas de tórax de pacientes con diferentes patologías.

El estudio de (Vano, Ubeda, Leyton, & Miranda, 2008), durante el año 2008 realizaron un estudio en Chile que buscaba caracterizar los sistemas de fluoroscopia de rayos X en términos de dosis y calidad de imagen, para esto se aplicó el protocolo de caracterización propuesto por los programas de investigación europeos DIAMOND (Safety and Efficacy for New Techniques and Imaging using New Equipment to Support European Legislation) y SENTINEL (Basic Safety Standards Directive and the Medical Exposures Directive) , además las imágenes incluidas estaban en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) y para analizar la calidad de la imagen de las misma se utilizó el software Osiris, versión 4.18. Los parámetros numéricos utilizados para evaluar la calidad de imagen fueron: la relación señal-ruido, parámetro para la evaluación de sensibilidad de bajo contraste. Llegaron a la conclusión de que los parámetros utilizados para evaluar la calidad de imagen de los sistemas relación señal ruido contraste y la resolución espacial de alto contraste, muestran una gran variabilidad dependiendo del espesor del Metacrilato de Polimetil presentes en los sistemas de fluoroscopia de rayos X.

En el año 2018 (Bernardo, Pérez-Díaz, Echevarría, & Díaz, 2018) en Cuba, elaboraron una investigación, cuyo objetivo fue optimizar la relación entre la calidad de imagen y la dosis media glandular para un equipo de mamografía digital de tecnología CR (radiografía computarizada), para ello se utilizó un equipo especializado de adquisición CR, con combinaciones de ánodo/filtro de Mo/Mo y Mo/Rh, también utilizaron un maniquí antropomórfico RMI-169 el cual proporcionaba un tejido equivalente a una mama real, el estudio obtuvo un total de 9 imágenes a las cuales se le evaluó su calidad, para esto se establecieron regiones de interés (ROI) en las imágenes y a las mismas se le calcularon la relación señal ruido, la relación ruido contraste, así como el contraste, además de otras medidas relativas a la imagen como distancia espectral, índice de similitud estructural, error

medio cuadrático; por otra parte, 30 imágenes escogidas de forma aleatoria también fueron evaluadas de manera subjetiva por dos observadores expertos. Los resultados de esta investigación revelaron que las diferencias de calidad de imágenes de acuerdo a la relación señal ruido no fueron significativos entre los diferentes valores de mAs, además se observó que al aumentar el kVp se disminuye la relación ruido contraste, asimismo el comportamiento del contraste ante diferentes variaciones de corriente tuvo un comportamiento similar al parámetro anteriormente mencionado.

Un estudio de (Manzaneda Del Río, 2019) en el año 2021 en Arequipa Perú, cuyo objetivo fue valorar la calidad de imagen de las radiografías de tórax en adultos tomadas en el Hospital Regional Honorio Delgado en el período 2019. Para esto se elaboró un estudio observacional descriptivo donde se utilizó como muestra 328 radiografías elegidas de manera aleatoria; los criterios de calidad relacionados al paciente utilizados para evaluar dichas radiografías fueron los propuestos por la comisión europea, que incluyen los siguientes criterios: cobertura de campos pulmonares, rotación y simetría del tórax, posición del tórax y grado de inspiración y los criterios relacionados a factores de exposición fueron: densidad óptica, contraste y resolución. Este estudio concluyó que las radiografías digitales de tórax poseen una inadecuada calidad de imagen presente en 207 casos, es decir en el 63,11% del total de radiografías valoradas y que además por cada radiografía de tórax adecuada hay aproximadamente 2 que no lo están.

En el 2022, realizó una investigación en Lima Perú (Rosales, 2021) que tenía la finalidad de determinar la calidad de las imágenes radiográficas de tórax en pacientes COVID-19 en el Instituto de Imágenes Médicas durante los meses de enero a abril del 2021. Se llevó a cabo un estudio cuantitativo observacional sobre una población de 400 imágenes radiográficas postero anterior de tórax, de la cuales se obtuvo una muestra final

de 196 imágenes radiográficas en pacientes COVID-19, los criterios de calidad utilizados para evaluar la calidad de las imágenes incluían: inspiración, simetría de tórax, escápulas disociadas, ausencia de artefactos externos, patrón Bronco vascular observable, pulmón retrocardiaco, mediastino, y adecuada penetración de la columna; posteriormente la información recolectada fue tabulada en Microsoft Excel 2019 y luego fueron examinados en el programa SPSS v. 26.0. Como resultados se encontró que existe una baja calidad de imagen en la Rx de tórax estudiadas; dado que en un poco más de las dos terceras partes de los casos tiene una baja calidad (123 casos, 62,7%), sobrepasando los casos con buena calidad (73 casos, 32,2%), además que de los 8 criterios de calidad establecidos solo 37,2% imágenes radiográficas de tórax cumplieron con todos los criterios anteriormente expuestos.

2.1.2. Estudios realizados fuera de América Latina.

(Mori, y otros, 2013). Realizaron una investigación en el 2011 que busco proponer un nuevo método de análisis que incorpora el algoritmo de transformación *Top-Hat* usado en el análisis morfológico de la relación ruido contraste y evaluar su utilidad para mamografía que posean una textura compleja. Para esto emplearon el RMI169 *breast phantom*, usualmente utilizado para evaluación visual de imágenes de rayos X de mama, luego las imágenes obtenidas se convirtieron al formato de archivo DICOM, ya que, es sobre este formato que se puede realizar un análisis de la relación ruido contraste, posteriormente sobre dichas imágenes se seleccionaron dos regiones de interés (ROI) que abarcaban las lesiones de microcalcificación presente en el Rx, para el método de análisis de la relación ruido contraste se utilizó el algoritmo de transformación *Top-Hat*, este método computacional descompone la imagen que se va a analizar en un componente de

textura y un componente de ruido de la imagen mediante el uso de un núcleo circular (un círculo con un radio de r píxeles). Este estudio encontró que se puede realizar un análisis confiable de la relación ruido contraste con el algoritmo de transformación *Top-Hat* en imágenes de Rx digitales y que, además, esto puede optimizar la calidad de una imagen con una textura compleja a la hora de analizar la relación señal ruido contraste.

(Labania, P., Kasman, Rahman, & Ulum, 2021), durante el año 2021 en Indonesia realizaron una investigación que buscaba determinar la calidad de las imágenes radiográficas en radiografía digital analizándolas a través de programa de análisis ImageJ, para esto se utilizaron monedas de aluminio de diferentes espesores (8,25 mm, 16,5 mm, 24,75 mm, 33 mm, 41,25 mm, 49,5 mm y 57,75) como objetos de estudio, para mostrar diferencias en los niveles de grises en radiografías; los parámetros de medición observados fueron variaciones de voltaje de 60, 65, 70 y 75 kVp con variaciones de corriente de 16, 20 y 25 mAs respectivamente. A través del programa ImageJ se realizó un análisis de histograma de las imágenes para obtener el valor promedio de píxel (μ), la desviación estándar (σ), el cálculo de los valores relación señal ruido contraste (SNR) y el análisis del valor de contraste (C) mediante cálculo del valor de gris de la imagen utilizando la técnica ROI (Región de interés) en las monedas de aluminio anteriormente mencionadas. Como resultado se obtuvo que la calidad de la radiografía está muy influenciada por los factores de exposición; las variaciones en el voltaje (kVp) y el tiempo de exposición (mAs), proporcionarán diferentes valores de contraste y SNR, además que, con el mismo espesor del objeto, cuanto mayor sea el voltaje del tubo (kVp) utilizado, menor será el contraste y los valores de SNR de la radiografía, ahora el valor del contraste aumentará mientras mayor sea el tiempo de exposición (mAs). Este estudio concluyó que una calidad de imagen

óptima se puede obtener con valores de SNR y contrastes altos a un voltaje (de 60 kVp) en un tiempo de exposición de 20 mAs.

2.2. Marco teórico

2.2.1. Ondas electromagnéticas: Rayos x

La radiación es uno de los tres tipos de transferencia de energía que existen físicamente, y puede estar presente en forma de partícula u onda electromagnética. Las partículas este caso son; alfa, beta y neutrón, las ondas; gamma y rayos x. Naturalmente las radiaciones están presentes en los rayos cósmicos o en materiales inestables conocidos como isótopos radiactivos, también se pueden crear en laboratorios aceleradores de partículas o equipo de rayos x. La ionización es un fenómeno físico donde la materia gana o pierde electrones, esto puede ocurrir cuando un fotón de rayos x interactúa con un material, los electrones pueden ser desprendidos del mismo o dar saltos, cuando los rayos x actúa sobre un material se conoce como radiación indirectamente ionizante, ya que los haces de luz no tienen carga. De esta forma se puede definir que los rayos x son radiaciones electromagnéticas ionizantes y como otro haz de luz, este cuenta con propiedades de polarización, difracción e interferencia. (OMS, 2023; Halliday, Resnick, & Krane, 1999),

2.2.2. Producción de rayos x

El principal descubridor de estos rayos y el mayor contribuidor al conocimiento de este fenómeno fue el ganador del premio nobel de física en 1901, Wilhelm Roentgen, el montaje experimental que le permitió al físico alemán estudiar estos rayos, el mismo mecanismo físico que permite el funcionamiento de los tubos de rayos x más actuales.

Según (Halliday, Resnick, & Krane, 1999) y (Bushong, 2010) los Rx se producen cuando el filamento C llamado cátodo se calienta mediante una diferencia de potencial V_1 , este filamento a su vez está conectado con un ánodo A, mediante una diferencia de

potencial de alto voltaje V_2 , a su vez el ánodo y el cátodo están dentro de un cristal sellado al vacío, cuando el voltaje V_2 se lleva a valores mayores a 25 kv, los electrones termiónicos del cátodo son acelerados al ánodo, clásicamente hablando, estos electrones golpean al ánodo, desacelerándose al llegar a las capas electrónicas más internas y finalmente ionizándolas, ocurriendo una radiación característica, estos electrones excitados emiten energía cuando vuelven a su estado de reposo, la energía es un fotón conocido como rayo x. En la Figura 1 se describe pictóricamente el funcionamiento básico de un tubo de rayos x.

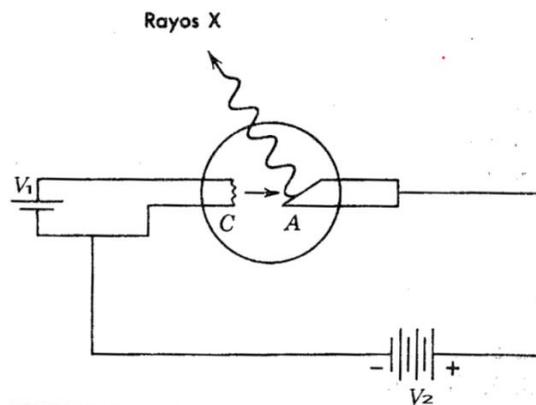


Figura 1. Esquema simple de un tubo de rayos X. (Halliday, Resnick, & Krane, 1999).

2.2.3. Interacciones electrón-ánodo

2.2.3.1 Radiación característica:

La radiación característica ocurre cuando un electrón es visto como un proyectil que golpea a otro material, en este caso el ánodo del tubo de rayos). Como se mencionó anteriormente, los electrones proyectil logran ionizar electrones de la capa k del material blanco, estos electrones ionizados dejan huecos que son ocupados por electrones más externos, cuando los electrones caen a estos huecos liberan energía en forma de radiación, generando así los rayos x característicos (ver Figura 2). Los rayos x característicos se presentan en el espectro de emisión como un pico que está definido por el número z del

material y la transición electrónica entre las capas internas. Para el wolframio los rayos x característicos de la capa K se encuentran a un voltaje de 69 KeV. (Bushong, 2010)

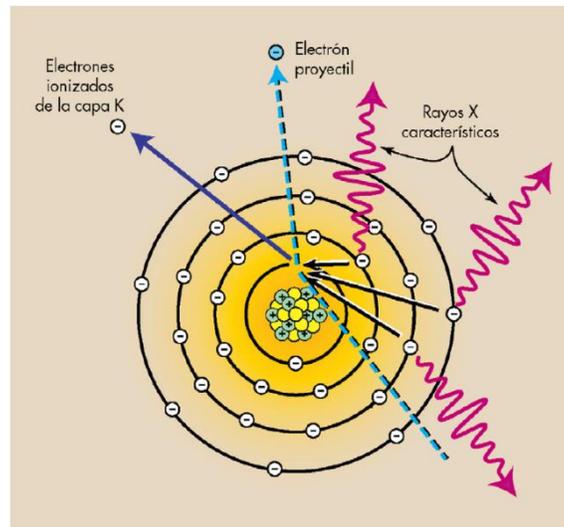


Figura 2. Esquema de producción de rayos característicos. (Bushong, 2010)

2.2.3.2. Efecto *bremsstrahlung*:

El efecto *bremsstrahlung* es la palabra que define el fenómeno del continuo de radiación de la Figura 3. El fenómeno se refiere al frenado que sufre el electrón cuando choca con el ánodo, la interacción coulombiana de este con el núcleo del átomo blanco es la responsable de dicho frenado, los rayos x *bremsstrahlung* pueden producirse a cualquier energía del electrón proyectil, es decir, los electrones pueden perder diferentes cantidades de energías en las colisiones y generar así diferentes intensidades de rayos x (Halliday, Resnick, & Krane, 1999). En la Figura 3 también se puede apreciar el pico de rayos x característicos.

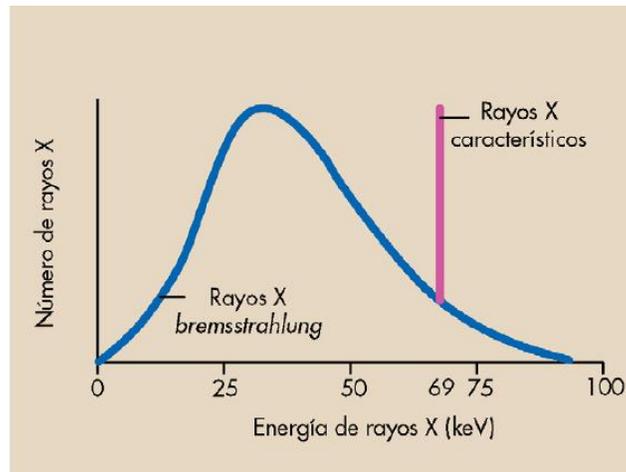


Figura 3. Espectro continuo de emisión de rayos x. (Bushong, 2010)

2.2.3.3. Calor anódico:

Los electrones que chocan con el ánodo no solo transfieren energía a los electrones de las capas más profundas del átomo blanco, también se transfiere energía a los electrones libres o de capas externas, creando excitaciones que transforman la energía en radiación infrarroja, es decir, calor. La cantidad de energía que se transfiere del cátodo al ánodo se transforma 99 % en calor, el 1 % restante se convierte en rayos x. La eficiencia de los rayos x depende los KeV que se suministren, si se aumenta la corriente, se aumenta el calor en el ánodo. (Bushong, 2010)

2.2.4. Interacciones rayos x-materia

2.2.4.1. Dispersión coherente

Cuando un fotón con energías menores a 20 KeV interactúa con un electrón de un átomo, este fotón no es capaz de excitarlo o ionizarlo, sencillamente el electrón recibe esta radiación y la emite en forma de fotón en diferente dirección, pero manteniendo la misma longitud de onda. Este tipo de dispersión conocida también como dispersión de Rayleigh contribuye al “velado” de la imagen, que es el color grisáceo general que tiene una

radiografía, este velado reduce el contraste de la imagen. (Bushong, 2010; Connor, Dispersión de Rayleigh – Dispersión de Thomson, 2020),

2.2.4.2. Efecto Compton

El efecto Compton es un fenómeno corpuscular que describe la interacción de un fotón con los electrones de un átomo, este fotón es capaz de ionizar al átomo, es decir, lo libera de las fuerzas de atracción del núcleo, a este electrón se le conoce como electrón Compton, por otra parte, el fotón no es totalmente absorbido sino dispersado, cambiando su dirección y disminuyendo su energía (ver Figura 4). (Halliday, Resnick, & Krane, 1999; Connor, Dispersión de Compton, 2020)

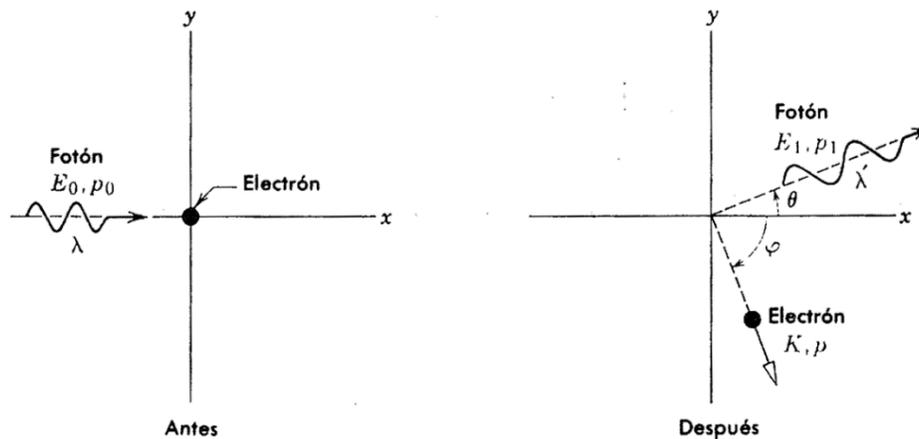


Figura 4. Esquema del antes y después de una colisión Compton. (Halliday, Resnick, & Krane, 1999)

2.2.4.3. Efecto fotoeléctrico

Hasta ahora en el apartado de interacción rayos x-materia se han mencionado fenómenos de dispersión, en el caso del efecto fotoeléctrico también forma parte de dichos fenómenos a fines de la toma de radio imágenes, a diferencia del efecto Compton, el fotón se ve como una onda que tiene cierta energía $h(\nu)$, este haz es absorbido totalmente por el átomo, en este caso como los átomos del cuerpo humano son Z menor igual a 20 en su

mayoría, los electrones k tienen baja energía de ligadura con su núcleo, de esta forma el fotoelectrón resultante tiene una energía alta y deja una vacante en el átomo, que es ocupada por un electrón de la capa L, esta interacción genera un rayo x característico pero ahora del material de esa zona del cuerpo humano. Es mucho más probable que el efecto fotoeléctrico ocurra para energías mayores a 60 KeV en huesos, es decir, Z mayores y más probable que ocurra para tejidos blandos a energías menores a 40 KeV. (Bushong, 2010)

2.2.4.4. Producción de pares

La producción de pares es la interacción de un fotón con energía mayor 1,02 MeV con un átomo, del haz incidente se producen dos electrones con carga opuesta, esta interacción es de alta energía de tal manera que el rayo no interactúa con los electrones sino con el núcleo del átomo. Este tipo de rayos x no se produce en la técnica de toma de imágenes para diagnóstico. (Bushong, 2010)

2.3. Equipo de rayos x:

La imagen de radiodiagnóstico necesita una serie de equipos fundamentales para su obtención, a continuación, se nombrarán una serie de características generales de un equipo de rayos x para uso radiodiagnóstico.

2.3.1. Consola de control:

Es la zona donde el técnico radiólogo controla los tiempos de exposición, los mA y el Kv (ver Figura 5). El conocimiento del equipo es esencial en la calidad de la imagen ya que en esta zona es donde se escoge el haz útil o la cantidad de radiación necesaria para la región anatómica a estudiar. Es importante mencionar que la cantidad de radiación es equivalente a decir intensidad de rayos x, normalmente se expresa en miliroentgens (mR) o Kerma en aire (Gy), también es miliroentgen/miliamperios-segundo (mR/mAs). La calidad se refiere a la penetrabilidad del haz, y se expresa en pico-kilovoltio (Kvp) o *capa de media*

válvula (*HVL=half value layer*), la HVL de un haz de rayos X es el grosor de material absorbente necesario para reducir la intensidad de los rayos X a la mitad de su valor original. (Bushong, 2010)



Figura 5. Consola de equipo de rayos. (Bushong, 2010)

2.3.2. Generador de alta tensión:

El transformador es un dispositivo eléctrico conformado por dos bobinas, una principal y otra secundaria. La bobina principal es la que recibe el voltaje del servicio público, que varía de 110 V a 440 V. La bobina secundaria es la que se encarga de subir el voltaje entre 20 Kv a 150 kv dependiendo del equipo de Rx. Este fenómeno físico se conoce como inducción y es la capacidad de un conductor de generar un campo eléctrico a partir de la interacción con un campo magnético externo. Las relaciones de un transformador están bien identificadas según su bobinado (devanado) principal y secundario, con la ecuación $V_s = V_p(N_s/N_p)$, donde V_s = voltaje secundario, V_p = voltaje primario, N_s = número vueltas de bobina secundaria y N_p = número de vueltas de bobina principal. Este voltaje secundario está en corriente alterna, la necesidad de rectificar este voltaje viene de que la corriente del tubo de rayos x está en corriente directa. Los generadores de alta frecuencia tienen aproximadamente 1% de rizado y, por tanto, una

mayor cantidad y calidad en los rayos X. Estos últimos son más prácticos por su tamaño y eficiencia. (Bushong, 2010; Martino, 2006; Halliday, Resnick, & Krane, 1999),

2.3.3. Tubo de rayos x:

El tubo de rayos x es un artefacto de vidrio o metal sellado al vacío, dentro de este se encuentra el ánodo y el cátodo. El cátodo es la parte negativa del tubo, lo conforma un filamento de tungsteno toriado (torio) con forma de espiral de aproximadamente 2 mm de espesor y 1 a 2 cm de largo, con un punto de fusión de $3.410\text{ }^{\circ}\text{C}$ disminuyendo así la probabilidad de que se funda, a su vez el filamento viene cubierto con una copa focalizadora que está cargada negativamente, permitiendo que los electrones termoiónicos se dirijan de manera más coherente hacia el ánodo. Por otra parte, el ánodo es la parte positiva del tubo, es la zona donde los electrones colisionan para formar los rayos x. Está formado por tungsteno o molibdeno y se pueden diferenciar en dos tipos: estacionarios y rotatorios. Los ánodos rotatorios son más comunes, estos permiten la disipación eficiente del calor, ya que electrones interactúan con un área mayor. El tungsteno tiene un número $Z = 74$ lo que resulta eficaz para producir rayos x, también cuenta con un punto de fusión de $3.400\text{ }^{\circ}\text{C}$ y es muy buen conductor de calor. En algunas ocasiones los tubos de alto rendimiento también son enfriados con aceite, como se muestra en la Figura 6. (Bushong, 2010; Halliday, Resnick, & Krane, 1999)

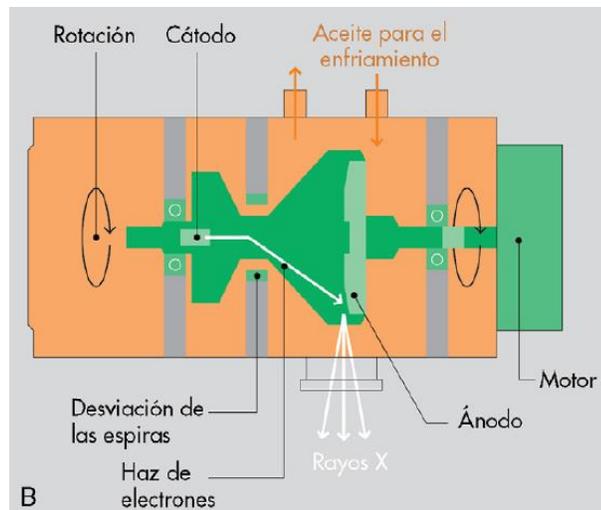


Figura 6. Representación simple de un tubo de rayos x rotatorio enfriado por aceite. (Bushong, 2010)

2.3.4. Formación de la imagen:

Luego de la descripción de cómo se producen los rayos x, como interactúan los electrones con el ánodo y como interactúan los fotones con la materia, sigue explicar la interacción de los rayos con el cuerpo del paciente, los filtrados previos y finalmente el choque de dichos rayos con el dispositivo de obtención de imagen. Los rayos x que generan la imagen son aquellos que no interactúan con la materia del paciente, es decir, los que pasan de manera directa, las dispersiones que realmente influyen en la obtención de la imagen son, el efecto fotoeléctrico, donde los rayos x son absorbidos por el paciente y el efecto Compton, donde los rayos cambian su trayectoria al interactuar con la materia del blanco. Es importante resaltar que la filtración del haz también influye en la calidad de la imagen, la atenuación de rayos no deseados y la focalización de los mismos son necesarios para realizar una radiografía de calidad. En la Figura 7 se muestra como los rayos x salen del tubo y siguen sus diferentes interacciones. (Bushong, 2010)

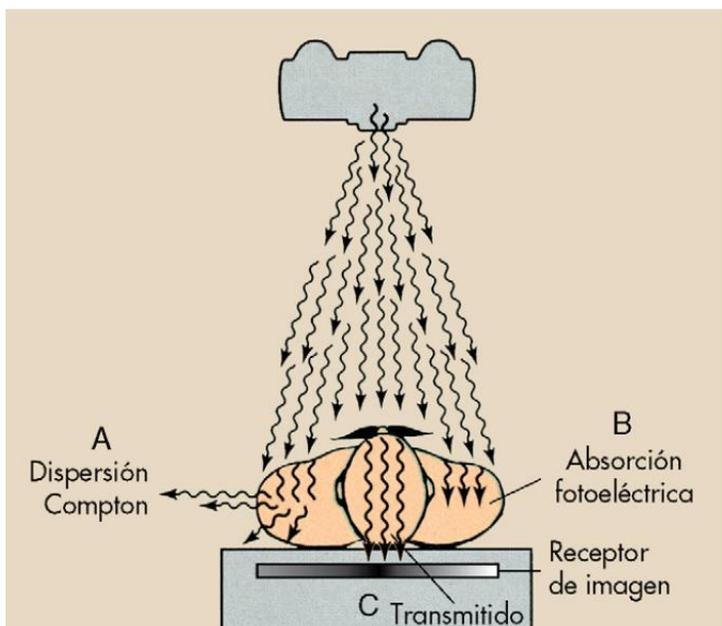


Figura 7. Transmisión e interacciones de los rayos x antes de llegar al receptor de imagen. (Bushong, 2010)

2.3.4.1 Filtración:

Los rayos x de bajas energías no tienen un gran poder de penetración, por lo cual no contribuyen con la imagen final, ya que estos no logran atravesar el paciente, si se colocan filtros antes de llegar al paciente, se disminuye la dosis en la piel y se sigue obteniendo la misma imagen. Hay dos tipos de filtración luego de la generación de rayos x; filtración inherente y filtración añadida. (Bushong, 2010)

-Filtración inherente: La filtración inherente es el resultado de la interacción de los fotones de rayos X a medida que pasa sobre el vidrio que recubre el cátodo y el ánodo, el aceite aislante y la ventana del blindaje. “La filtración inherente se mide en milímetros equivalentes de aluminio, que representan el espesor de aluminio que produciría el mismo grado de atenuación que el espesor del material en cuestión. La filtración inherente normalmente varía entre 0,5 y 1 mm de Al” (ver Figura 8) (CIEMAT, 2009). Los tubos usados en mamografías, tienen unas ventanas del tubo de rayos X muy finas. A veces estas

están hechas de berilio ($Z = 4$) y tienen una filtración añadida de 0,1 mm de Al aproximadamente. (Bushong, 2010)

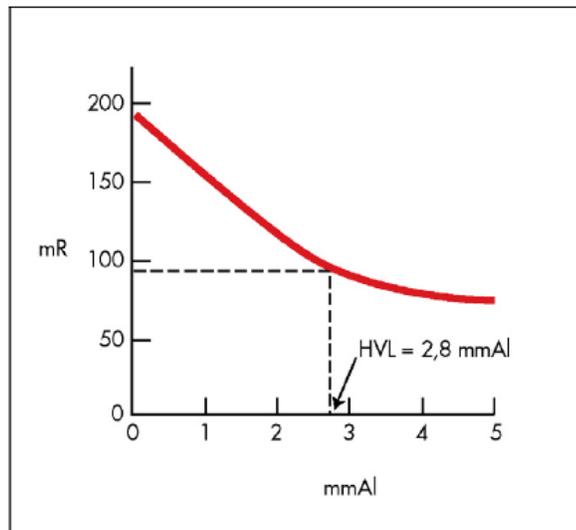


Figura 8. Equivalencia de mmAl con cantidad de rayos x. (Bushong, 2010)

-Filtración añadida: La filtración añadida es producida por barreras colocadas a la salida del haz de rayos X. La atenuación aumenta cuando la interacción predominante es el efecto fotoeléctrico y decrece cuando aumenta el efecto Compton (ver Figura 9). (CIEMAT, 2009)

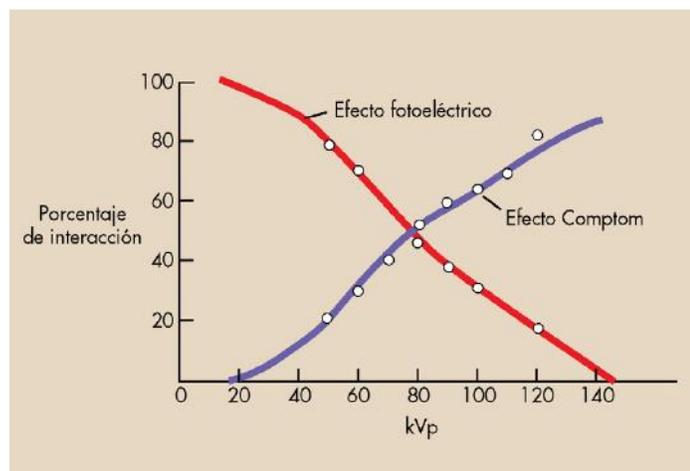


Figura 9. Porcentaje de interacción según el voltaje para efecto Compton y efecto fotoeléctrico. (Bushong, 2010)

El aluminio, con $Z = 13$ es un *Excelente* filtro para fotones de bajas energías. El espesor del filtro que debe ser añadido depende de la mínima cantidad de exposición y calidad que se desea obtener en el haz de rayos x. La tasa de exposición decrece a medida que el haz aumenta su energía y, por tanto, hay que encontrar un equilibrio entre ambos parámetros. Un espesor de 2 mm de Al es suficiente para absorber el 82% de los fotones de energías menores a 20 keV. El exceso de filtración causaría una disminución general del haz, principalmente por la absorción de fotones debido a la atenuación causada por dicho material (ver figura 8). La absorción debido a la filtración hace que el tiempo necesario para realizar una exposición aumente. (CIEMAT, 2009)

-Chasis especiales: La radiografía computarizada (CR) se puede realizar usando un equipo de rayos x convencional, solo hay que cambiar el chasis de este por uno que contiene en su interior láminas de fosforo foto-estimulable. La lámina para CR es capaz de almacenar la energía que incide sobre el en forma de radiación (ver Figura 10). Hay dos tipos de radiografía computarizada; la radiografía digital directa (DDR) y la radiografía digital indirecta (CR).

La placa de imagen (IP) está formada por fluoro-haluros de bario dopado con europio, el haz de Rx es absorbido por el fósforo, algunos de estos rayos liberan electrones de la banda de valencia de las impurezas a la banda de conducción, quedando atrapados en niveles prohibidos o estados meta estables. Un láser con una longitud de onda de 550-750 nm estimula dichos electrones empujándolos a la banda de conducción, buscando el equilibrio vuelven a la banda de valencia emitiendo un haz de luz en la zona azul-violeta del espectro visible. (Halliday, Resnick, & Krane, 1999; Miñano, y otros, 2013),

EL láser activador a su vez está en un dispositivo que capta la luz emitida por el IP, este dispositivo asigna un valor en una matriz y a su vez una intensidad en el píxel.

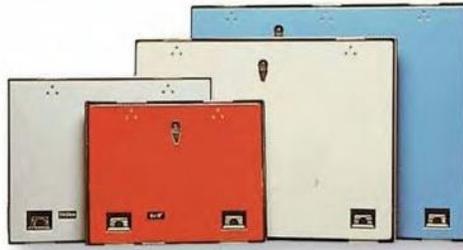


Figura 10. Porcentaje de interacción según el voltaje para efecto Compton y efecto fotoeléctrico. (Bouvet, 2023)

2.4. Imagen Digital

De lo mencionado anteriormente se tiene que el equipo de adquisición de datos ordena y asigna a todos los valores discretos de intensidad un valor binario asociado a una escala de grises, a su vez son asignados en una matriz de píxeles $N \times N$, logrando así que el computador reproduzca la imagen, ahora digital. (Alvarado, 1997)

2.4.1. Calidad de la imagen digital

2.4.1.1. Paramentos de interés en una imagen digital:

-Bit: Es la unidad mínima en informática, significa *binary digit* y puede tomar dos valores posibles, el 1 o el 0. Permite almacenar información de los pulsos eléctricos de los circuitos de la máquina (lenguaje de bajo nivel), donde encendido es 5 V y apagado es 0 V. Mediante un conjunto de bits se puede lograr almacenar una cantidad mayor de información. (ULA, 2005)

-Byte: Es una unidad de información que agrupa 8 bits, es equivalente a un único carácter, puede ser un número, una letra, o un signo. La manera de describir cuanto espacio de memoria ocupa los archivos con muchos bytes es usando la notación kilo, mega, giga,

tera, entre otros. Ejemplo: 1 kilobyte es 1024 bytes, 1 megabyte es 1024 kilobytes que son 1.048.576 bytes. (ULA, 2005)

-Píxel: Es un valor dentro de la escala de grises, normalmente es el recuadro más pequeño que hay dentro de la imagen, con 1 byte se puede almacenar un valor de píxel, si se tiene una imagen de 8 bytes quiere decir que 2^8 son 256 valores posibles que puede tomar el píxel en la escala de grises, por otra parte, si la imagen es una matriz NxN donde N es la cantidad de píxeles de cada lado una imagen de $512 \times 512 = 256$ kilobytes (KB). (Nistal, 2013)

-Rango dinámico: Según (Bushong, 2010) “El rango dinámico es el número de tonalidades de grises que un sistema de imágenes puede reproducir.” Se identifica por la capacidad de bits de cada píxel. La profundidad de bits que en este caso es la potencia 2^8 cuantifica el rango dinámico en 256 tonalidades posibles. El ojo humano solo puede diferenciar aproximadamente entre 30 tonalidades de la escalada de grises, en el post procesado si se es capaz de visualizar la escala cambiando la ventana y el nivel (ver Figura 11a. En la Figura 11b se puede visualizar una escala de grises y la cantidad de tonalidades que hay en ella para una cantidad de 14 bits

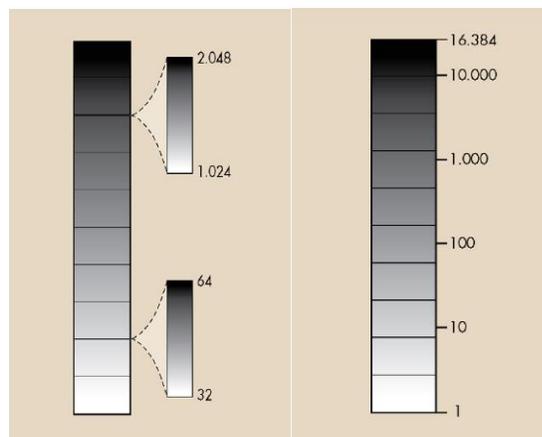


Figura 11. A la izquierda figura11a. Post procesado para visualizar un rango dinámico más acorde al ojo humano. A la derecha figura-11b. Rango dinámico de 14 bits con 16.384 valores de grises. (Bushong, 2010)

2.4.1.2. Características de una imagen digital

-Ruido (N): El ruido digital son puntos o granos repartidos al azar en la imagen final, también se le conoce como moteado de la imagen a la apariencia texturizada a la misma. En el análisis de imágenes médicas es importante distinguir zonas de interés, el efecto del ruido en general es disminuir la visibilidad de los objetos en la imagen, a mayor ruido, los objetos de bajo contraste pierden definición. (Alsleem & Davidson, 2012; Sprawls, 2013). El ruido se puede cuantificar mediante la ecuación:

$$\text{Ecuación 1.} \quad N = \frac{SD_{BG}}{BG}$$

Donde SD_{bg} es el valor de la desviación estándar del píxel y BG el valor del píxel en el *background*.

-Resolución espacial: se refiere al objeto más pequeño que se puede distinguir en una imagen, y es la distancia que puede abarcar el píxel medio de la imagen. Una buena resolución espacial permite distinguir estructuras de pequeño tamaño.

-Contraste (CO): Es un efecto que se produce cuando en una imagen un objeto sobresale dentro de otro, es decir, cuando la diferencia tonal entre ambos es alta (ver Figura 12a). El contraste permite diferenciar zonas anatómicas de interés en una radiografía, en este caso las propiedades físicas del tejido, como la densidad, permiten una mayor o menor absorción de Rx y esto define la imagen final. La absorción de Rx por medio del efecto fotoeléctrico permite que las zonas de interés como el hueso (que es bastante denso con respecto a los tejidos del pulmón) se muestren radiopacas en la imagen, es decir, muy claras. Por otra parte, si el material del cuerpo es poco denso, los rayos x son transmitidos sin mucha dificultad al receptor, creando zonas oscuras o radiolucientes en la imagen. Esta diferencia de interacciones se conoce como absorción diferencial y es la que define

físicamente el contraste entre las regiones de una radiografía. (Bushong, 2010; Sprawls, 2013)

El contraste se puede cuantificar evaluando el valor medio del píxel en una zona de interés (ROI) respecto al valor del píxel en el fondo ($BG = background$) según (Vano, Guibelalde, Morillo, Alvarez, & Fernández, 1995), la ecuación se puede escribir de la siguiente forma:

$$\text{Ecuación 2. } CO = \frac{|BG - ROI|}{BG}$$

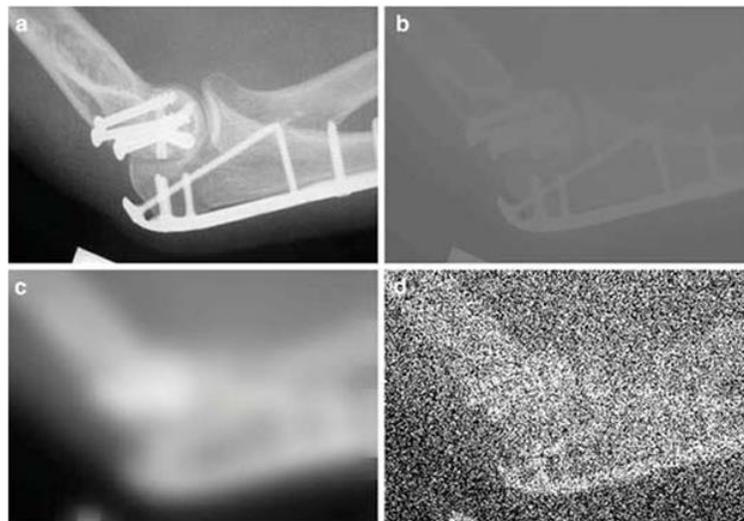


Figura 12. a) Imagen radiográfica óptima, b) Resolución espacial media y bajo ruido, contraste casi nulo. c) Resolución espacial baja, ruido medio y contraste alto. d) Resolución espacial alta, ruido alto y contraste nulo. (Alsleem & Davidson, 2012)

-Relación señal ruido (SNR): La relación señal-ruido (SNR, *signal to noise ratio*) es una medida relacionada a la calidad de una imagen y es la relación entre la cantidad de señal (información útil) y el nivel de ruido (información no deseada) presente en la imagen. En términos generales, una imagen con una alta relación señal-ruido se considera de mayor calidad que una imagen con una baja relación señal-ruido. La señal se refiere a la información visual que se desea capturar, mientras que el ruido se refiere a las

fluctuaciones aleatorias en el nivel de intensidad de los píxeles de la imagen. Estas fluctuaciones pueden ser causadas por diversos factores, como la sensibilidad del sensor, la iluminación y la interferencia electromagnética. (Alsleem & Davidson, 2012; Sprawls, 2013),

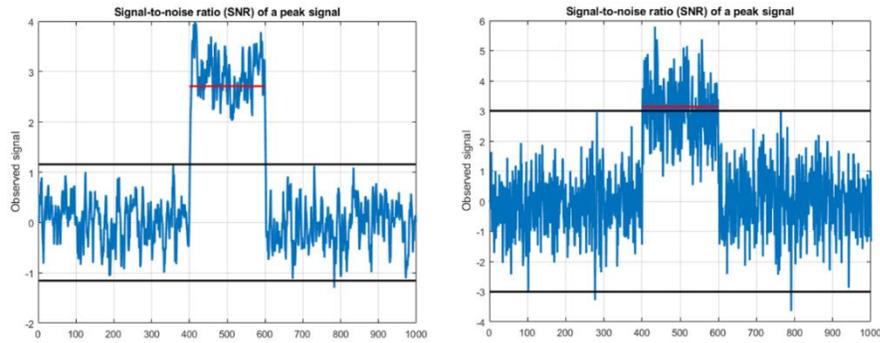


Figura 13. Espectro de diferencias entre el ruido de fondo de una muestra y la señal de interés. (O'Haver, 2023)

La Figura 13 muestra una señal promedio (línea roja) y la señal de fondo o ruido de fondo, que está delimitada por dos bandas negras, mientras la señal esté más cerca del ruido de fondo la SNR será más pequeña. Por otra parte, la Ecuación 3 muestra cómo se puede calcular el SNR para una imagen digital, SD_{BG}^2 y SD_{ROI}^2 son las desviaciones estándar del píxel de fondo y el píxel del área anatómica a estudiar (Sprawls, 2013).

Ecuación 3.
$$SNR = \frac{BG - ROI}{\sqrt{\frac{SD_{BG}^2 + SD_{ROI}^2}{2}}}$$

-Relación ruido contraste (CNR): En el caso del contraste, se estudiaba la diferencia de dos zonas con píxeles diferentes, dicha diferencia si era muy pequeña tendía a un valor de contraste 0, por otra parte, si la diferencia era grande el valor del contraste tendía a 1. Es importante mencionar que a diferencia de CO la CNR como se muestra en la Ecuación 4 tiene un elemento en el denominador que es SD_{BG} , en este caso corresponde a la

desviación estándar del BG, la CNR se puede definir entonces como el cambio de contraste respecto al ruido de fondo de la imagen en sí. Una manera de ejemplificar dichos cambios se pueden mostrar en la Figura 14, si se deja un valor fijo de contraste, (numerador fijo) y se aumenta el valor SD_{BG} se puede apreciar que la imagen pierde sentido visual, es decir, no se entiende (observar parte superior izquierda de la Figura 14) si se disminuye el SD_{BG} la imagen aumenta la calidad visual (parte superior derecha de la imagen 14) de esta forma la CNR es una manera de cuantificar la calidad de la imagen tomando él cuenta el contraste y el ruido en una misma ecuación. (Bernardo, Pérez-Díaz, Echevarría, & Díaz, 2018; Goode, Snyder, Snyder, Collins, DeLorenzo, & Lin, 2019; Mori, y otros, 2013),

Ecuación 4.
$$CNR = \frac{|ROI - BG|}{SD_{BG}}$$

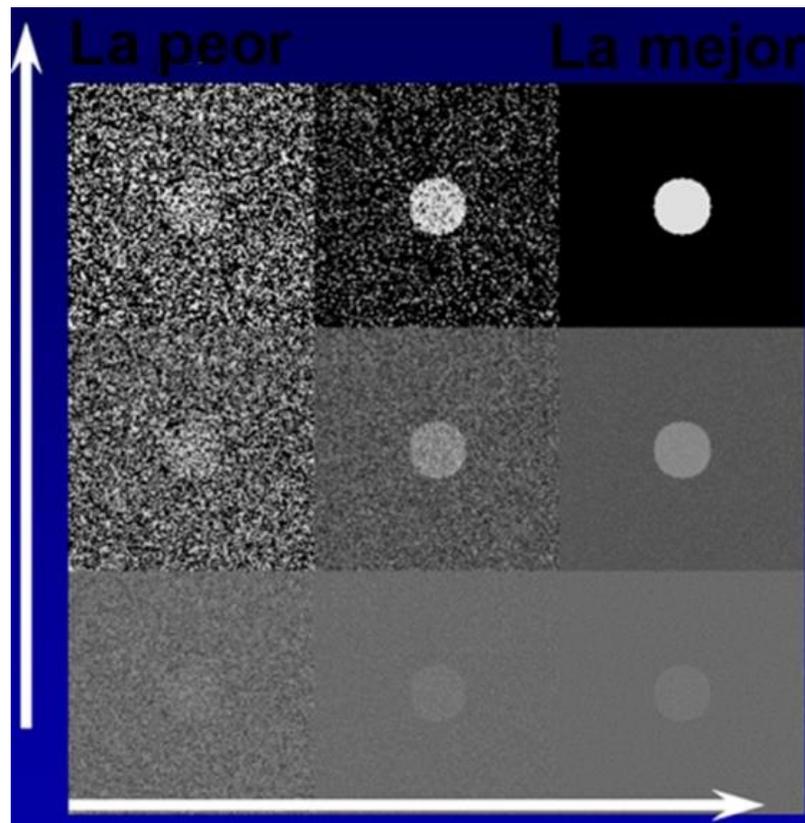


Figura 14. Relación CNR. Cortesía del Dr. Pedro Ortíz.

2.5. Criterio de calidad de imagen diagnóstica

La unión europea promueve una serie de criterios cualitativos de la calidad de la imagen diagnóstica que se deben cumplir para considerar que una radiografía ha sido tomada correctamente. (EU, 1996) Para la radiografía lateral de tórax se deben cumplir 6 criterios que se mencionaran a continuación;

1. Se debe mantener la inspiración mientras se realiza la radiografía.
2. Se deben observar la superposición de los bordes pulmonares. Figura 15
3. Los brazos deben estar separados del tórax.
4. Se debe observar la tráquea. Figura 16.
5. Reproducción de los ángulos costofrénicos. Figura 17.
6. Reproducción visiblemente nítida del borde posterior del corazón, la aorta, mediastino, diafragma, esternón y columna vertebral. Figura 18.



Figura 15. Bordes pulmonares.

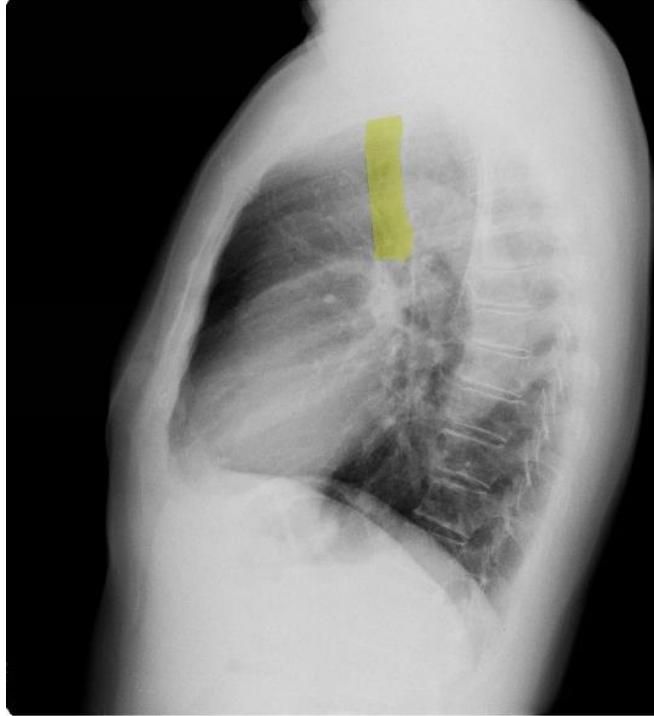


Figura 16. Tráquea.



Figura 17. Angulo Costofrénico.

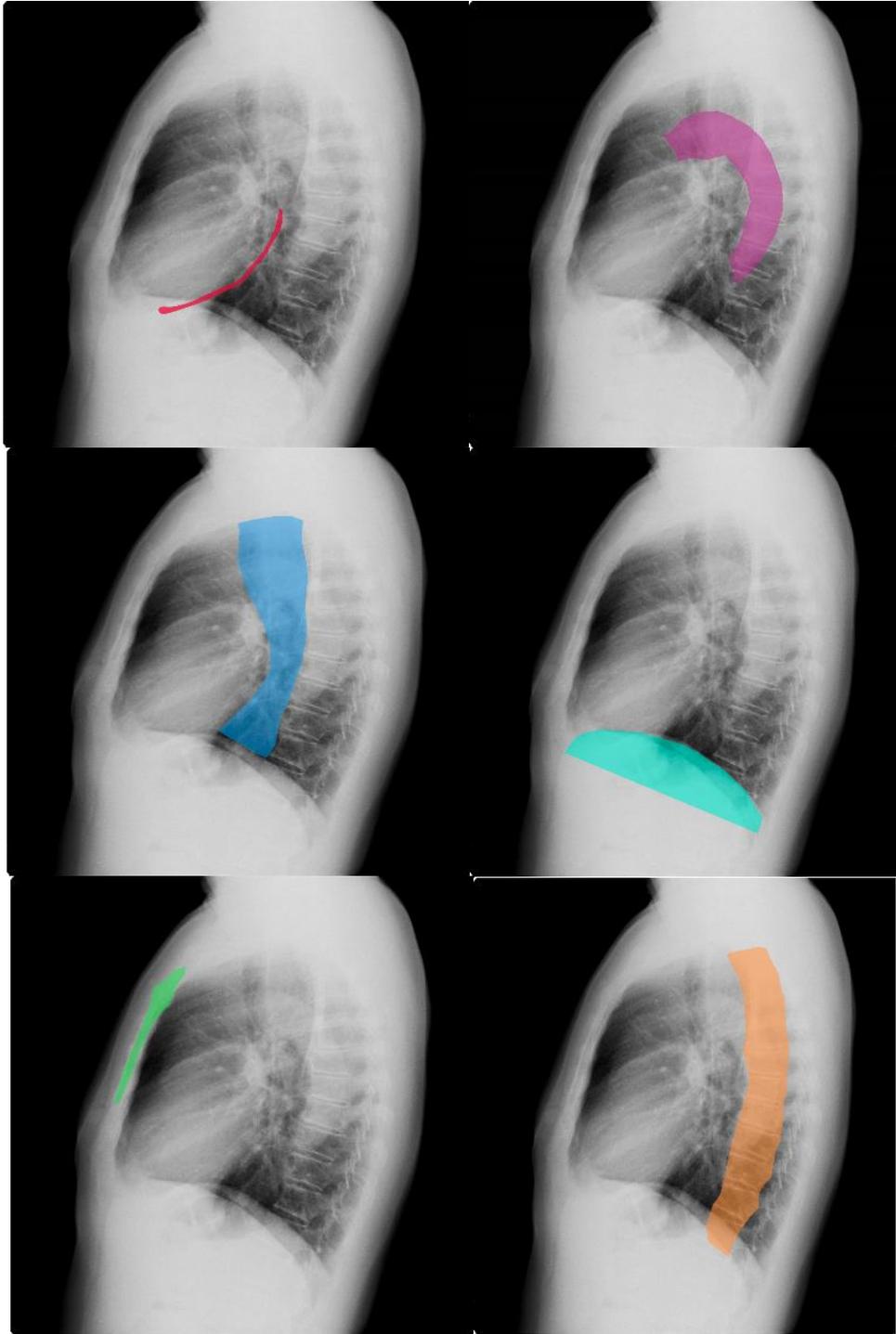


Figura 18. De izquierda a derecha, arriba borde posterior del corazón, la aorta, mediastino, de izquierda a derecha abajo diafragma, esternón y columna vertebral.

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1 Tipo y diseño de investigación:

El presente estudio se basa en los tipos de investigación expuestos por Hurtado (2000) y adopta un enfoque cuantitativo en forma de investigación proyectiva. Este enfoque implica proponer soluciones a una situación determinada a través de un proceso de descripción, indagación y exploración, ya que, en este estudio, se busca proponer un método cuantitativo para determinar la calidad de las imágenes clínicas radiográficas laterales de tórax.

En cuanto al diseño de investigación utilizado, se empleó un enfoque transeccional, puesto que los datos recopilados no varían en el tiempo. Además, se adoptó un carácter correlacional causal, siguiendo la clasificación propuesta por (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & Baptista Lucio, 2014). Este enfoque se utiliza para describir las relaciones entre una o más variables y entre conceptos ya establecidos, como los lineamientos cualitativos propuestos por la Unión Europea para determinar la calidad de la imagen radiográfica.

3.2 Muestra

Se utilizó un muestreo de tipo probabilístico en racimos, ya se especificó una diferencia entre la unidad de análisis en este caso las Rx laterales de tórax, y la unidad muestral, que para fines de esta investigación fueron aquellas Rx que estaban en formato DICOM, ya que estos últimos son los que permiten ser analizados. (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & Baptista Lucio, 2014)

Siguiendo los parámetros de selección de la muestra probabilística en forma de racimo, esta se obtuvo a través de dos fases: la primera donde se obtuvieron 84 Imágenes

Rx laterales de Tórax, suministradas por un centro de salud pública ubicado en el Municipio Libertador del estado Mérida, la cuales fueron tomadas entre los años 2019 y 2020. En una segunda fase, se descartaron todas aquellas imágenes que no cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión utilizados en esta investigación, obteniendo un total final de 41 imágenes Laterales de Tórax.

3.2.1 Criterio de inclusión

- Imágenes Laterales de Tórax en formato DICOM

3.2.2 Criterios de exclusión

- Imágenes Rx laterales de tórax, donde no se abarcará por completo la silueta del tórax del paciente.
- Imágenes Rx laterales de tórax, donde no se observarán las zonas de interés, establecidas por la Unión Europea.

3.4. Materiales y Métodos

Se ha llevado a cabo un estudio utilizando una muestra de 41 radiografías de tórax, capturadas mediante la proyección lateral, en un centro de salud situado en la ciudad de Mérida, específicamente en el Municipio Libertador. Este centro médico está equipado con un equipo convencional de rayos X marca General Electric (modelo MS-18S) y un tubo de rayos X de marca Toshiba (modelo E7240FX), el cual fue construido en julio de 2008. Además, se utiliza un sistema de radiografía computarizada (CR) de la reconocida marca Fujifilm Corporation (modelo CR-IR 357), el cual fue fabricado en septiembre de 2009, según se detalla en la Figura 19, Figura 20, Figura 21 y Figura 22. Asimismo, se dispone de un sistema de chasis radiográficos de distintos tamaños, los cuales se adaptan a las diversas proyecciones requeridas para realizar el diagnóstico por radiología convencional.

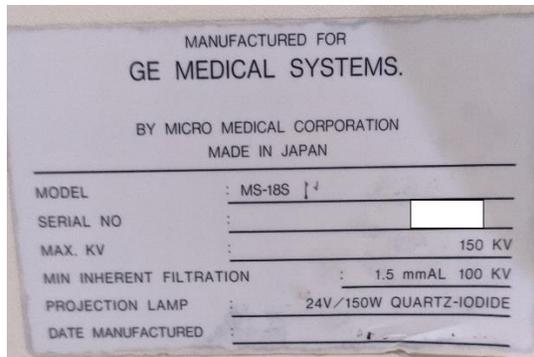


Figura 19. Equipo de rayos x.

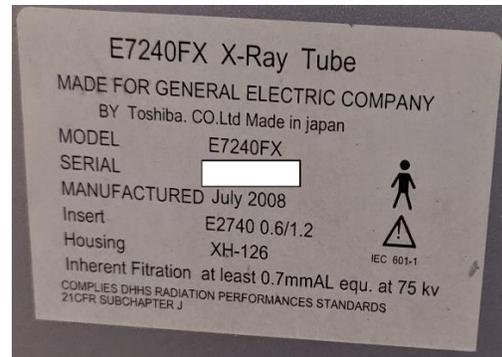


Figura 20. Tubo de rayos x



Figura 21. Digitalizador de imágenes.



Figura 22. Chasis.

El estudio no se involucró con la obtención de la imagen, en este caso se desconoce los parámetros de radiación a los cuales fueron expuestos los pacientes, como también las técnicas usadas por el médico radiólogo, los pacientes no tienen consentimiento de que sus radiografías se están usando con fines de investigación, por eso sus nombres son confidenciales, solo se utilizaran con fines estadísticos el sexo de cada paciente, también se mantienen en el anonimato los nombres de los radiólogos involucrados en el proceso y el nombre de la institución médica que proporciono las radiografías.

3.5. Análisis de datos

Las imágenes utilizadas en este estudio se encuentran en formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) es utilizado en el ámbito médico para la visualización, adquisición, transmisión y almacenamiento de datos e imágenes relacionadas con medicina. Fue desarrollado en la década de los ochenta por NEMA y MITA

(Asociación Nacional de Electrónica y Asociación de Fabricantes de Equipos Médicos respectivamente).

Entre las características más importantes de este formato se encuentran:

1. Es compatible con diferentes modalidades médicas, como tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (MRI), radiografía, ecografía, mamografía, entre otras. Además, también admite datos de otro tipo, como informes médicos y datos de pacientes.
2. DICOM permite incluir información relevante junto con la imagen médica, como datos del paciente, detalles de la adquisición, información del equipo utilizado. Esto facilita la gestión y el seguimiento de las imágenes a lo largo del tiempo y mejora la precisión y la eficiencia en el diagnóstico y tratamiento. Permite la compresión de la imagen sin pérdida de calidad, lo que reduce el tamaño de archivo y mejora la eficiencia del almacenamiento y la transmisión.
3. Incluye mecanismos para proteger la confidencialidad de la información del paciente. Los datos pueden estar encriptados para protegerlos durante la transmisión y el almacenamiento.

3.5.1. Software utilizado

3.5.1.1. ImageJ

El ImageJ es un programa de análisis y procesamiento de datos en imágenes de código abierto, creado para aplicaciones en el campo de la investigación científica, médica y de la bioimagen. Fue desarrollado por el (NIH) acrónimo del Instituto Nacional de Salud en Estados Unidos.

ImageJ ofrece una gran cantidad de herramientas para el procesamiento de imágenes, como el ajuste del contraste, *Luts*, cambio de canal, filtros, cambio de bits, histograma, valor del píxel promedio, regiones de interés (ROI), cálculos matemáticos entre otras no menos importantes. También proporciona herramientas para el análisis cuantitativo de imágenes, permitiendo medir áreas, distancias, intensidades, contornos, realizar conteos de partículas.

Permite ser más amplio con el uso de *plug-ins*, como también permite la visualización de imágenes 3D, las cuales pueden ser imágenes volumétricas, tomografías computarizadas (CT) y resonancias magnéticas (MRI).

3.5.1.1.1. Procesado de imagen

Las imágenes se procesaron inicialmente en el programa Imagej, se utilizó la herramienta ROI (*Region of interest*) que permite seleccionar un área y a su vez calcula el valor medio del píxel en dicha región. En la Figura 23 se muestra la opción *Tools*, posteriormente se selecciona la opción ROI manager. En la Figura 24 se muestra cómo se tomaron las medidas, en este caso para la región anatómica del espacio retroesternal, en todas las zonas anatómicas como el corazón, el espacio restrocardiaco, el esternón, la columna vertebral y el diafragma, se usaron una cantidad de 4 ROIs y se obtuvo la media y la desviación estándar usando la opción *measure*. En la Figura 25 se muestra cada zona de interés donde se ajustó el área del ROI a $A = 205.800$ pixeles.

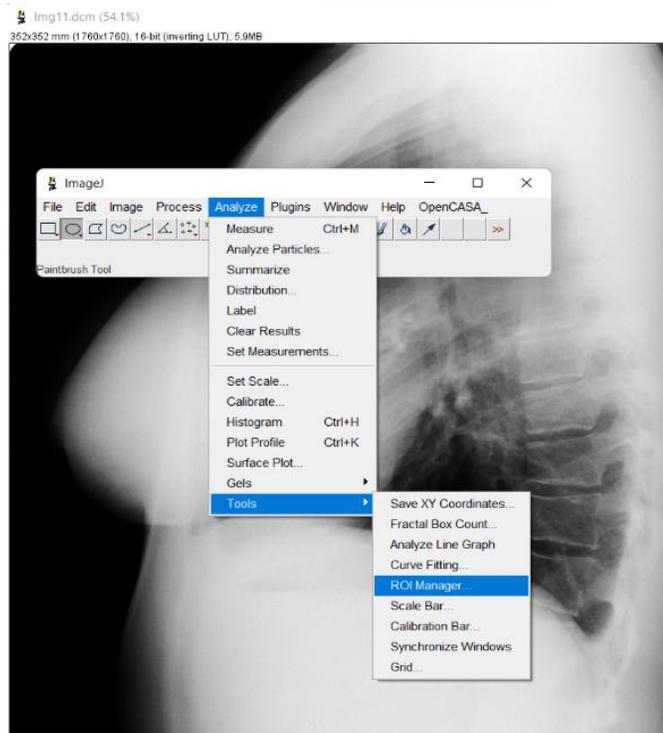


Figura 23. Herramienta ROI Manager.

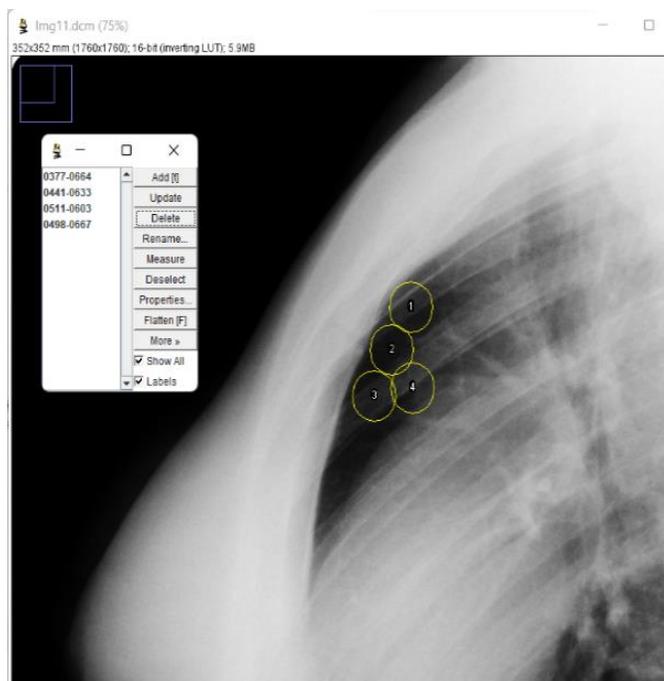


Figura 24. Toma de muestra.

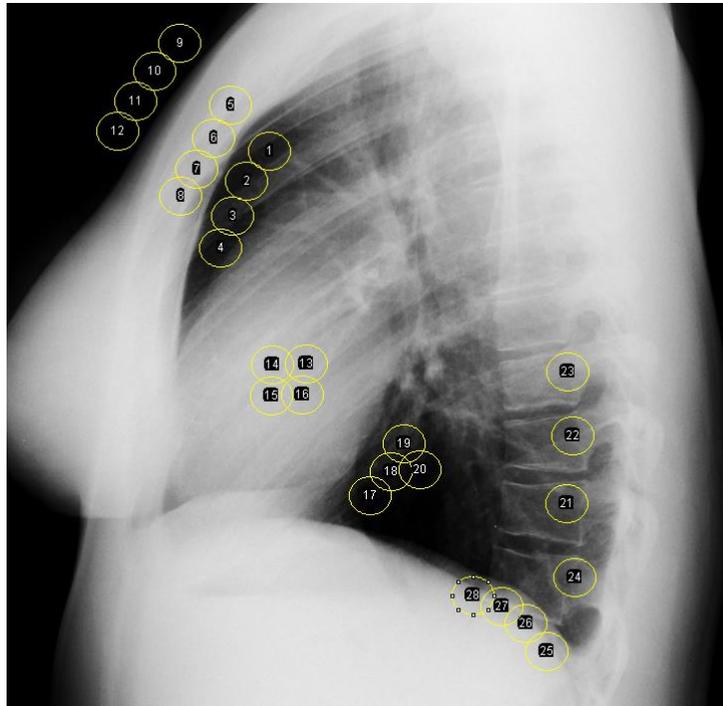


Figura 25. Muestras totales tomadas por cada imagen.

Posteriormente, se realizó una tabla con los datos obtenidos, para un total de 41 imágenes con seis regiones anatómicas en cada una. Los cálculos para la Ecuación 1, Ecuación 2, Ecuación 3 y Ecuación 4 se realizaron con el programa OriginPro 8.5. Como de igual manera para el análisis gráfico.

3.5.2. Procesado de datos cualitativos.

Usando los parámetros de calidad de imágenes radiológicas propuestos por la Unión Europea se obtienen 6 puntos, los cuales se les dio un peso de $N = 1$ si la muestra cumple con el criterio y $N = 0$ si no lo cumple, cada uno se sumó y se dividiendo entre seis como se muestra en la siguiente ecuación:

Ecuación 5.
$$CE = \sum_{i=1}^6 \frac{N_i}{6} \text{ con } N_i \text{ como muestra.}$$

N_1 = Buena inspiración.

N_2 = Se deben observar los bordes pulmonares.

N_3 = Los brazos deben estar separados.

N_4 = Se debe observar la tráquea.

N_5 = Se debe observar el ángulo costofrénico.

El criterio N_6 consta de seis zonas anatómicas, las cuales son el borde posterior del corazón, la aorta, el mediastino, el diafragma, el esternón y la columna vertebral. De igual manera se le dio un peso a cada uno de $N = 1$ si cumplía con el criterio, y $N = 0$ si no lo cumplía, finalmente se dividió todo entre seis y de allí se sumó en la Ecuación 5.

La estimación del valor de cada imagen en cuando a la calidad fue mediante una escala de Likert, como se muestra en la Tabla 1. Los resultados de la Ecuación 5 se midieron en dicha escala.

Tabla 1. Criterio de calidad en escala de Likert.

Criterio de Calidad	Rango	
	Mínimo	Máximo
Excelente	$>0,80$	1,00
Bien	$>0,60$	$\leq 0,80$
Regular	$>0,40$	$\leq 0,60$
Deficiente	$>0,20$	$\leq 0,40$
Muy deficiente	$>0,00$	$\leq 0,20$

3.5.3. Método propuesto para evaluar cuantitativamente la calidad de la imagen radiográfica.

En el capítulo dos se menciona la interacción de los rayos x con la materia, es un hecho que los rayos se atenúan cuando transita por la materia y que la densidad de esta afecta directamente la intensidad de los píxeles en la imagen digital final. La Ley de Lambert-Beer utiliza la densidad de la materia como coeficiente de atenuación en dicha ecuación exponencial, que da como resultado la intensidad final que va a tener el rayo y por consiguiente el píxel. Es importante resaltar esto ya que se tomarán en cuenta las regiones

anatómicas con densidades semejantes en la radiografía digital. Las tres regiones de interés se subdividen en dos más cada una, las tres principales son; Hueso, Aire-pulmón y Músculo, mientras que cada una se subdividen en Hueso; Esternón y Columna Vertebral, Aire-pulmón; Zona Retrocardiaca y Zona Restroesternal, y finalmente Músculo; Diafragma y Corazón. (ver Figura 26)

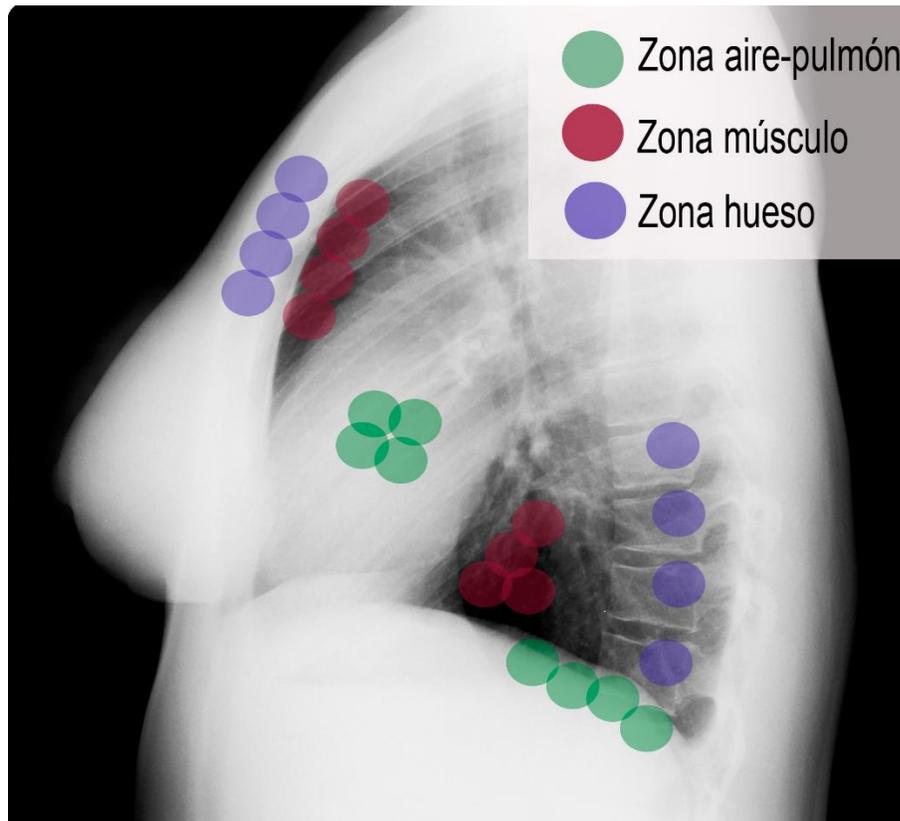


Figura 26. La radiografía anterior muestra las tres zonas de interés que se van a estudiar en el método que se propone en este estudio.

Posteriormente partiendo del hecho de que los pixeles de cada grupo tienen un valor de intensidad semejante ya que cumplen con la atenuación descrita por Lambert-Beer, se propone restar el valor de cada zona de interés (ROI) entre zonas anatómicas con densidades similares para cada imagen muestra, es decir, para una imagen N se va a restar el

píxel medio de su zona del Corazón con el píxel medio de su zona del Diafragma, así sucesivamente para cada grupo restante que son; Aire-pulmón y Hueso.

Las ecuaciones que se van a usar son similares a la ecuación de contraste, en este caso la diferencia está en que se va a evaluar la diferencia de píxel y el porcentaje de dicha diferencia.

Ecuación 6.
$$\mathbf{Diferencia (D) = |ROI_{Z1} - ROI_{Z2}|}$$

Diferencia de Píxel entre zonas de interés semejantes.

Ecuación 7.
$$\mathbf{Diferencia (D\%) = \frac{|ROI_{Z1} - ROI_{Z2}|}{ROI_{Z2}} \times 100}$$

Diferencia porcentual entre cada píxel

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultados obtenidos de la normalización de los Criterios Europeos.

Luego de describir es procedimiento se procedió a calcular el valor del criterio europeo (CE) haciendo uso de la Ecuación 5. Los datos se segmentaron, dividieron por géneros y se realizaron gráficos para interpretar de manera más cómoda los resultados. En la Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4, se muestran los datos obtenidos por medio del procesado cualitativo.

Tabla 2. Resultados obtenidos de la normalización de los Criterios Europeos (CE)

Imagen	CE	sexo	Imagen	CE	sexo
1	0,58	M	23	0,97	M
2	0,83	F	24	0,67	M
3	0,97	M	25	0,28	M
4	0,61	M	26	1,00	M
5	1,00	F	27	0,61	M
6	0,97	M	28	0,47	F
7	0,64	M	29	0,42	M
8	0,42	M	30	0,81	M
9	0,42	M	21	0,47	F
10	0,61	M	32	1,00	M
11	0,97	F	33	1,00	F
12	1,00	F	34	0,83	F
13	0,94	F	35	1,00	F
14	0,42	M	36	0,31	F
15	0,47	M	37	0,81	M
16	0,64	F	38	1,00	M

17	0,11	M	39	0,97	F
18	0,25	M	40	0,61	F
19	0,25	M	41	0,61	F
20	1,00	F	Pro	0,69	F=17
21	0,97	F	Sd	0,28	M=24
22	0,58	M			

Tabla 3. Resultados obtenidos de la separación de las imágenes por Géneros.

Femenino				Masculino			
Imagen	CE	Imagen	CE	Imagen	CE	Imagen	CE
2	0,83	34	1,00	1	0,58	22	0,97
5	1,00	35	0,31	3	0,97	23	0,67
11	0,97	38	0,97	4	0,61	24	0,28
12	1,00	39	0,61	6	0,97	25	1,00
13	0,94	40	0,61	7	0,64	26	0,61
16	0,64	Pro	0.80	8	0,42	28	0,42
20	1,00	sd	0.23	9	0,42	29	0,81
21	0,97	total	17	10	0,61	31	1,00
27	0,47			14	0,42	36	0,81
30	0,47			15	0,47	37	1,00
32	1,00			17	0,11	41	0,42
33	0,83			18	0,25	Pro	0.61
				19	0,25	sd	0.28
						Total	24

Tabla 4. Posicionamiento de las 41 muestras según su CE y su género.

Criterio de calidad	Cantidad de imágenes		
	General	M	F
Excelente	19	8	11
Bien	8	5	3
Regular	9	7	2
Deficiente	4	3	1
Muy deficiente	1	1	0
Total	41	24	17

En la Tabla 4 se muestran los resultados de las imágenes pesadas con la escala de Likert para cinco rangos distintos junto con su respectivo criterio de calidad de imagen. Se obtuvo que en total 19 imágenes son *Excelente*, que 8 son *Bien*, *Regular* son 9 mientras que para *Deficiente* son 4 y finalmente para *Muy deficiente* son 1. Por otra parte, la cantidad de imágenes *Excelente* de pacientes masculinos son 8, para el apartado *Bien* 5, mientras que para *Regular* son 7, para *Deficiente* 3 y obteniendo 1 para *Muy deficiente* lo cual da un total de 24. Finalmente, la Tabla 5 también menciona la cantidad de imágenes de pacientes femeninos, de las cuales 11 son *Excelente*, 3 son *Bien*, para el apartado *Regular* son 2, *Deficiente* 1 y 0 imágenes para *Muy deficiente*, sumando de esta manera 17 imágenes en total.

Usando el programa Origins-Pro 8.5 se obtuvo la frecuencia del CE (Criterio Europeo) según el rango de la escala de Likert. Los gráficos pie chart obtenidos de la Tabla 2, Tabla 3 y Tabla 4 se muestran a continuación:

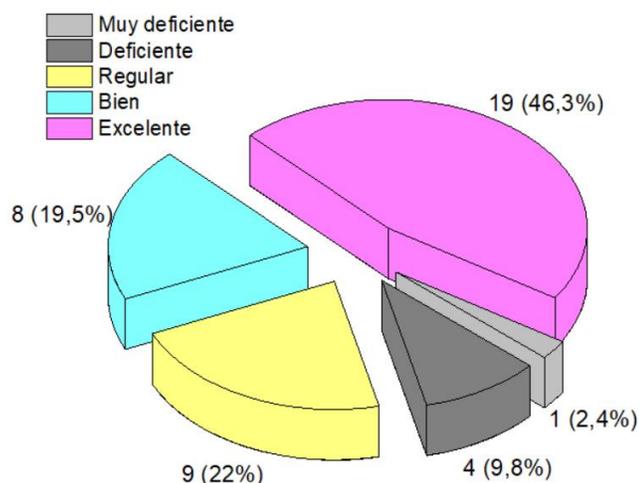


Figura 27. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de todas las imágenes dentro de los rangos de la escala de Likert.

La Figura 27 muestra que de un total de 41 imágenes 19 cumplen casi con la totalidad de los criterios de calidad de la Unión Europea, siendo el 46,3% *Excelente*, con un 19.5% la cantidad de 8 imágenes cumplieron con el criterio *Bien*, mientras que un 22% fueron *Regular*, es decir, 9 imágenes, en la zona de imágenes mal tomadas se encuentran 4 imágenes con el 9,8% en *Deficientes*, y finalmente 1 imagen con el 2,4% en *Muy deficiente*. El valor medio de $CE = 0,69 \pm 0,28$ para un total de 41 imágenes estando en la zona de imágenes regulares.

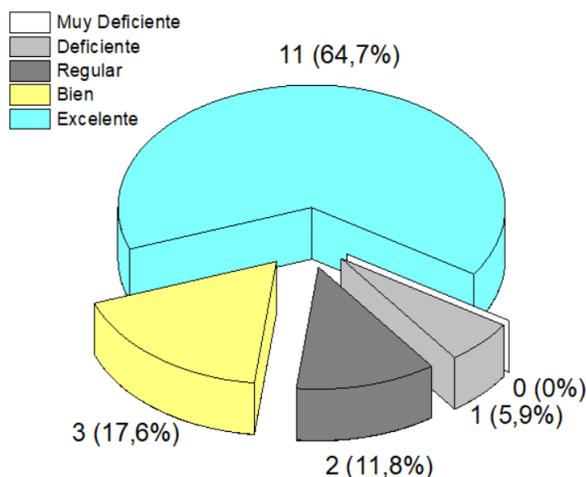


Figura 28. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de las imágenes de pacientes femeninos dentro de los rangos de la escala de Likert.

El gráfico pie chart de la Figura 28 muestra la cantidad de imágenes *Excelente* y *Deficientes* para pacientes femeninos, las cuales fueron 11 imágenes *Excelente*, siendo estas el 64,7%, para el apartado de *Bien* las imágenes son 3 con el 17,6%, mientras que 2 imágenes son *Regular*, abarcando estas un 11,8%, las imágenes *Deficientes* son el 5,9% siendo esta una sola, y finalmente para *Muy deficientes* no hay imágenes. La cantidad total de imágenes del género femenino son 17. El valor medio del criterio de calidad para los pacientes femeninos fue de $CE = 0,80 \pm 0,23$; estando en promedio en imágenes *Bien*.

La Figura 29 muestra el gráfico de un total de 24 imágenes tomadas a personas del género masculino, estando en *Excelente* un total de 8 imágenes, siendo este el 33,3%, mientras que un 20,8% son para las imágenes *Bien*, lo cual serían 5 del total, para *Regular* el 29,2%, es decir la cantidad de 7 imágenes, en *Deficiente* son 3 imágenes las cuales conforman el 12,5%, finalmente una imagen es *Muy deficiente* abarcando el 4,2% del total. Con $CE = 0,61 \pm 0,28$ las imágenes de pacientes masculinos están en la zona *Bien*.

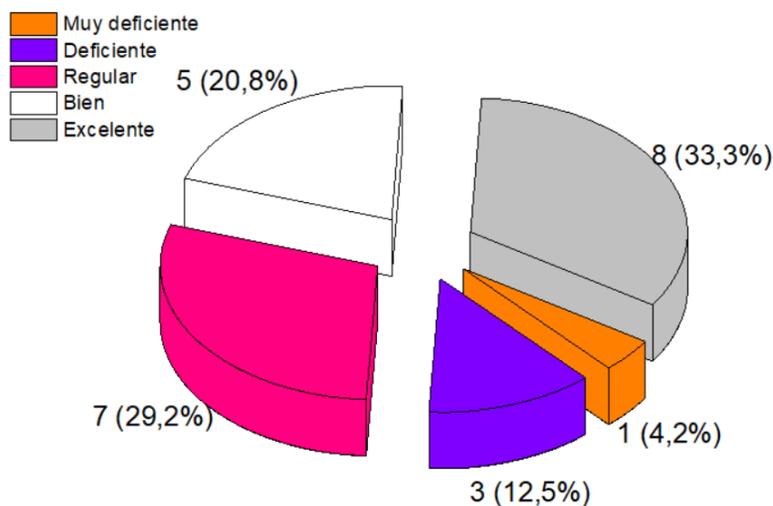


Figura 29. Gráfico pie chart de frecuencias y porcentajes de las imágenes de pacientes masculinos dentro de los rangos de la escala de Likert.

Tabla 5. Porcentaje de imágenes que cumplen con los criterios de calidad de imágenes radiográficas propuestos por las Unión Europea.

% de imágenes	Descripción	Criterio
46,3	Inspiración	1
70,7	Bordes Pulmonares	2
82,9	Brazos Separados	3
75,6	Tráquea	4
58,5	Ángulo Costofrénico	5
78,0	Varias zonas Anatómicas	6

Tabla 6. Porcentaje de imágenes que cumplen con los sub-criterios de calidad de imágenes radiográficas del criterio 6 propuesto por la Unión Europea.

% de imágenes	Descripción	Sub-criterio
70,7	Borde Posterior del Corazón	1
65,9	Aorta	2
46,3	Mediastino	3
95,1	Diafragma	4
90,2	Esternón	5
100,0	Columna Vertebral	6

4.2. Resultados obtenidos por el método cuantitativo propuesto.

En el presente apartado se mostrarán los resultados obtenidos por el método cuantitativo propuesto, se mostrarán las densidades promedio de cada región de interés y a su vez los datos obtenidos por el método descrito en el procesado de imágenes, como se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7. Densidades para cada región anatómica a estudiar.

Zona Anatómica	Densidad (g/cm ³)	Grupo principal
Columna	1,33	Hueso
Esternón	1,41	
Retrocardiaca	1,05	Aire-pulmón
Retroesternal	1,05	
Corazón	1,06	Músculo
Diafragma	1,05	

Se procedió a medir cada ROI para las 41 imágenes, luego aplicando la Ecuación 6 y Ecuación 7 y se obtuvo la siguiente tabla:

Tabla 8. Datos obtenidos de tomar los ROI en cada zona y evaluar la Ecuación 6 y Ecuación 7.

Zona Hueso				Zona Aire-pulmón				Zona Músculo			
<i>ROI_{Z1}</i>	<i>ROI_{Z2}</i>	<i>D</i>	<i>(D%)</i>	<i>ROI_{Z1}</i>	<i>ROI_{Z2}</i>	<i>D</i>	<i>(D%)</i>	<i>ROI_{Z2}</i>	<i>ROI_{Z2}</i>	<i>D</i>	<i>(D%)</i>
726,2	595,4	130,6	21,93	636,5	825,6	189,1	22,90	532,4	516,2	16,2	3,138
532,4	737,4	205,4	27,85	824,3	932,8	108,5	11,63	510,4	439,6	70,8	16,10
579,2	546,7	32,50	5,944	975,9	893,3	82,6	9,24	492	405,5	86,5	21,33
323,2	471,1	147,9	31,39	733,4	715,7	17,7	2,473	393,6	208,8	184,8	88,50
704,7	746,5	41,80	5,599	929,1	808,7	120,4	14,88	563,1	511,5	51,6	10,08
416,8	572,9	156,1	27,24	924,4	948	23,6	2,489	395,2	234,8	160,4	68,31
418,2	666,2	248,0	37,22	916,3	650,5	265,8	40,86	314,4	293,1	21,3	7,267
161,7	674,6	512,9	76,03	791,2	258,2	533	206,4	221,7	281,5	59,8	21,24
564,9	668,1	103,2	15,44	619,4	702,9	83,5	11,87	390,6	337,5	53,1	15,73
713,7	780,3	66,60	8,535	846,1	894,3	48,2	5,389	522,3	513,7	8,6	1,674

372,9	630,2	257,3	40,82	965,4	907,9	57,5	6,333	390,2	444,8	54,6	12,27
461,4	665,3	203,9	30,64	956,1	810,2	145,9	18,00	468,6	439,7	28,9	6,572
427,6	629,2	201,6	32,04	932,6	811,6	121	14,90	411,9	375,3	36,6	9,752
634,8	354,6	280,2	79,01	487,1	691,6	204,5	29,56	375,8	246,9	128,9	52,20
775,2	718,6	56,60	7,876	640,5	968,6	328,1	33,87	549,4	446,8	102,6	22,96
408,1	673,3	265,2	39,38	812,1	787,7	24,4	3,097	333,3	372,8	39,5	10,59
450,5	773,2	322,7	41,73	745,2	721,3	23,9	3,313	413,7	465,8	52,1	11,18
543,4	466,7	76,70	16,43	300,1	877,5	577,4	65,81	351,1	251,1	100	39,82
765,1	627,9	137,2	21,85	706,5	937,9	231,4	24,67	582,8	458,6	124,2	27,08
331,6	659,1	327,5	49,68	932,7	660,2	272,5	41,2	352,9	370,2	17,3	4,673
371,6	669,4	297,8	44,48	873,9	821,2	52,7	6,417	423,2	422,8	0,4	0,094
680,1	700,9	20,80	2,967	991,6	891,7	99,9	11,20	618,7	507,5	111,2	21,91
344,1	708,8	364,8	51,46	957,6	960,4	2,8	0,291	512,9	316,4	196,5	62,10
679,5	458,8	220,7	48,10	724,1	940,3	216,2	22,99	396,8	327,8	69	21,04
645,2	768,7	123,5	16,06	919,3	949,8	30,5	3,211	551,2	468,7	82,5	17,60
589,5	688,0	98,50	14,31	920,9	845,1	75,8	8,969	579,5	513,5	66	12,85
490,5	711,8	221,3	31,09	860,1	691,8	168,3	24,32	456,6	444,7	11,9	2,675
345,2	747,4	402,2	53,81	976,8	378,5	598,3	158,1	431,2	476,7	45,5	9,544
481,3	614,6	133,3	21,68	851,3	850,8	0,5	0,058	409,9	316,7	93,2	29,42
313,2	448,7	135,5	30,19	704,7	756,9	52,2	6,896	345,2	262,2	83	31,65
341,1	569,5	228,4	40,10	911,9	868,3	43,6	5,021	337,5	298,7	38,8	12,98
546,8	750,3	203,5	27,12	887,3	860,8	26,5	3,078	638,5	420,8	217,7	51,73
589,3	701,1	111,8	15,94	838,8	801,4	37,4	4,666	544,7	525,1	19,6	3,732
340,4	541,9	201,5	37,18	878,4	784,8	93,6	11,92	332,1	291	41,1	14,12
329,9	556,7	226,8	40,74	844,6	529,6	315	59,47	313,8	302,5	11,3	3,735
442,8	403,6	39,2	9,712	952,9	908,3	44,6	4,910	400,2	273,7	126,5	46,21
488,5	773,8	285,3	36,86	939,8	903,5	36,3	4,017	505,7	381,1	124,6	32,69

455,5	705,3	249,8	35,41	936,8	822,3	114,5	13,92	482,2	500,1	17,9	3,579
-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	------	-------

Los datos de Tabla 8 se representaron en las gráficas de la Figura 30, Figura 32, Figura 34, las cuales muestran la diferencia porcentual D% vs el valor del píxel de dicha diferencia. Como parte del análisis de los datos se procedió a evaluar las zonas que tuvieran una diferencia \leq al 20% en su valor píxel, de las gráficas antes mencionadas se realizaron tres gráficas donde se muestran los números de cada imagen por debajo de dicha brecha, la Figura 31, Figura 33, Figura 35 muestran los datos para el hueso, aire-pulmón y músculo respectivamente.

Posteriormente se contabilizó la cantidad de imágenes que entran en la brecha y se realizó una tabla que muestra las imágenes que cumplen con el criterio, se propone entonces que en la tabla se marque con un (+) la imagen que cumpla con el criterio \leq al 20% de diferencia en esa zona particular y un (-) cuando no, luego se dispone a comprobar cual de las imágenes cumple con una cantidad ≥ 2 de zonas donde se cumpla el criterio, de esta manera se discrimina cuales de las imágenes pueden ser *Excelente* y cuales pueden ser *Deficiente*. El fundamento de dicho criterio parte de que las imágenes en esas zonas anatómicas tienen que tener un píxel semejante, es decir, que la diferencia sea lo más baja posible, si no es así, la hipótesis plantea que en la imagen pudo existir manipulación digital o no se escogieron adecuadamente los parámetros técnicos en el tubo de rayos x.

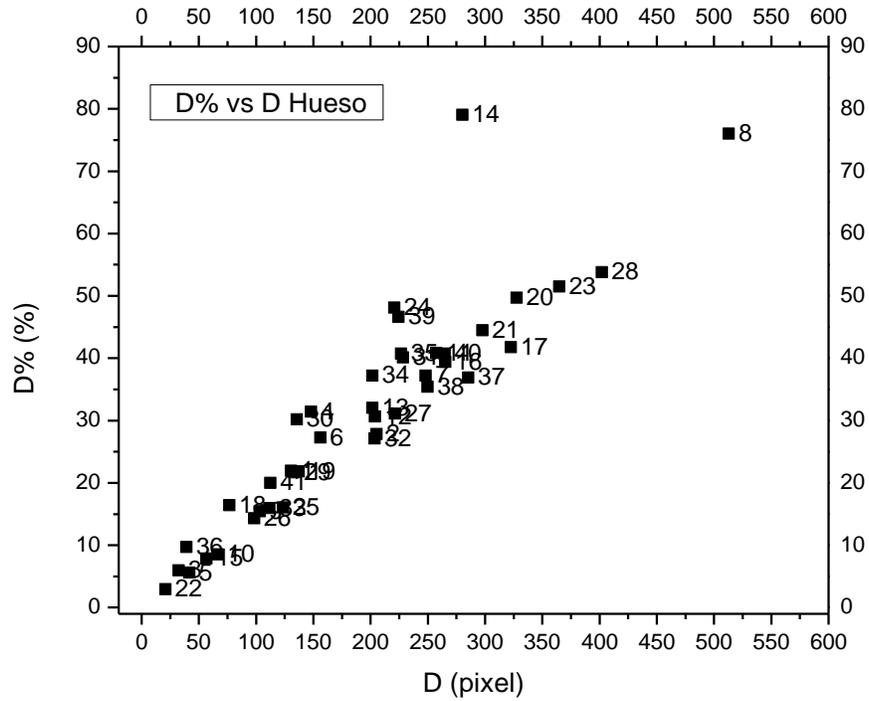


Figura 30. Gráfica de dispersión para la zona hueso.

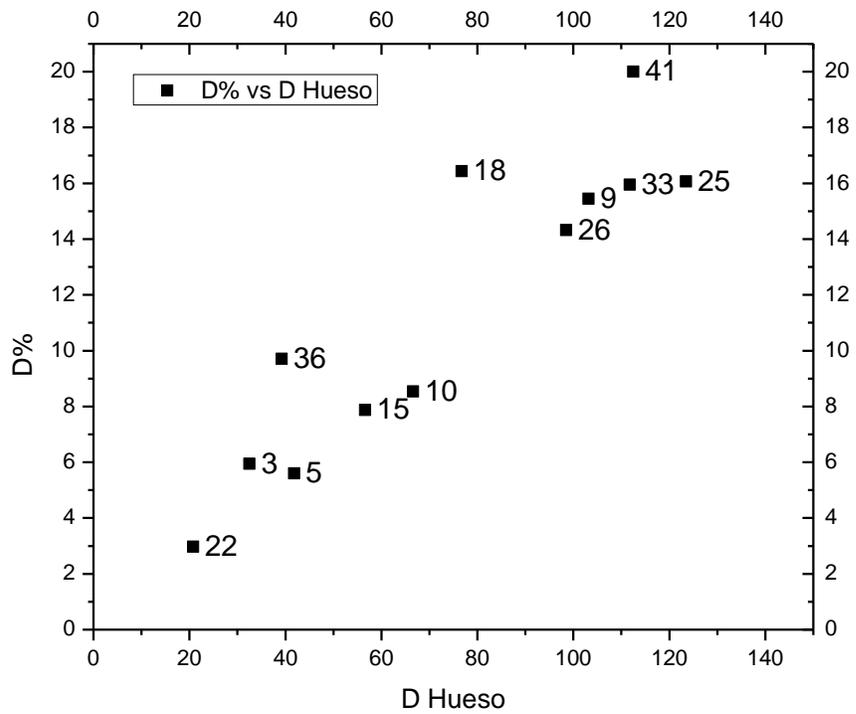


Figura 31. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen donde su diferencia está por debajo del 20%. Zona hueso.

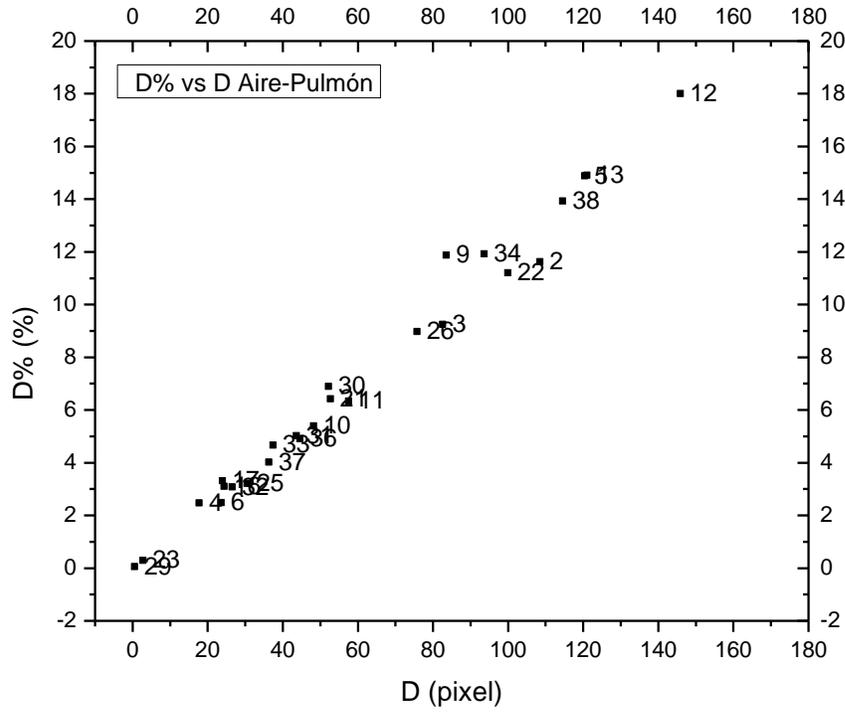


Figura 32. Gráfica de dispersión para la zona Aire-pulmón.

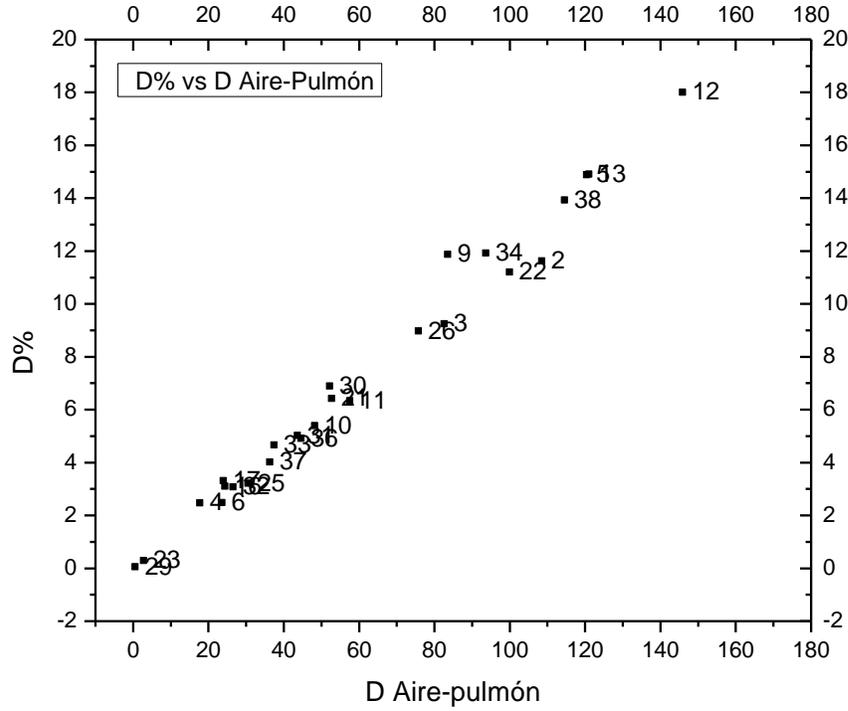


Figura 33. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen cuando su diferencia está por debajo del 20%. Zona Aire-pulmón.

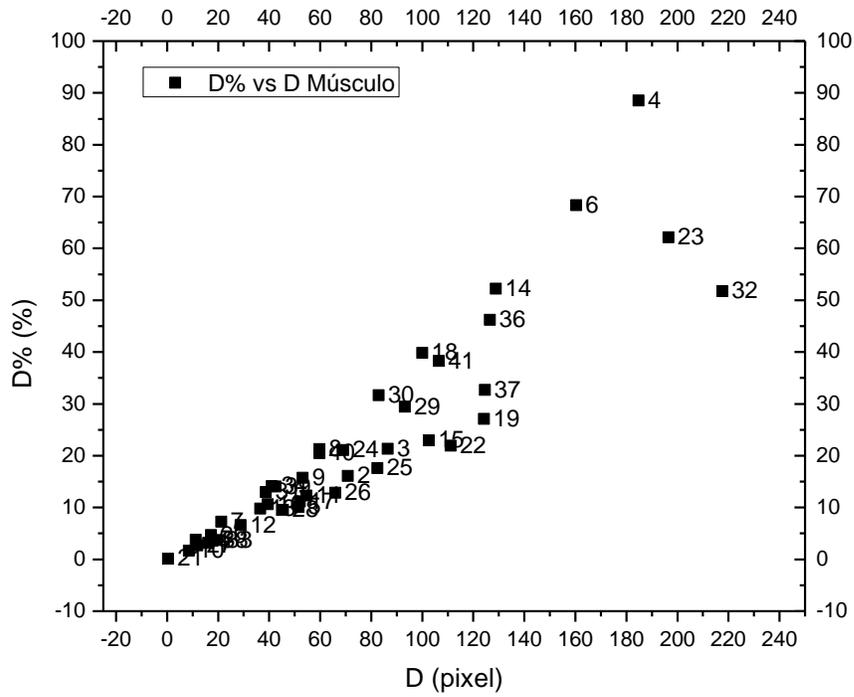


Figura 34. Gráfica de dispersión para la zona Músculo.

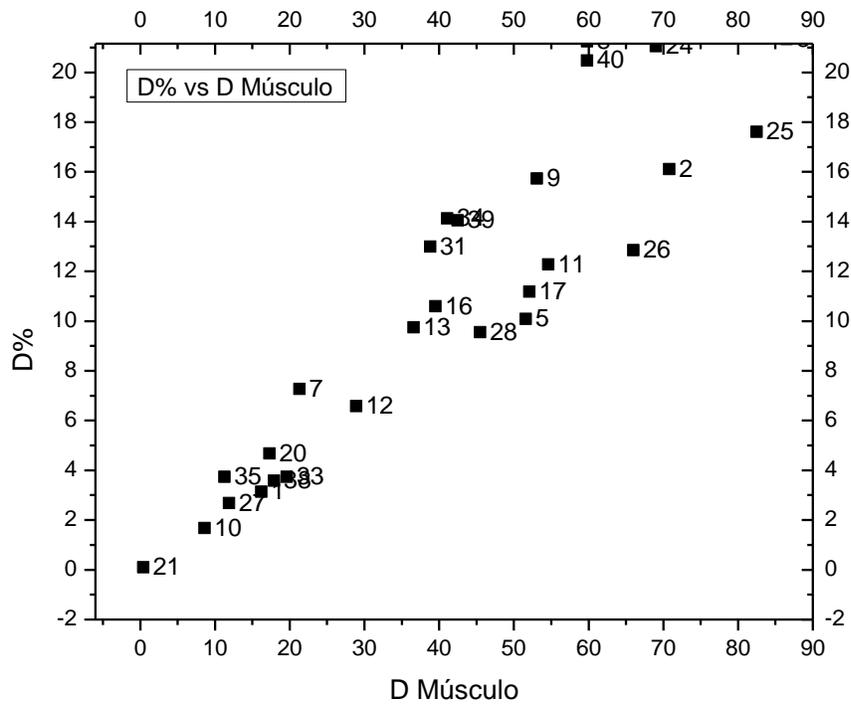


Figura 35. Gráfica donde se muestran el número correspondiente a cada imagen cuando su diferencia está por debajo del 20%. Zona Músculo.

Tabla 9. Datos obtenidos luego de evaluar las imágenes que cumplen con el criterio de ≥ 2 .

Imagen	Aire-Pulmón	Músculo	Hueso	≥ 2	Imagen	Aire-Pulmón	Músculo	Hueso	≥ 2
1	-	+	-	0	23	+	-	-	0
2	+	+	-	1	24	-	-	-	0
3	+	-	+	1	25	+	+	+	1
4	+	-	-	0	26	+	+	+	1
5	+	+	+	1	27	-	+	-	0
6	+	-	-	0	28	-	+	-	0
7	-	+	-	0	29	+	-	-	0
8	-	-	-	0	30	+	-	-	0
9	+	+	+	1	31	+	+	-	1
10	+	+	+	1	32	+	-	-	0
11	+	+	-	1	33	+	+	+	1
12	+	+	-	1	34	+	+	-	1
13	+	+	-	1	35	-	+	-	0
14	-	-	-	0	36	+	-	+	1
15	-	-	+	0	37	+	-	-	0
16	+	+	-	1	38	+	+	-	1
17	+	+	-	1	39	-	+	-	0
18	-	-	+	0	40	-	-	-	0
19	-	-	-	0	41	-	-	+	0
20	-	+	-	0	Total	26	23	12	19
21	+	+	-	1					
22	+	-	+	1					

En la Tabla 9 se puede observar que de las 41 imágenes 26 tienen una diferencia menor al 20% para la zona Aire-pulmón, para la zona Músculo 23 imágenes cumplieron y la de menor *match* con 12 imágenes fue la zona hueso. El criterio $\geq +2$ lo cumplieron un total de 19 imágenes siendo este un 46% del total de imágenes.

En la Figura 27 se observó que al aplicar los lineamientos de la Unión Europea a 41 radiografías laterales se determinó que 19 imágenes eran *Excelente*, de esta manera se procedió a realizar una tabla donde se comparan el número específico de la imagen que cumple con el criterio europeo y las que cumplieron con el criterio anteriormente propuesto.

Tabla 10. Tabla comparativa de las imágenes que cumplieron el criterio europeo y el método cuantitativo de calidad propuesto.

N°	Cualitativo Excelente Imagen N°	Cuantitativo Imagen N°	Match	N°	Cualitativo Excelente Imagen N°	Cuantitativo Imagen N°	Match
1	2	2	+	13	21	21	+
2	3	3	+	14	22	22	+
3	5	5	+	15	25	25	+
4	6	---	-	16	---	26	-
5	---	9	-	17	29	---	-
6	---	10	-	18	31	31	+
7	11	11	+	19	32	---	-
8	12	12	+	20	33	33	+
9	13	13	+	21	34	34	+
10	---	16	-	22	36	36	+
11	---	17	-	23	37	---	-
12	20	---	-	24	38	38	+
				Total	19	19	14

En la Tabla 10 se pudo observar que de las 19 imágenes *Excelente* obtenidas usando los parámetros de calidad europeos 14 son iguales a las obtenidas por el método de calidad propuesto en dicho manuscrito dejando un espacio de 5 imágenes que no hacen *match*, también es importante resaltar que el segundo método tuvo la misma cantidad de imágenes a grosso modo.

Para la verificación de la correlación estadística entre las variables Calidad de la imágenes *Excelente* por el método cualitativo (CE) y el cuantitativo propuesto, se realizan un conjunto de pruebas estadísticas para la su determinación. Para ello se emplea el programa IBM SPSS 23 para la realización de las pruebas de normalidad, linealidad, ANOVA y fiabilidad, obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 11. Pruebas de normalidad.

Variables	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
Cualitativo	0,914	19	0,087
Cuantitativo	0,946	19	0,333

Tabla 12. Prueba ANOVA.

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Regresión	2650,389	1	2650,389	321,276	0,000
Residuo	140,243	17	8,250		
Total	2790,632	18			

Tabla 13. Modelo lineal.

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación
1	0,975	0,950	0,947	2,872

En la prueba de normalidad (ver Tabla 11) se obtiene que el valor de significancia (Sig) es mayor a 0,01 por lo que la prueba de normalidad es positiva. Respecto a la prueba ANOVA (ver Tabla 12) se plantea como hipótesis H0 la existencia de una correlación entre las variables estudiadas (Sig=0) y H1 no hay correlación (Sig>0,05), el valor de Sig obtenido es igual a cero, por lo que se determina una correlación estadística entre las variables. La prueba de linealidad (ver Tabla 13) se encuentra que el valor obtenido de R se encuentra entre $\pm 0,70 \leq R < \pm 1$ por lo que existe un alto grado de correlación entre las variables, siendo adecuado el modelo lineal propuesto, con un Error estándar de la estimación de 2,9%, representando el porcentaje de los valores de la variabilidad de la variable dependiente que no es explicada por la regresión lineal. Los valores de los coeficientes de correlación entre las variables son: valor de la pendiente $1,052 \pm 0,059$ y para el punto de corte de $1,4 \pm 1,3$; destacando que el valor de la pendiente esta 5,2% por encima del valor esperado igual a 1.

La Tabla 14, Tabla 15,

Tabla 15, Tabla 16, Tabla 17, Tabla 18 y Tabla 19 muestran los datos obtenidos de separar las 41 imágenes totales en 22 *Deficiente* y 19 *Excelente* (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & Baptista Lucio, 2014), en este caso para el método de análisis de calidad cuantitativo, se procedió a calcular los parámetros digitales para una de las zonas de interés en dos grupos. Se usaron la Ecuación 1 para calcular N, la Ecuación 2 para CO, la

Ecuación 3 para SNR y la Ecuación 4 para CNR respectivamente. Posteriormente se calculó el valor medio con su respectiva desviación estándar para cada parámetro digital.

Tabla 14. Datos obtenidos para la Columna Vertebral.

Columna Vertebral								
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente				
CO	SNR	CNR	N	CO	SNR	CNR	N	
0,2791	2,8656	1297,72	0,1900	0,4170	27,15	1419,33	0,140	
0,4613	4,6253	180,038	0,2600	0,5128	27,364	585,18	0,050	
0,2642	4,3160	193,625	0,1200	0,4376	6,8113	222,88	0,160	
0,3429	5,0457	173,8077	0,1500	0,3432	19,520	149,02	0,040	
0,2336	5,4970	44,764	0,0800	0,3339	9,6351	88,653	0,070	
0,3825	4,9674	323,80	0,1800	0,6471	27,564	194,68	0,090	
0,3493	3,4973	1122,0	0,2200	0,2954	5,9886	122,30	0,100	
0,3848	7,6041	1190,40	0,1200	0,5417	8,2298	527,77	0,200	
0,3378	3,5484	676,333	0,2000	0,3858	7,1782	428,66	0,120	
0,2366	9,2873	208,296	0,0500	0,3497	10,164	58,282	0,070	
0,3407	15,0445	643,700	0,0500	0,3071	4,5606	6789,0	0,140	
0,3141	4,3719	379,666	0,1500	0,5496	13,029	77,068	0,130	
0,2484	3,1221	1888,00	0,1500	0,2625	12,020	4746,0	0,040	
0,3110	4,4693	17,1130	0,1400	0,2608	7,7513	75,670	0,060	
0,4311	18,8385	98,5075	0,0600	0,3900	67,580	202,38	0,010	
0,2905	8,2129	51,1282	0,0700	0,5341	15,555	259,96	0,100	
0,4633	11,8747	2230,66	0,1000	0,2633	10,492	294,75	0,050	
0,6025	10,7398	204,464	0,2000	0,4475	14,104	677,70	0,080	
0,3010	43,1051	307,500	0,0100	0,2425	32,400	1066,0	0,010	
---	---	---	---	0,5114	19,482	269,89	0,080	
---	---	---	---	0,3514	17,653	82,280	0,040	
---	---	---	---	0,4474	5,3724	568,00	0,210	
Pro	0,3460	9,0017	591,13	0,1316	0,4014	16,800	859,34	0,091

Sd	0,0930	9,3387	653,04	0,0673	0,1127	13,969	1655,1	0,055
-----------	---------------	---------------	---------------	---------------	---------------	---------------	---------------	--------------

Tabla 15. Datos obtenidos para el Esternón.

Esternón								
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente				
SNR	CO	CNR	N	SNR	CO	CNR	N	
32,4393	0,4799	2231,36	0,0402	11,759	0,2891	984,00	0,0489	
30,2471	0,4292	167,538	0,0349	30,123	0,6657	585,18	0,0934	
47,4181	0,3054	193,625	0,0129	24,883	0,5908	222,88	0,0818	
8,4934	0,4444	173,807	0,1331	63,761	0,5877	149,02	0,0301	
6,3641	0,2990	44,7647	0,0943	79,529	0,8403	88,656	0,0724	
48,6979	0,6346	323,800	0,0502	12,069	0,3682	194,68	0,0682	
36,8911	0,5487	1122,00	0,0466	6,926	0,2399	122,30	0,0644	
18,7458	0,5819	1190,40	0,1050	7,333	0,4664	527,77	0,1686	
68,1464	0,5986	676,333	0,0309	2,662	0,2516	428,67	0,1785	
27,1224	0,5552	208,296	0,0648	41,158	0,6728	58,281	0,0612	
45,2341	0,6340	643,700	0,0541	43,840	0,6637	6789,0	0,0637	
71,4829	0,3344	379,666	0,0099	5,1015	0,3329	77,062	0,1382	
16,5837	0,3692	1888,00	0,0499	52,434	0,4918	4746,0	0,0261	
10,2204	0,4096	17,1131	0,0870	99,822	0,6586	75,670	0,0099	
39,1191	0,6593	98,5071	0,0671	30,574	0,5223	202,384	0,0503	
30,7498	0,4036	51,1282	0,0282	167,08	0,6748	259,960	0,0156	
61,8438	0,6628	2230,66	0,0450	32,435	0,4631	294,75	0,0375	
30,4970	0,5639	204,461	0,0596	70,799	0,6726	677,70	0,0409	
72,1421	0,5486	307,500	0,0235	32,623	0,5218	1066,00	0,0473	
---	---	---	---	62,003	0,7391	269,88	0,0638	
---	---	---	---	44,967	0,6157	82,280	0,0465	
---	---	---	---	12,243	0,5580	568,00	0,1458	
Pro	36,9704	0,4980	639,6145	0,0546	42,460	0,5403	839,5529	0,0706
Sd	20,8069	0,1213	739,1141	0,0320	38,423	0,1636	1650,7186	0,0471

Tabla 16. Datos obtenidos para el Corazón.

Corazón								
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente				
SNR	CO	CNR	N	SNR	CO	CNR	N	
20,0213	0,5010	2329,54	0,0709	27,1599	0,4787	1629,3	0,0478	
37,5828	0,5152	201,076	0,0396	79,0289	0,5929	521,18	0,0259	
24,6008	0,4449	282,125	0,0460	19,3423	0,6120	230,88	0,1151	
18,0845	0,6159	240,846	0,1252	62,5897	0,6900	174,97	0,0487	
32,3218	0,4870	72,9118	0,0394	73,1732	0,7811	82,4063	0,0537	
30,5595	0,6176	315,150	0,0746	24,2678	0,6260	331,00	0,0974	
23,1005	0,5417	1107,60	0,0723	41,7709	0,4613	235,20	0,0288	
23,9296	0,5973	1221,80	0,0876	29,7579	0,6552	741,44	0,0903	
43,5055	0,6722	759,444	0,0666	29,7268	0,4299	732,50	0,0359	
132,4543	0,5916	221,925	0,0140	31,1644	0,6518	56,461	0,0782	
28,7581	0,5832	592,100	0,0688	53,0316	0,4986	5100,0	0,0265	
42,4469	0,3945	447,888	0,0217	65,4255	0,6104	141,31	0,0320	
62,3202	0,4611	2358,00	0,0194	62,3202	0,4611	2358,0	0,0194	
19,7250	0,4196	17,5314	0,0314	19,7250	0,4196	17,531	0,0314	
61,9012	0,6629	99,044	0,0403	62,3202	0,4611	2358,0	0,0194	
21,6454	0,4487	56,8462	0,0512	19,7250	0,4196	17,531	0,0314	
64,7252	0,6711	2258,333	0,0446	51,5430	0,3730	237,43	0,0161	
28,7755	0,6058	219,678	0,0752	48,0394	0,6886	693,80	0,0650	
27,7363	0,5221	292,666	0,0556	40,7356	0,5049	1031,6	0,0354	
---	---	---	---	38,1506	0,6500	237,33	0,0684	
---	---	---	---	35,5064	0,6490	86,733	0,0705	
---	---	---	---	9,7298	0,6218	633,00	0,2390	
Pro	39,1681	0,5449	689,1850	0,0550	42,0106	0,5608	802,167	0,0580
Sd	26,9848	0,0875	795,4443	0,0271	19,4556	0,1122	1181,85	0,0489

Tabla 17. Datos obtenidos para el Diafragma.

Diafragma							
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente			
SNR	CO	CNR	N	SNR	CO	CNR	N
13,7944	0,5702	2651,36	0,1360	17,9437	0,4945	1683,333	0,0771
51,5865	0,6004	234,346	0,0407	27,6207	0,7841	689,181	0,1858
34,0988	0,4958	314,375	0,0407	79,9442	0,7695	290,296	0,0579
73,5507	0,6681	261,269	0,0379	133,6358	0,7110	180,300	0,0222
83,3292	0,4954	74,1765	0,0101	34,8284	0,7221	76,177	0,0998
11,7266	0,5641	287,850	0,1560	36,6243	0,7543	398,842	0,1183
17,2750	0,5699	1165,400	0,1085	58,5288	0,5619	286,500	0,0307
20,0800	0,6331	1295,000	0,1215	107,0142	0,7534	852,555	0,0402
18,3960	0,6334	715,5556	0,1328	22,7087	0,5514	939,500	0,0765
45,4710	0,5401	202,6296	0,0361	23,1032	0,6347	54,9829	0,1016
15,6593	0,5836	592,500	0,1265	52,8639	0,6907	7065,00	0,0597
43,4896	0,5033	571,444	0,0329	61,3651	0,6782	157,000	0,0467
29,6816	0,5417	2770,50	0,0563	90,8519	0,5392	5204,00	0,0182
18,8645	0,4857	20,2929	0,0534	61,7711	0,5285	60,7273	0,0178
62,9026	0,7016	104,8358	0,0479	236,9424	0,6857	265,692	0,0101
13,5749	0,4686	59,3590	0,0907	83,5323	0,7278	280,360	0,0442
18,1796	0,7118	2395,33	0,1921	37,1384	0,5868	373,500	0,0539
36,3702	0,7304	264,857	0,1049	44,2746	0,6998	705,100	0,0744
68,8300	0,5044	282,722	0,0206	60,3440	0,6269	1280,80	0,0394
---	---	---	---	29,7220	0,6931	253,074	0,1071
---	---	---	---	30,8369	0,7087	94,7067	0,1086
---	---	---	---	163,9492	0,7264	739,500	0,0226
Pro	35,6242	0,5790	750,726	0,0813	67,9793	996,869	0,0642
Sd	22,8588	0,0814	896,785	0,0524	53,2710	1738,81	0,0428

Tabla 18. Datos obtenidos para la Zona Retrocardiaca.

Zona Retrocardiaca								
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente				
SNR	CO	CNR	N	SNR	CO	CNR	N	
5,1819	0,1942	902,727	0,0658	6,7499	0,3767	1282,3	0,1266	
1,6470	0,0383	14,9615	0,0341	5,1031	0,2415	212,27	0,0882	
4,9594	0,0842	53,3750	0,0262	2,0862	0,0925	34,888	0,0690	
4,9591	0,3908	152,846	0,1829	3,5084	0,0966	24,501	0,0429	
7,0753	0,1689	25,2941	0,0398	2,6560	0,2188	23,083	0,1486	
1,8358	0,0540	27,550	0,0439	13,7248	0,5152	272,11	0,1094	
2,7333	0,0648	132,60	0,0359	33,4728	0,3719	189,65	0,0248	
12,7403	0,0882	180,40	0,0107	33,1827	0,7053	798,11	0,1020	
8,0837	0,2013	227,44	0,0441	6,7056	0,3089	526,33	0,0943	
13,7504	0,2643	99,148	0,0368	2,7106	0,0797	6,9060	0,0434	
4,1565	0,1393	141,40	0,0550	5,6309	0,0638	653,00	0,0171	
2,0814	0,0296	33,555	0,0207	11,8400	0,2891	66,981	0,0482	
5,5865	0,1012	517,50	0,0285	7,0710	0,1088	1050,00	0,0244	
4,1377	0,0777	3,2469	0,0125	2,5223	0,0339	3,8977	0,0175	
4,5346	0,0891	13,313	0,0296	12,6988	0,1550	60,076	0,0202	
4,5447	0,1511	19,141	0,0546	13,9375	0,2683	103,360	0,0370	
10,0826	0,1300	437,33	0,0210	12,7093	0,1287	81,937	0,0163	
2,3039	0,0615	22,285	0,0401	4,1905	0,1618	163,000	0,0651	
4,2076	0,0716	40,111	0,0258	5,3726	0,0800	163,40	0,0229	
---	---	---	---	7,8287	0,3501	127,85	0,0972	
---	---	---	---	3,0483	0,1264	16,893	0,0666	
---	---	---	---	28,419	0,5925	603,20	0,0723	
Pro	5,5054	0,1263	160,22	0,0425	10,235	0,2439	293,82	0,0616
Sd	3,4669	0,0891	229,67	0,0369	9,5690	0,1820	365,46	0,0393

Tabla 19. Datos obtenidos para la Zona Retroesternal.

Zona Retroesternal								
Imágenes Excelente				Imágenes Deficiente				
SNR	CO	CNR	N	SNR	CO	CNR	N	
4,2472	0,0881	409,455	0,0322	8,9517	0,1915	652,000	0,0374	
5,4535	0,1197	46,7308	0,0352	16,7346	0,2598	228,363	0,0296	
13,4375	0,2029	128,650	0,0267	3,0155	0,0693	26,148	0,0348	
10,7017	0,3087	120,708	0,0589	14,0880	0,3587	90,950	0,0558	
8,5956	0,1216	18,209	0,0215	24,1147	0,7451	78,602	0,1673	
10,4544	0,1103	56,300	0,0166	9,4334	0,3116	164,78	0,0678	
5,6301	0,2076	424,400	0,0658	4,0650	0,0502	25,600	0,0183	
6,5068	0,2065	422,400	0,0566	9,0911	0,1384	156,55	0,0250	
7,2793	0,2253	254,556	0,0565	1,6042	0,0826	140,66	0,0793	
13,6009	0,2879	108,000	0,0419	7,1292	0,3486	30,196	0,1047	
6,6445	0,1912	194,100	0,0503	2,1453	0,0611	625,00	0,0429	
9,3298	0,1273	144,556	0,0221	3,4815	0,0769	17,7955	0,0335	
3,1002	0,0714	365,000	0,0351	59,4552	0,2832	2733,00	0,0094	
4,4812	0,1536	6,4184	0,0498	90,5147	0,6257	71,8864	0,0119	
3,3067	0,1327	19,829	0,0479	20,8609	0,1555	60,2692	0,0121	
6,2967	0,1889	23,939	0,0650	9,4368	0,2141	82,480	0,0407	
13,1905	0,2227	749,333	0,0514	38,9106	0,1548	98,500	0,0064	
18,0541	0,1054	38,2143	0,0307	41,9065	0,4744	478,00	0,0304	
8,7853	0,1850	103,722	0,0087	7,1913	0,1155	236,00	0,0257	
---	---	---	---	9,3194	0,5010	182,92	0,1522	
---	---	---	---	14,1302	0,4018	53,693	0,0660	
---	---	---	---	8,5830	0,1539	156,70	0,0300	
Pro	8,3735	0,1714	191,2944	0,0407	18,3710	0,2624	290,46	0,0491
Sd	4,0446	0,0651	198,7149	0,0169	21,7308	0,1920	574,86	0,0433

4.3. Método de análisis estadístico de los valores de SNR, CO, CNR y N.

De los resultados obtenidos de las tablas anteriores se realizó un procesado de datos mediante el software Origin-Pro con el fin de encontrar una relación estadística con los valores medios de las imágenes *Excelente* y *Deficientes* mediante el método planteado anteriormente. Se procedió a calcular la frecuencia con la que se repetían los valores para los datos generales, sin separar entre imágenes *Buenas* o *Deficientes*, de esta manera se busca analizar la tendencia de los valores a grosso modo. Se usó el *Bin* (paso) más bajo que a su vez permitiera observar alguna curva de tendencia. Estos datos, se analizaron con la herramienta de Origin-Pro llamada “*Multiple Peaks Fit*” obteniendo así los parámetros de función que se ajusten mejor a dicha curva, esta herramienta de desconvolución permite analizar los picos por separados, en este caso nos centraremos en el valor “*xc*” y su respectivo error.

De esta forma se procede a mostrar los gráficos antes y después de la desconvolución para cada zona anatómica y cada parámetro digital a estudiar, que en este caso son SNR, CO, CNR y N. Las gráficas se mencionarán en la sección 4.4.

La Tabla 20 muestra el resumen de los gráficos anteriores, se pueden observar los valores de cada pico $P_n(xc)$ y la función estadística que mejor se ajustó a los datos, las cuales fueron Lorentz y Gauss.

Tabla 20. Resumen de las gráficas del análisis estadístico.

Columna vertebral				
	Snr (xc) Lorentz	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Gauss	N(xc) Lorentz
P1	$7,66 \pm 0,22$	$0,34 \pm 0,042$	$66,5 \pm 4,8$	$0,0705 \pm 0,0069$
P2	$17,47 \pm 0,22$	$0,46 \pm 1888$	$200,1 \pm 2,9$	$0,1436 \pm 0,0052$
P3	$32,00 \pm 8,60$	---	$374,5 \pm 6,2$	$0,2129 \pm 326$
P4	---	---	508 ± 172	---

Esternón				
	Snr (xc) Gauss	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Gauss	N(xc) Gauss
P1	12,77 ± 0,38	0,602 ± 0,030	187 ± 10	0,035 ± 0,023
P2	37 ± 15	0,6748 ± 521	414 ± 118040	0,0512 ± 0,0019
P3	51 ± 6400	---	631 ± 1E7	0,0696
P4	69,00 ± 0,13	---	731 ± 5E8	0,0956 ± 0,0054
P5	81,0 ± 2,1	---	1125 ± 23	---
Corazón				
	Snr (xc) Gauss	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Gauss	N(xc) Lorentz
P1	27 ± 26	0,41 ± 0,95	98 ± 21	0,041 ± 0,17
P2	39,00 ± 0,58	0,498 ± 0,010	263 ± 39	0,07 ± 0,81
P3	51 ± 404	0,6403 ± 0,0069	349 ± 132472	0,10 ± 0,93
P4	66	---	---	0,12 ± 0,38
P5	81 ± 20	---	---	---
Diafragma				
	Snr (xc) Lorentz	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Gauss	N(xc) Gauss
P1	20,7 ± 1,4	0,562 ± 0,010	103 ± 31	0,0475 ± 0,0034
P2	38,8 ± 1,9	0,7393 ± 0,0063	291 ± 12	0,1176 ± 0,0082
P3	62 ± 5	---	736 ± 58	0,18 ± 0,96
P4	84,5 ± 1,6	---	---	---
Zona Retrocardiaca				
	Snr (xc)Gauss	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Gauss	N(xc) Lorentz
P1	2,86664	0,095 ± 0,010	35,2 ± 1,7	0,02665 ± 5,7E-4
P2	5,4 ± 1,4	0,179 ± 0,071	164,5 ± 8,2	0,0422 ± 0,0018
P3	14,14 ± 0,28	---	---	0,0677 ± 0,0026
P4	---	---	---	0,0994 ± 0,0038
Zona Retroesternal				
	Snr (xc) Lorentz	Co(xc) Lorentz	Cnr(xc) Lorentz	N(xc) Lorentz
P1	5,175 ± 0,070	0,1081 ± 0,0018	35 ± 76	0,0141 ± 3
P2	9,67 ± 0,44	0,1955 ± 0,0067	79,2 ± 4,2	0,0370 ± 0,0014

P3	15,3 ± 2,7	0,3233 ± 0,051	165,6 ± 1,7	0,06 ± 0,18
P4	---	---	244,7 ± 2,8	---
P5	---	---	425 ± 1625	---

Tabla 21. Resumen de valores medios de cada zona anatómica por el método cuantitativo propuesto obtenidos de las tablas 14, 15, 16, 17, 18 y 19.

Columna imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
9 ± 9	0,346 ± 0,093	640 ± 739	0,132 ± 0,067
Esternón imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
37 ± 21	0,50 ± 0,12	639 ± 739	0,056 ± 0,032
Corazón imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
39 ± 27	0,544 ± 0,087	689 ± 795	0,055 ± 0,027
Diafragma imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
36 ± 23	0,579 ± 0,081	751 ± 897	0,081 ± 0,052
Zona Retrocardiaca imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
5,5 ± 3,5	0,126 ± 0,089	160 ± 230	0,043 ± 0,037
Zona Retroesternal imágenes <i>Excelente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
8,4 ± 4,0	0,171 ± 0,061	191 ± 199	0,041 ± 0,017
Columna imágenes <i>Deficiente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
17 ± 14	0,35 ± 0,11	840 ± 739	0,090 ± 0,032
Esternón imágenes <i>Deficiente</i> método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N

42 ± 38	0,54 ± 0,16	840 ± 1651	0,071 ± 0,047
Corazón imágenes Deficiente método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
42 ± 19	0,56 ± 0,11	802 ± 1182	0,058 ± 0,049
Diafragma imágenes Deficiente método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
68 ± 53	0,665 ± 0,086	997 ± 1739	0,064 ± 0,043
Zona Retrocardiaca imágenes Deficiente método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
10,2 ± 9,6	0,24 ± 0,18	294 ± 365	0,062 ± 0,039
Zona Retroesternal imágenes Deficiente método cuantitativo			
Snr	Co	Cnr	N
18 ± 22	0,26 ± 0,19	290 ± 575	0,049 ± 0,043

De esta manera se prosigue a comparar los resultados del análisis gráfico de los valores SNR, CO, CNR y N con los datos obtenidos de la Tabla 21 la cual expone de manera resumida el valor medio de cada variable digital para el grupo de imágenes *Excelente* y *Deficientes* expuestos con anterioridad.

4.4. Resultados obtenidos del estudio estadístico de las variables digitales.

4.4.1. Columna Vertebral

4.4.1.1. Relación señal ruido (SNR) Columna Vertebral:

Para la Columna Vertebral la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la SNR, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 36, donde se puede observar que no es una distribución normal. Por el método cuantitativo se obtiene un valor medio en las imágenes *Excelente* de $SNR_T = 9,0 \pm 9,3$, con un CV de 104%, siendo considerado como el valor de referencia. Por otra parte, con el método de desconvolución se obtienen tres picos, el valor del pico más alto (SNR_{g1}) de la Figura 37 fue de $SNR_{g1} = 7,55 \pm 0,22$, un CV de 3%, obteniéndose la menor discrepancia de 15%, respecto al valor

de referencia. El segundo pico (SNR_{g2}) tiene un valor de $SNR_{g2} = 17,47 \pm 0,22$, con un CV de 2%, siendo un valor cercano al obtenido para las imágenes *Deficiente* $SNR_T = 17 \pm 14$ con una discrepancia entre valores de 4% y un CV de 83%.

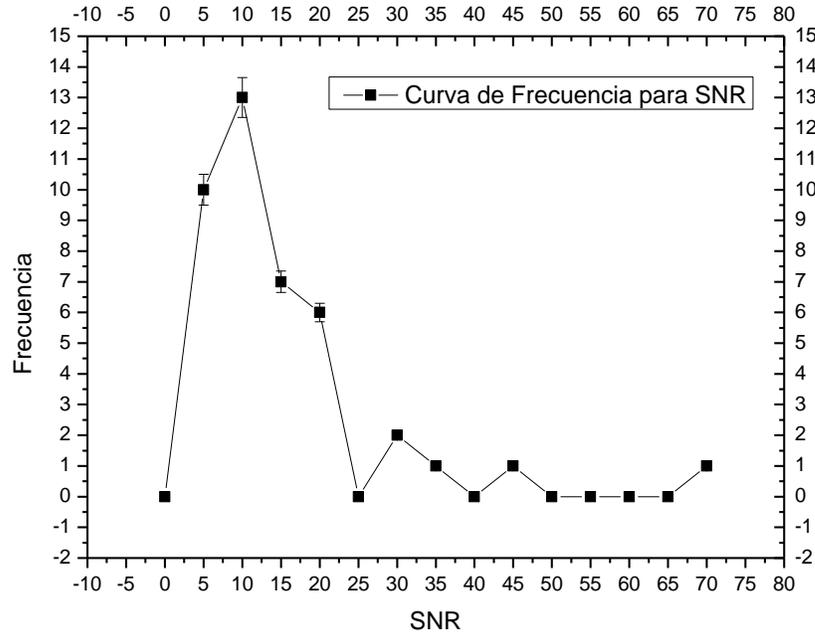


Figura 36. Gráfica distribución de frecuencia vs SNR de la Columna Vertebral.

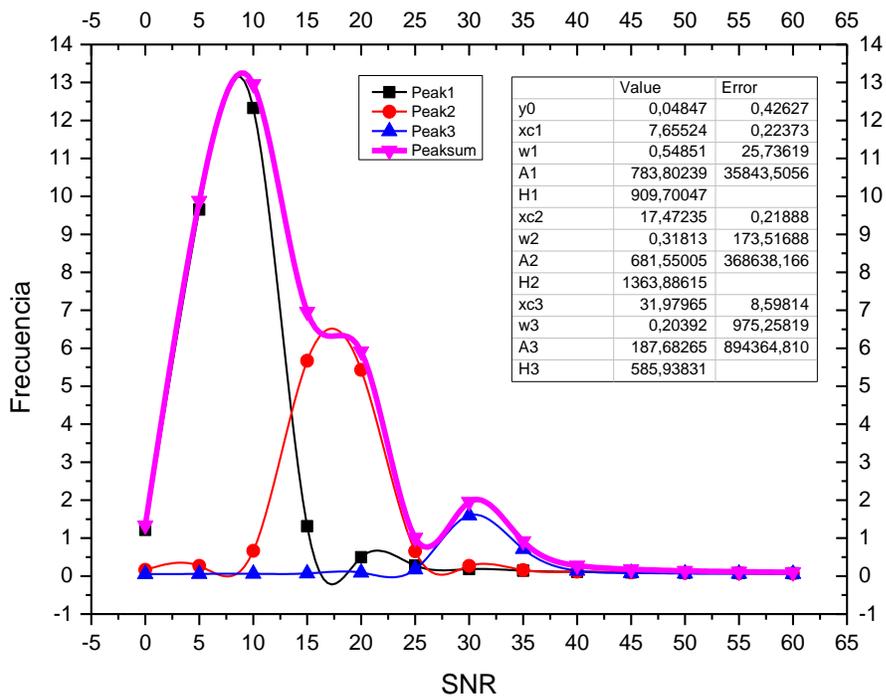


Figura 37. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Columna Vertebral con análisis de picos.

4.4.1.2. Contraste (CO) Columna Vertebral:

La distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la CO, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 38, en esta se puede observar que no es una distribución normal. El primer pico que se observa de izquierda a derecha en la Figura 39 tiene un valor de $CO_{g1} = 0,341 \pm 0,044$, con un CV de 13%, el CO_{g1} coincidió con el valor de imágenes *Excelente* del método propuesto que tiene un valor de $CO_T = 0,346 \pm 0,093$ teniendo una discrepancia de 2% con respecto al CO_{g1} y un CV de 27%. El segundo pico de la Figura 39 tiene un valor de $CO_{g2} = 0,4674 \pm 1888$ y un CV demasiado alto, comparando con el valor de $CO_T = 0,40 \pm 0,11$ la diferencia porcentual es de 14% y este último tiene un CV de 28%.

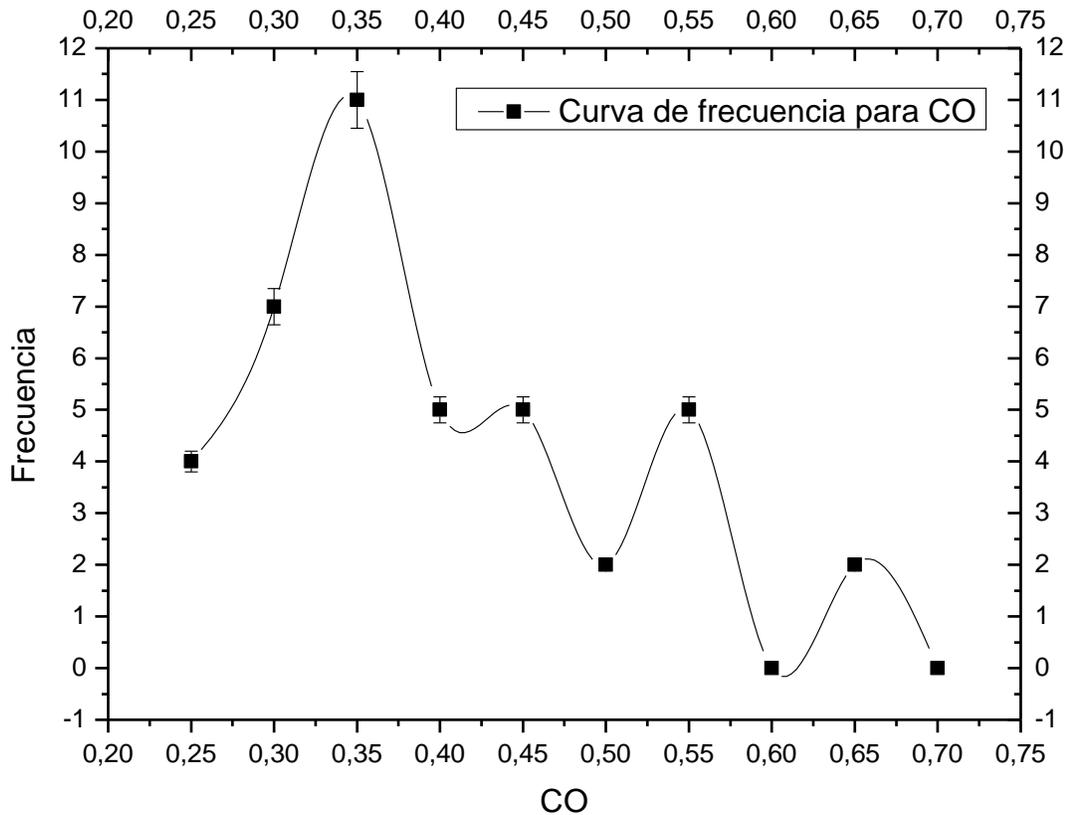


Figura 38. Gráfica de frecuencia vs CO de la Columna Vertebral.

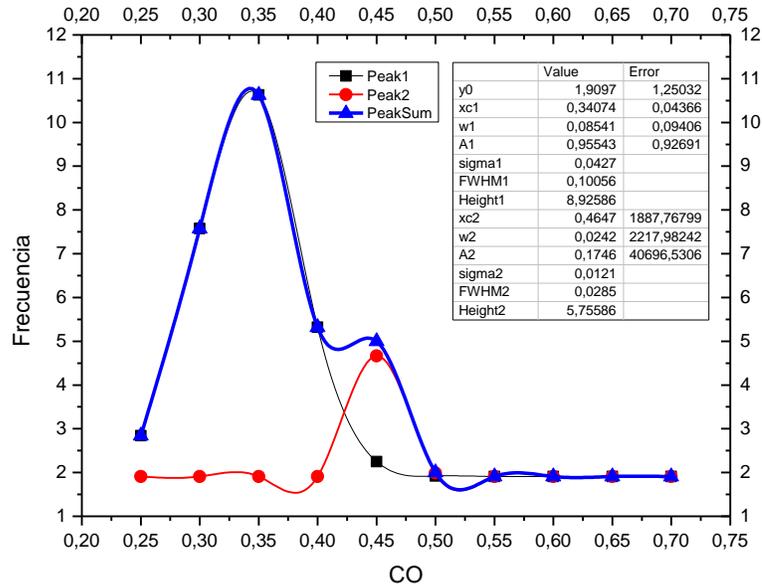


Figura 39. Gráfica de frecuencia vs CO de la Columna Vertebral con análisis de picos

4.4.1.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Columna Vertebral:

La Figura 40 muestra la distribución de frecuencia de los datos de CNR para la columna vertebral. Por el método cuantitativo se obtiene un promedio para las imágenes *Excelentes* de $CNR_T = 640 \pm 795$ con un CV de 215%, este valor no se aproxima a ningún pico de la desconvolución de la Figura 41. El valor de $CNR_T = 840 \pm 739$ de las imágenes *Deficiente* no se aproxima a ningún pico y tiene un CV de 88%.

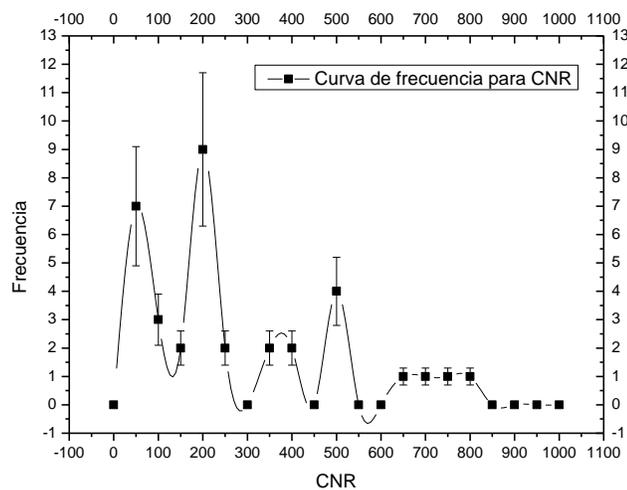


Figura 40. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Columna Vertebral.

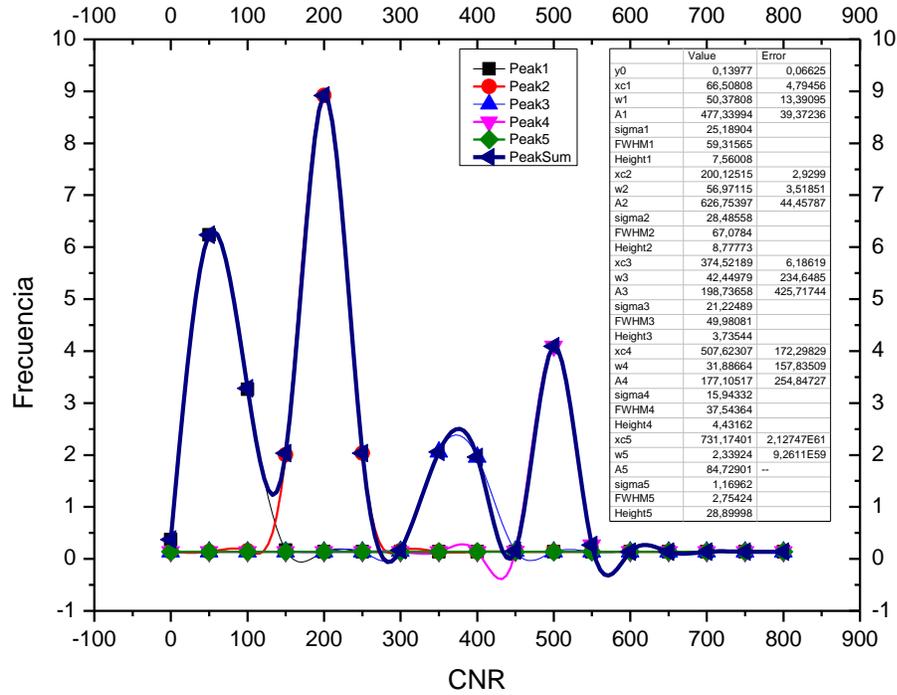


Figura 41. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Columna Vertebral con análisis de picos.

4.4.1.4. Ruido (N) Columna Vertebral:

Para la Columna Vertebral la Figura 42Figura 40 muestra la distribución de frecuencia de los datos para el ruido N. El valor del ruido $N_T = 0,132 \pm 0,067$ de las imágenes *Excelente* tiene un CV de 51%, este se aproximó al pico más alto del método gráfico de la Figura 43, el cual tiene un valor de $N_{g1} = 0,1436 \pm 0,0052$ con un CV de 4% obteniéndose una discrepancia de 8% con respecto al N_T mencionado anteriormente. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de ruido de $N_T = 0,0904 \pm 0,0037$ con un CV de 4%, la comparación de este valor con el ruido $N_{g2} = 0,0705 \pm 0,0070$ correspondiente al primer pico de la Figura 43 tuvo una discrepancia de 22%, y el valor N_{g2} tuvo un CV de 10%.

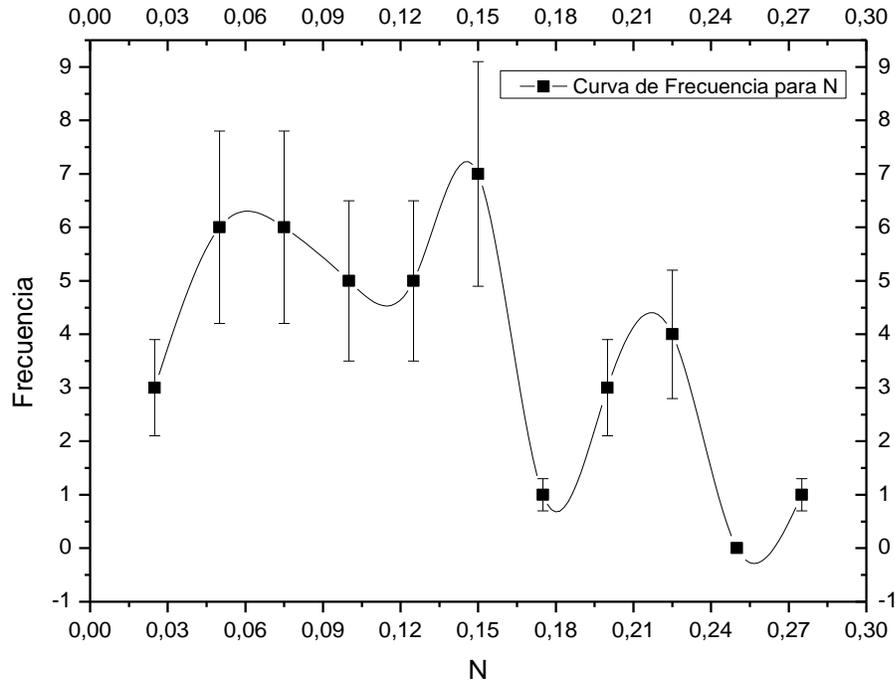


Figura 42. Gráfica de frecuencia vs N de la Columna Vertebral.

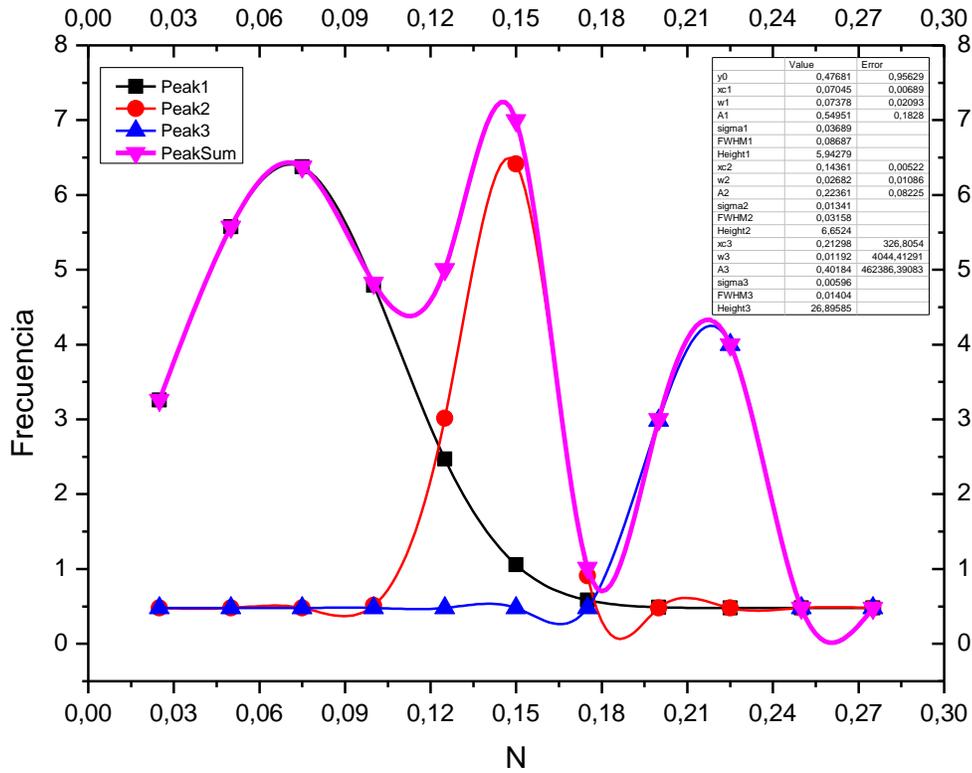


Figura 43. Gráfica de frecuencia vs N de la Columna Vertebral con análisis de picos.

4.4.2. Esternón

4.4.2.1. Relación señal ruido (SNR) Esternón:

Para el Esternón la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la SNR, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 44. Comparando los datos obtenidos para el Esternón la relación señal ruido teórica para las imágenes *Excelentes* fue de $SNR_T = 37 \pm 21$ con un CV de 56% y coincidió con el pico más alto de la Figura 45 que tiene un valor de $SNR_{g1} = 37 \pm 15$ y un CV de 41%, obteniéndose una diferencia porcentual de 1% con respecto a el SNR_T . Las imágenes *Deficiente* tuvieron un $SNR_T = 42 \pm 38$ con un respectivo CV de 90%, aproximándose al valor mencionado anteriormente SNR_{g1} , pero con una discrepancia de 14%.

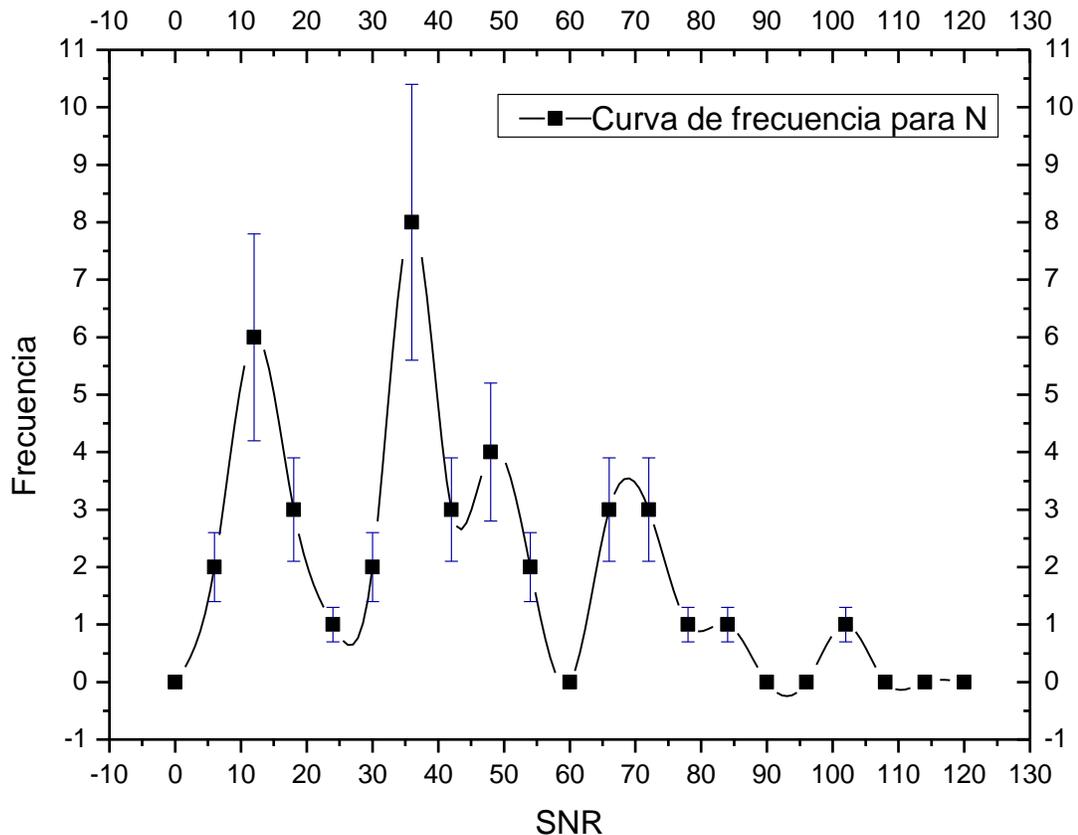


Figura 44. Gráfica de frecuencia vs SNR del Esternón.

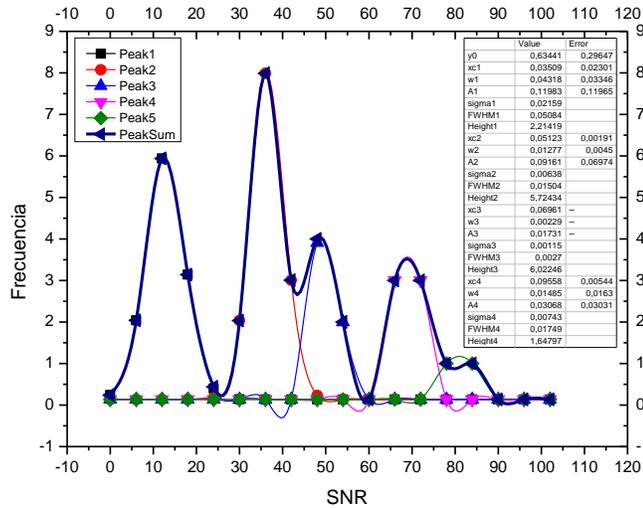


Figura 45. Gráfica de frecuencia vs SNR del Esternón con análisis de picos.

4.4.2.2. Contraste (CO) Esternón:

En la Figura 46 se muestra la gráfica de distribución de frecuencia del CO para el Esternón. El contraste para las imágenes *Excelente* del Esternón fue de $CO_T = 0,50 \pm 0,12$ con un CV de 24% y una discrepancia de 22% con respecto al valor gráfico CO_{g1} de la Figura 47 que fue $CO_{g1} = 0,602 \pm 0,030$ y un CV de 5%. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un contraste de $CO_T = 0,54 \pm 0,16$ con un CV de 30% estando próximo al pico más bajo de la Figura 47 que tiene un valor de $CO_{g2} = 0,622 \pm 0,030$ teniendo una discrepancia de 11% con respecto al valor de referencia y un error absoluto de 5%.

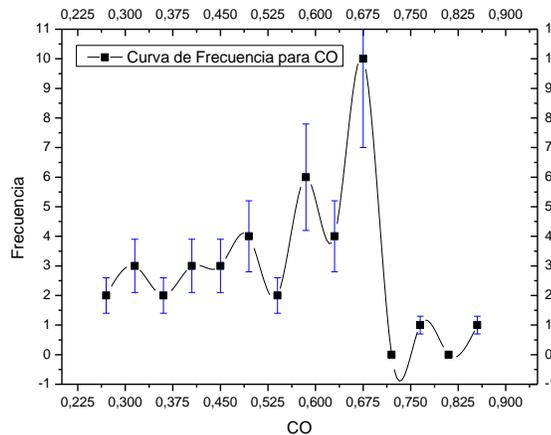


Figura 46. Gráfica de frecuencia vs CO del Esternón.

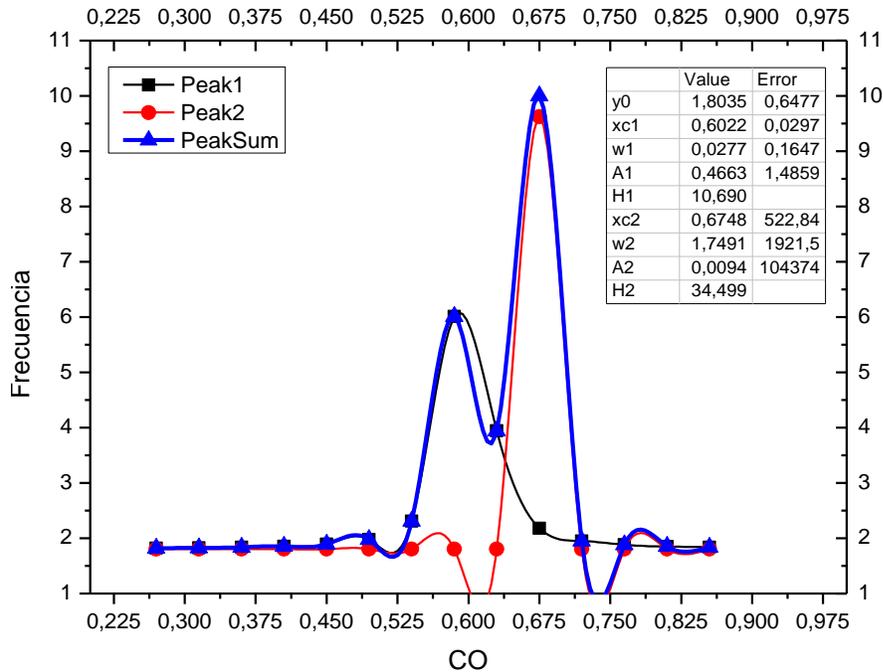


Figura 47. Gráfica de frecuencia vs CO del Esternón con análisis de picos.

4.4.2.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Esternón:

La grafica de distribución de frecuencia del CNR del Esternón se muestra en la Figura 48. La relación ruido contraste CNR_T obtenida por el método cuantitativo de las imágenes *Excelentes* del Esternón fue de $CNR_T = 639 \pm 739$ con un CV de 116%, en contra parte el valor gráfico en uno de los picos de la Figura 49 fue de $CNR_{g1} = 631 \pm 1,1E7$ obteniendo una discrepancia de 1% entre ambos valores y un CV para CNR_{g1} demasiado alto. Para las imágenes *Deficientes* el valor CNR_T fue de $CNR_T = 840 \pm 1651$ y un CV de 197%, comparando este último con un pico de valor $CNR_{g2} = 731 \pm 4,6E7$, obtenido por el método grafico la discrepancia fue de 15%.

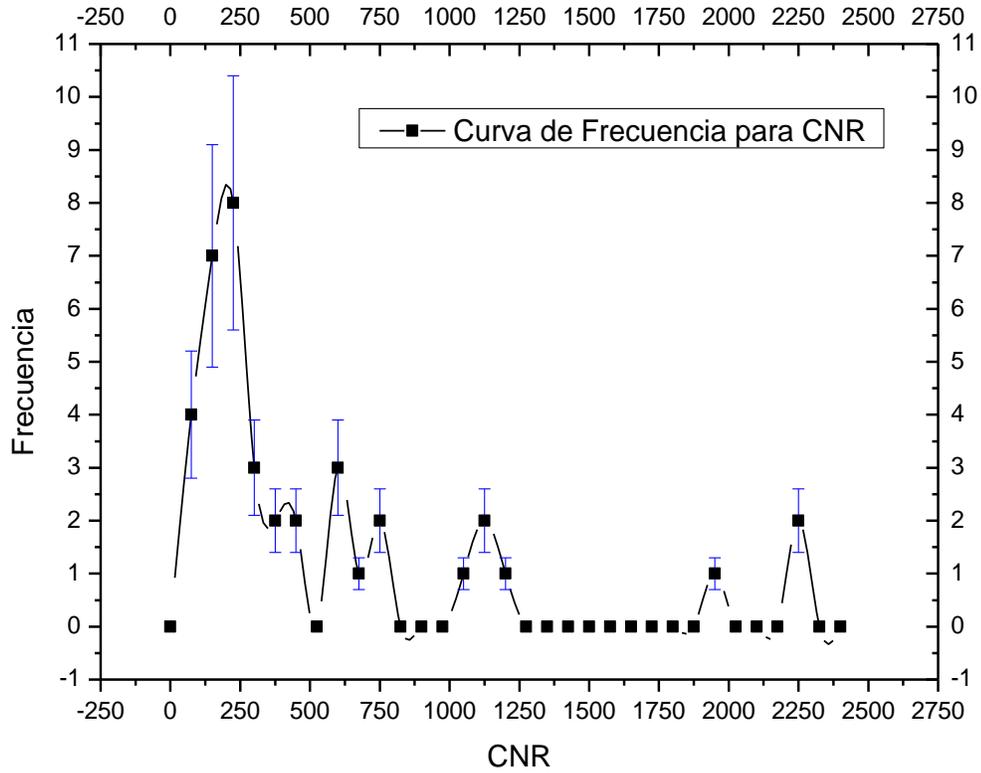


Figura 48. Gráfica de frecuencia vs CNR del Esternón.

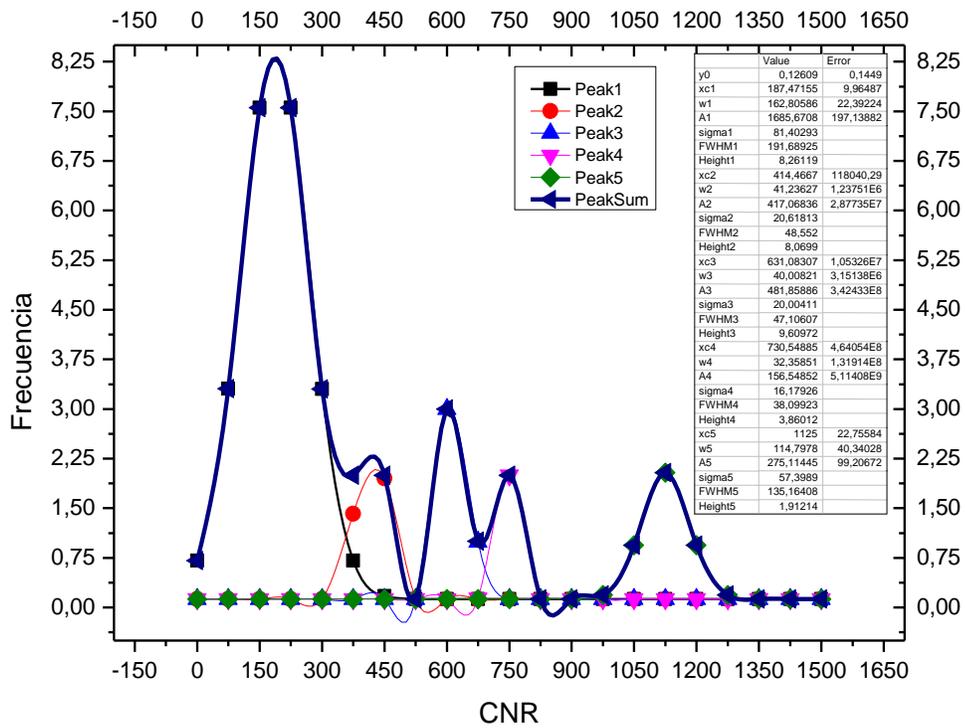


Figura 49. Gráfica de frecuencia vs CNR del Esternón con análisis de picos.

4.4.2.4. Ruido (N) Esternón:

Para el Esternón la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para el N, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 50. El ruido N de las imágenes *Excelentes* para el hueso Esternón estuvo dado por $N_T = 0,056 \pm 0,032$, con un CV de 57%, este valor se aproxima a uno de los picos más altos de la Figura 51 que es $N_{g1} = 0,0512 \pm 0,019$ con un CV de 37%, y una diferencia porcentual de 8% con respecto a N_T . Las imágenes de calidad *Deficiente* tuvieron un valor de $N_T = 0,071 \pm 0,047$ con un CV de 59%. la cual tuvo una discrepancia de 1% con respecto al valor gráfico del primer pico alto de la Figura 51 el cual es $N_{g2} = 0,0696$.

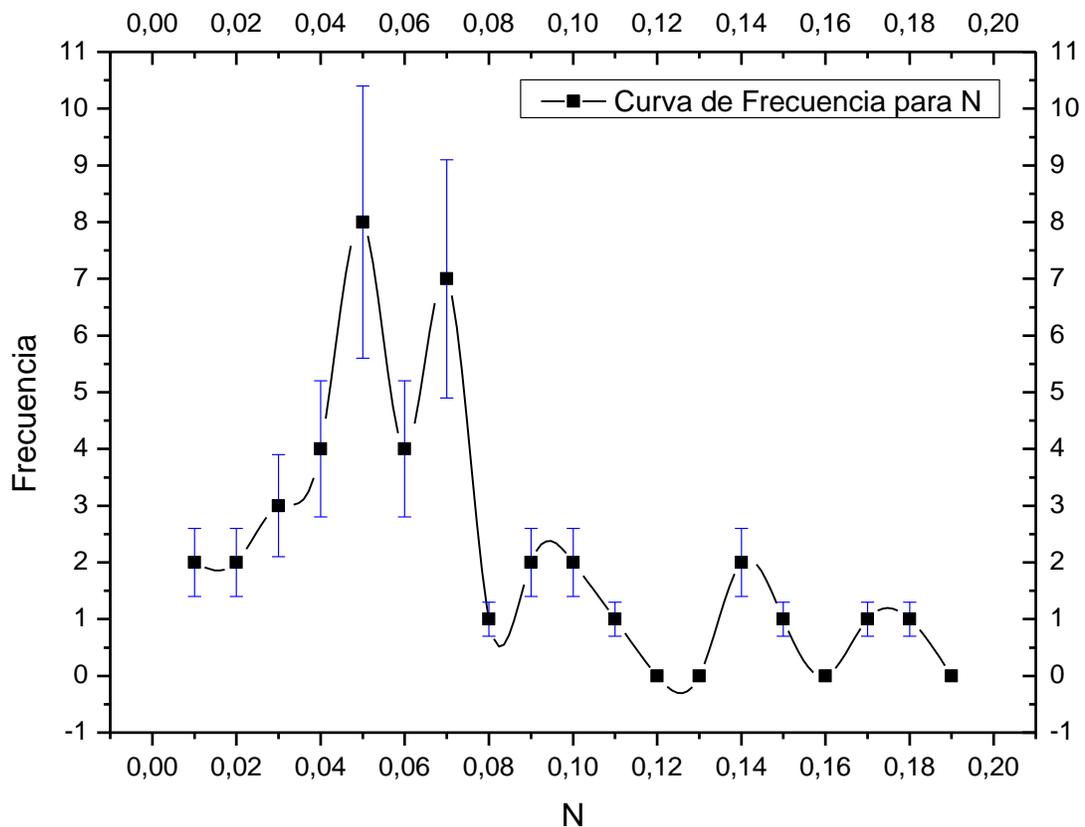


Figura 50. Gráfica de frecuencia vs N del Esternón.

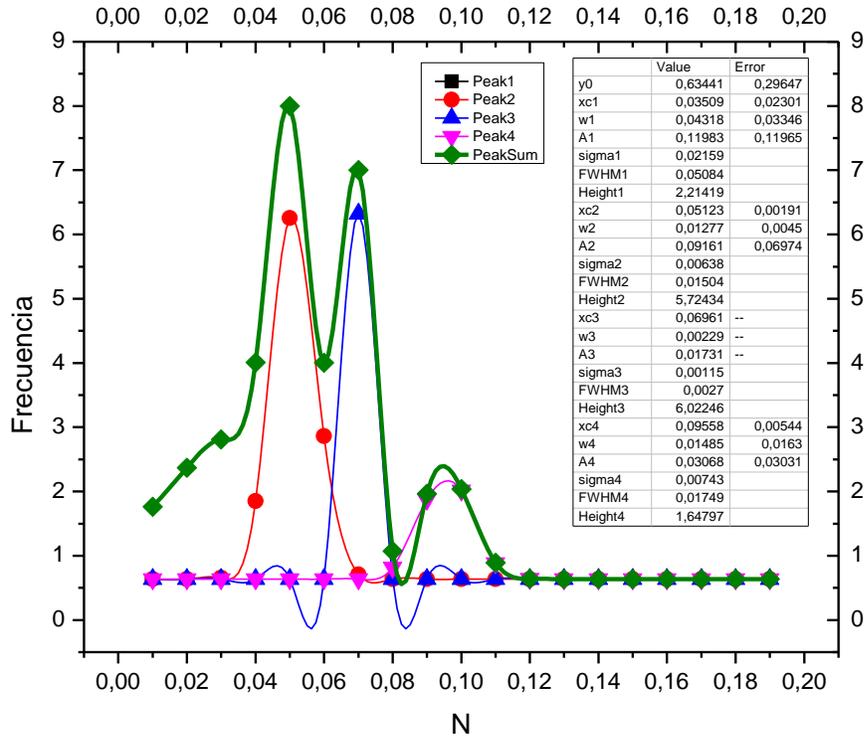


Figura 51. Gráfica de frecuencia vs N del Esternón con análisis de picos.

4.4.3. Corazón

4.4.3.3. Relación señal ruido (SNR) Corazón:

Las zonas de músculo, en este caso el Corazón, tuvo una gráfica de distribución de frecuencia para los valores SNR mostrada en la Figura 52. El valor de la relación señal ruido fue de $SNR_T = 39 \pm 27$ el cual fue obtenido por el método cuantitativo para las imágenes *Excelentes*, este tuvo un CV de 69%, dicho valor de SNR_T se aproximó a el valor del pico más alto del grafico de la Figura 53 que fue de $SNR_{g1} = 39,00 \pm 0,58$, con un CV de 2%, arrojando una discrepancia de 0,4% con respecto a SNR_T . Las imágenes *Deficiente* obtuvieron un valor $SNR_T = 42 \pm 19$, con un CV de 46%, aproximándose al valor SNR_T anterior pero esta vez con una discrepancia de 8%.

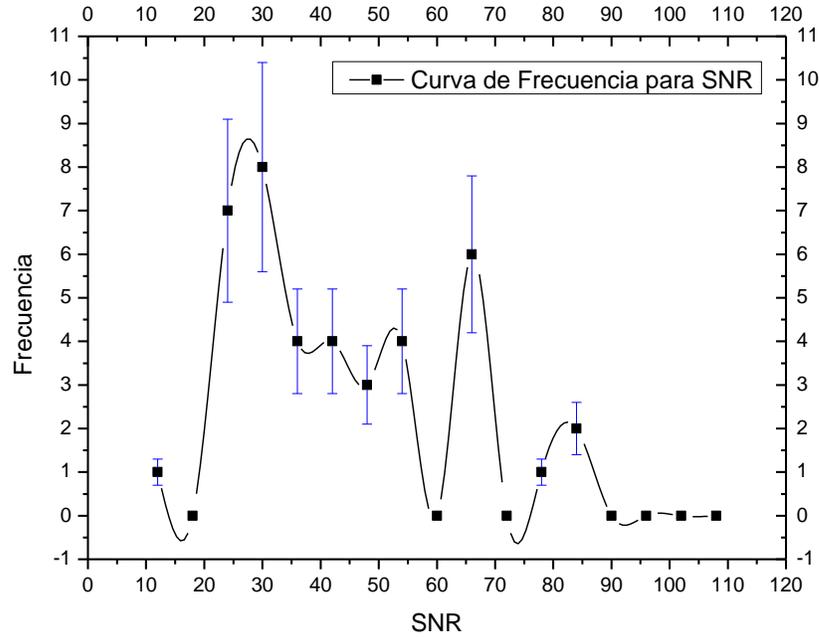


Figura 52. Gráfica de frecuencia vs SNR del Corazón.

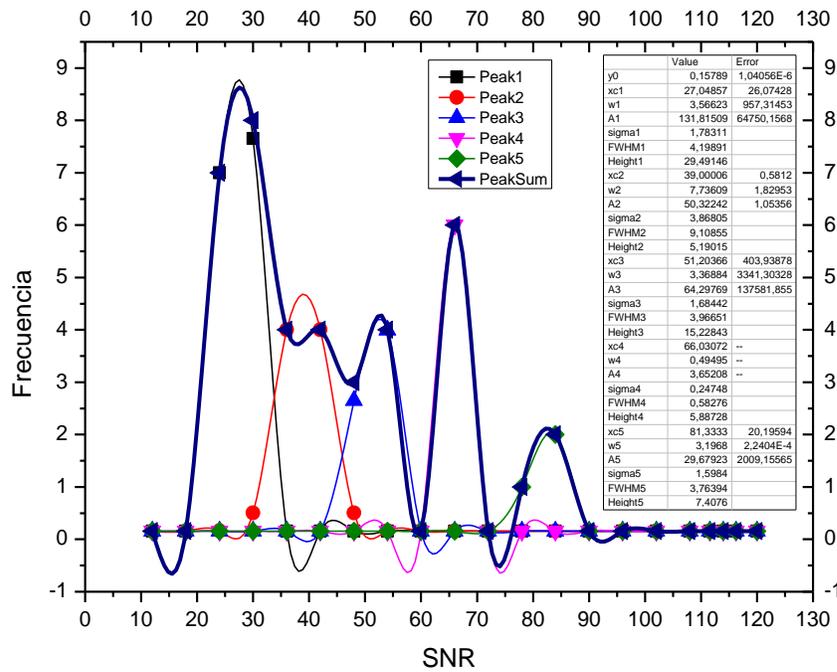


Figura 53. Gráfica de frecuencia vs SNR del Corazón con análisis de picos.

4.4.3.3. Contraste (CO) Corazón:

Para el Corazón la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para el CO, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 54. El CO del Corazón para las

imágenes *Excelentes* estuvo dado por $CO_T = 0,545 \pm 0,087$, con un CV de 16%, tuvo una discrepancia de 9% con respecto al valor $CO_{g1} = 0,498 \pm 0,010$, con un CV de 2%, este valor corresponde a uno de los picos de la Figura 55. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de referencia que se aproximó al valor CO_{g1} , pero en este caso con una discrepancia de 13%, siendo este $CO_T = 0,561 \pm 0,011$, con un CV de 2%.

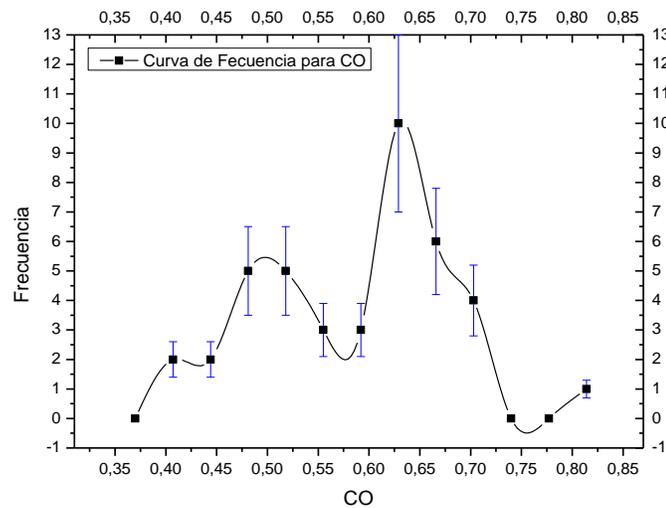


Figura 54. Gráfica de frecuencia vs CO del Corazón.

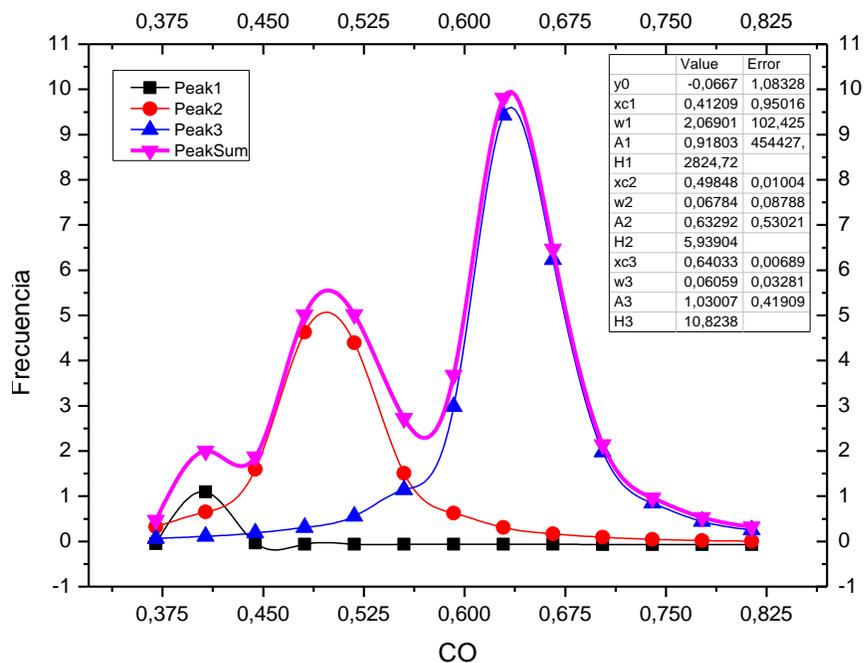


Figura 55. Gráfica de frecuencia vs CO del Corazón con análisis de picos.

4.4.3.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Corazón:

La distribución de frecuencias para la relación ruido contraste correspondiente a la zona anatómica del Corazón se muestra en la Figura 56. El CNR de las imágenes del Corazón no coincide con ninguno de los valores gráficos, ni para las imágenes *Excelente* como tampoco para las imágenes *Deficiente*, las discrepancias son demasiado altas. La grafica de la Figura 57 muestra el análisis de picos realizado para el CNR del corazón.

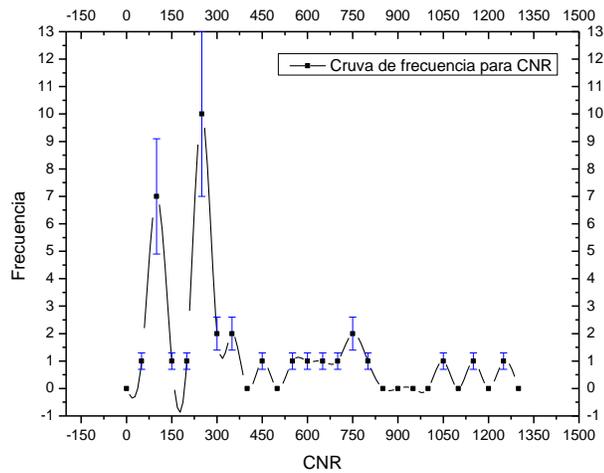


Figura 56. Gráfica de frecuencia vs CNR del Corazón.

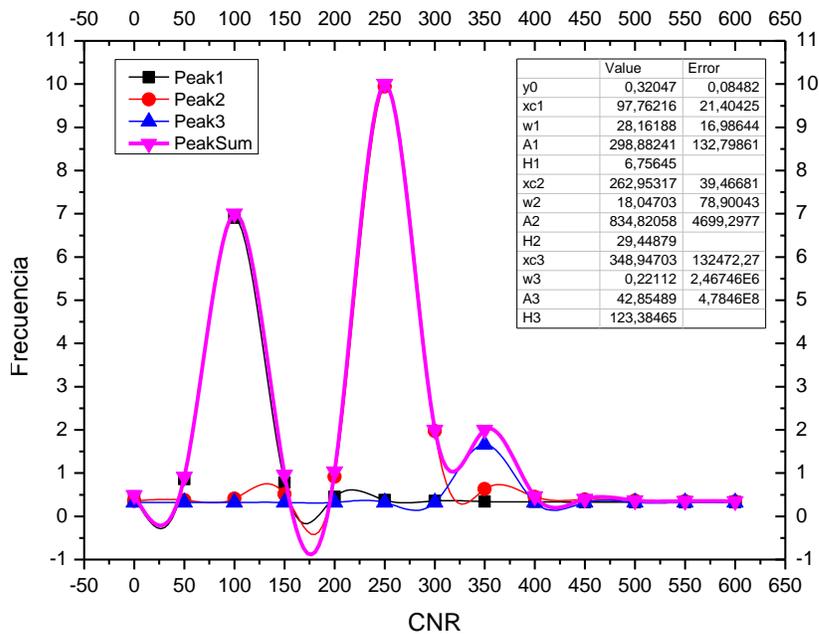


Figura 57. Gráfica de frecuencia vs CNR del Corazón con análisis de picos.

4.4.3.4. Ruido (N) Corazón:

El gráfico de la Figura 58 muestra la curva de distribución de frecuencias para el ruido en la zona del Corazón. El ruido N de las imágenes *Excelente* del Corazón fue $N_T = 0,055 \pm 0,027$, con un CV de 49%, este tiene una discrepancia del 26% con el valor del segundo pico más alto de la Figura 59 que es $N_{g1} = 0,07 \pm 0,81$, este último con un CV de 1178%. Para el valor de las imágenes *Deficiente* $N_T = 0,058 \pm 0,049$, con un CV de 84%, el valor más próximo fue el N_{g1} mencionado anteriormente, teniendo una diferencia porcentual de 18%.

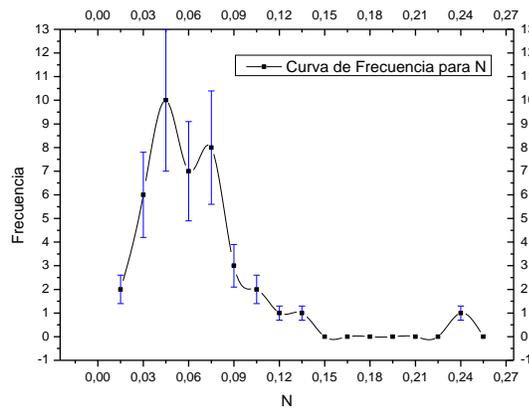


Figura 58. Gráfica de frecuencia vs N del Corazón.

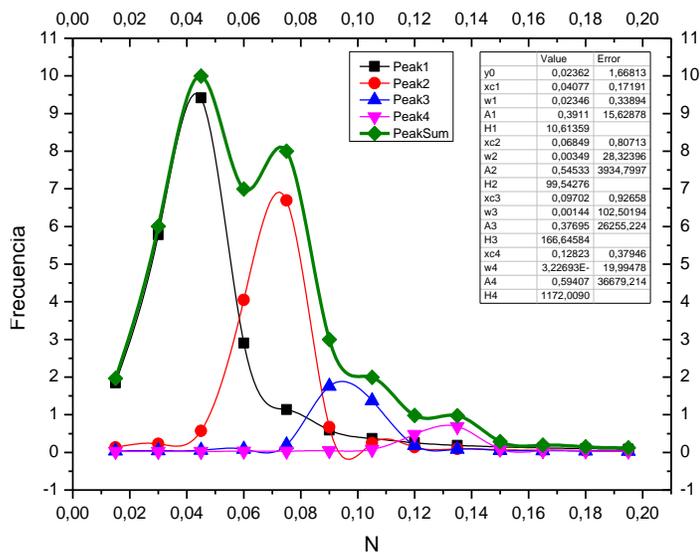


Figura 59. Gráfica de frecuencia vs N del Corazón con análisis de picos.

4.4.4. Diafragma

4.4.4.1. Relación señal ruido (SNR) Diafragma:

Para el Diafragma la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la SNR, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 60. El Diafragma obtuvo una $SNR_T = 36 \pm 23$, con un CV de 64% para las imágenes *Excelente*, teniendo una discrepancia de 9% respecto a $SNR_{g1} = 38,8 \pm 1,9$, que tiene un CV de 5%, este valor es el segundo pico más alto de la Figura 61. Las imágenes *Deficiente* obtuvieron un $SNR_T = 68 \pm 53$, con un CV de 78% aproximándose al penúltimo pico más bajo que es $SNR_{g2} = 61,8 \pm 5,3$ con una diferencia porcentual de 9%, a su vez el SNR_{g2} tiene un CV de 9%.

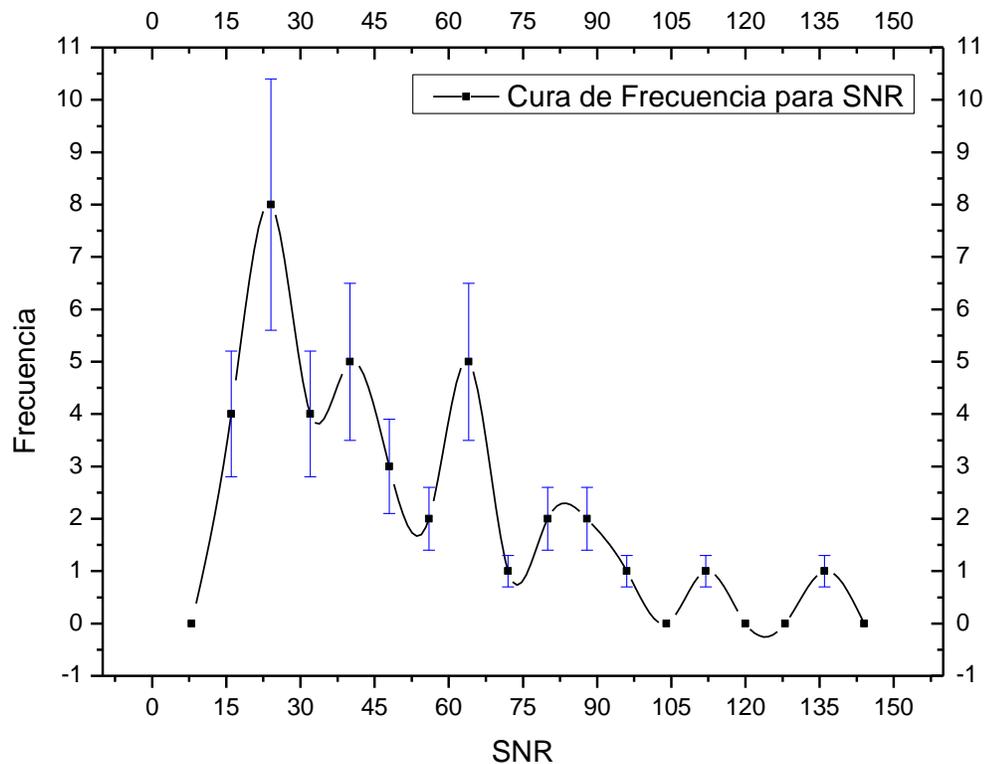


Figura 60. Gráfica de frecuencia vs SNR del Diafragma.

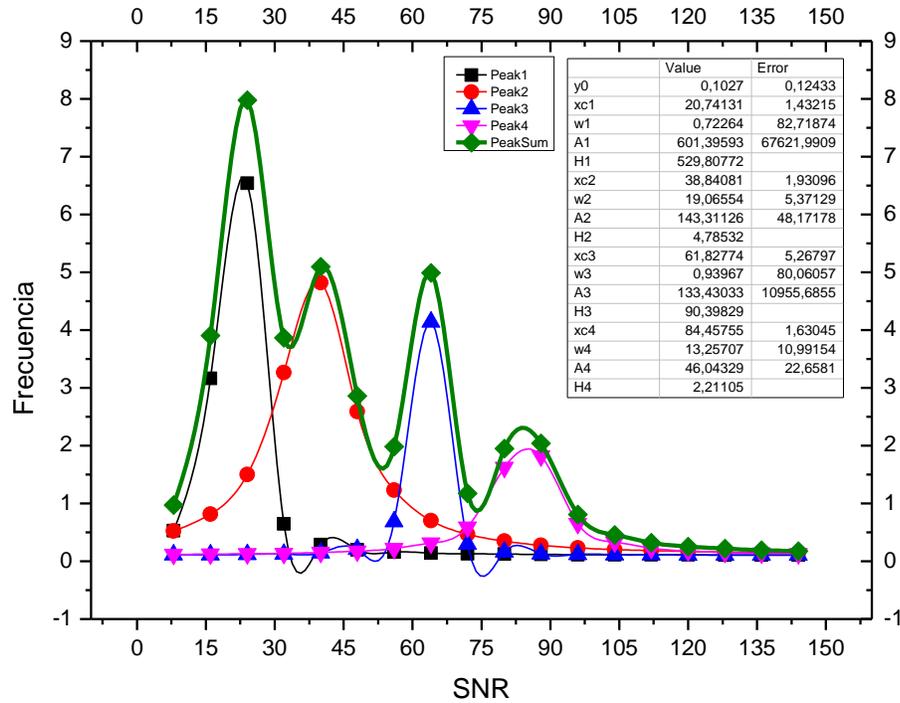


Figura 61. Gráfica de frecuencia vs SNR del Diafragma con análisis de picos.

4.4.4.2. Contraste (CO) Diafragma:

Por otra parte, el contraste para el Diafragma fue de $CO_T = 0,579 \pm 0,081$ con un CV de 14%, siendo este el valor obtenido para las imágenes *Excelente* del método cuantitativo propuesto, a su vez, dicho valor tiene una discrepancia de 3% con el valor gráfico $CO_{g1} = 0,562 \pm 0,010$, con un CV de 2%, siendo este el primer pico y el segundo más alto de la Figura 63. Las imágenes *Deficiente* mostraron un valor de $CO_T = 0,665 \pm 0,086$, con un CV de 13%, este último se aproximó a el valor del segundo pico de la gráfica de la Figura 63, el más alto, $CO_{g2} = 0,7393 \pm 0,0063$ con una discrepancia de 11% y un CV para este último de 1%. La distribución de frecuencia par el contraste en el Diafragma se muestra en la Figura 62.

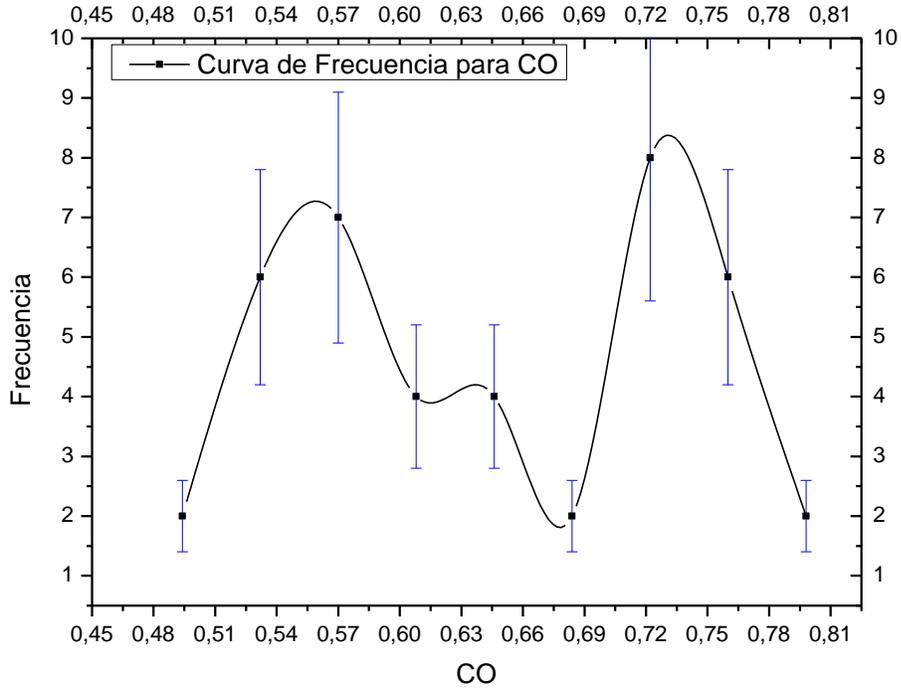


Figura 62. Gráfica de frecuencia vs CO del Diafragma.

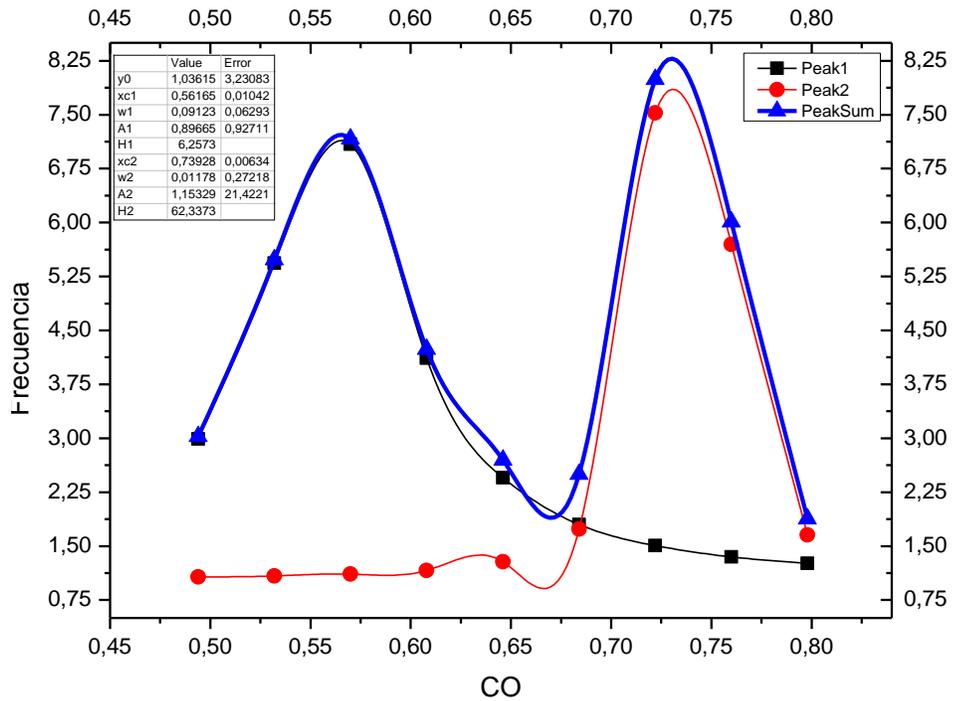


Figura 63. Gráfica de frecuencia vs CO del Diafragma con análisis de picos.

4.4.4.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Diafragma:

La relación ruido contraste para las imágenes *Excelente* en la zona del Diafragma fue de $CNR_T = 751 \pm 897$, con un CV de 119%, este se acercó al pico más bajo de la Figura 65 que tiene un valor de $CNR_{g1} = 736 \pm 58$ resultando una discrepancia con el primer valor de 2% y teniendo este último un CV de 8%. El valor CNR_T de las imágenes fue de $CNR_T = 997 \pm 1739$, no se encontró algún valor próximo en los picos de la Figura 65 con este último, este CNR_T tiene un CV de 174%. Los datos de CNR obtenidos para las 41 imágenes se representan en la curva de distribución de frecuencia de la Figura 64.

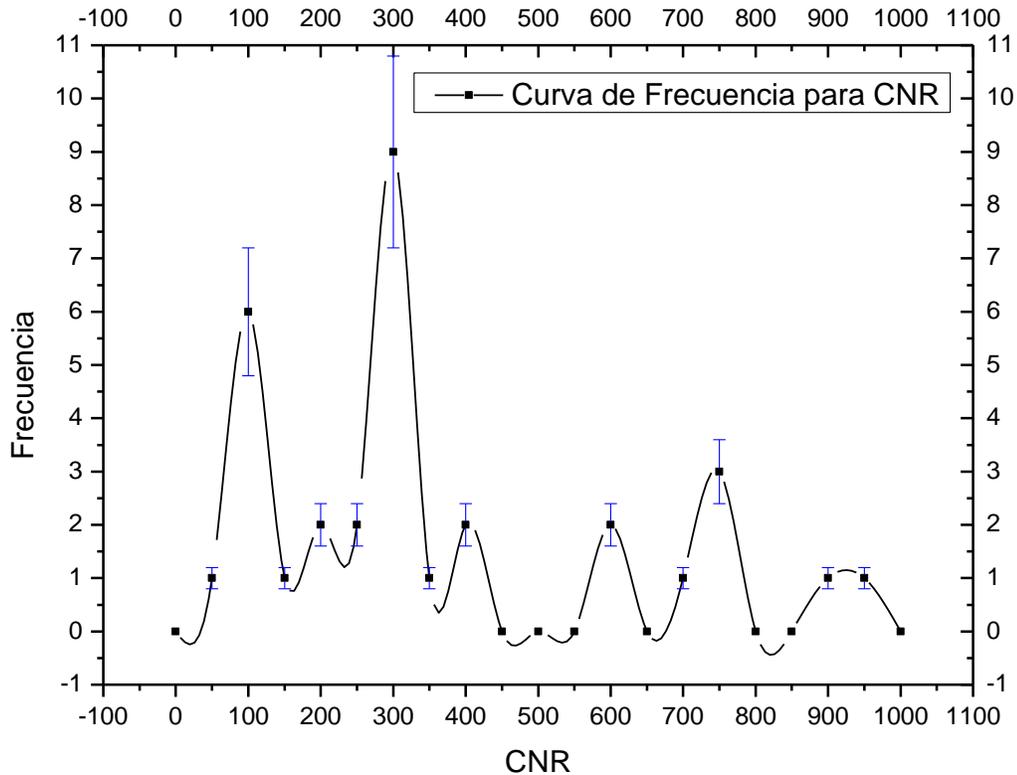


Figura 64. Gráfica de frecuencia vs CNR del Diafragma.

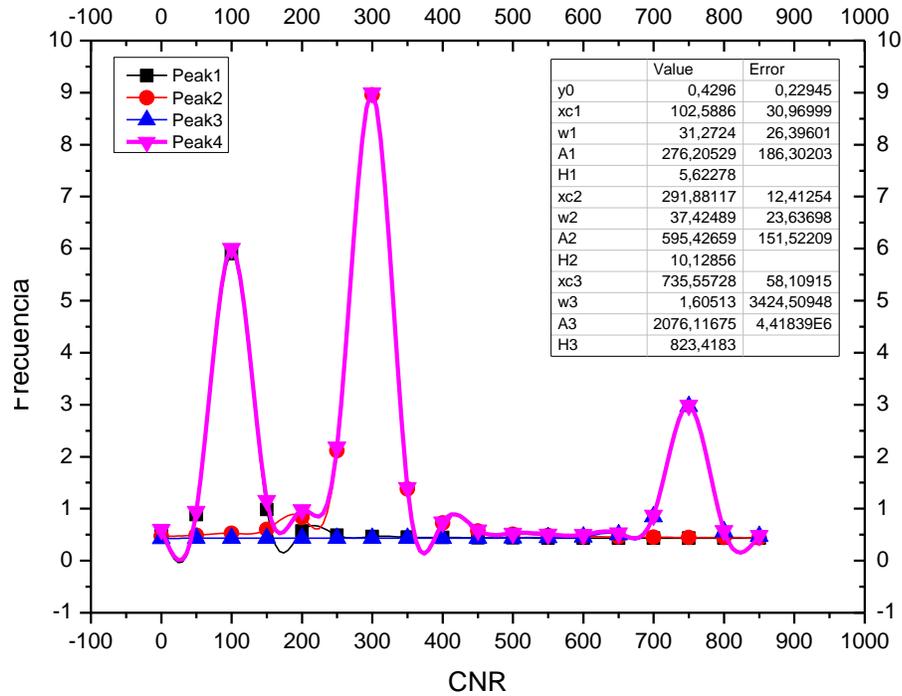


Figura 65. Gráfica de frecuencia vs CNR del Diafragma con análisis de picos.

4.4.4.4. Ruido (N) Diafragma:

Para el Diafragma la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para el N, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 66. El ruido correspondiente a las imágenes *Excelente* fue de $N_T = 0,081 \pm 0,052$ con un CV de 64%, a su vez tuvo una diferencia porcentual respecto al segundo pico de la Figura 67 de 44,5% siendo este valor $N_{g1} = 0,118 \pm 0,082$, con un CV de 70%. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de $N_T = 0,064 \pm 0,043$, con un valor de CV de 67%, teniendo una discrepancia con el valor anterior N_{g1} de 26%.

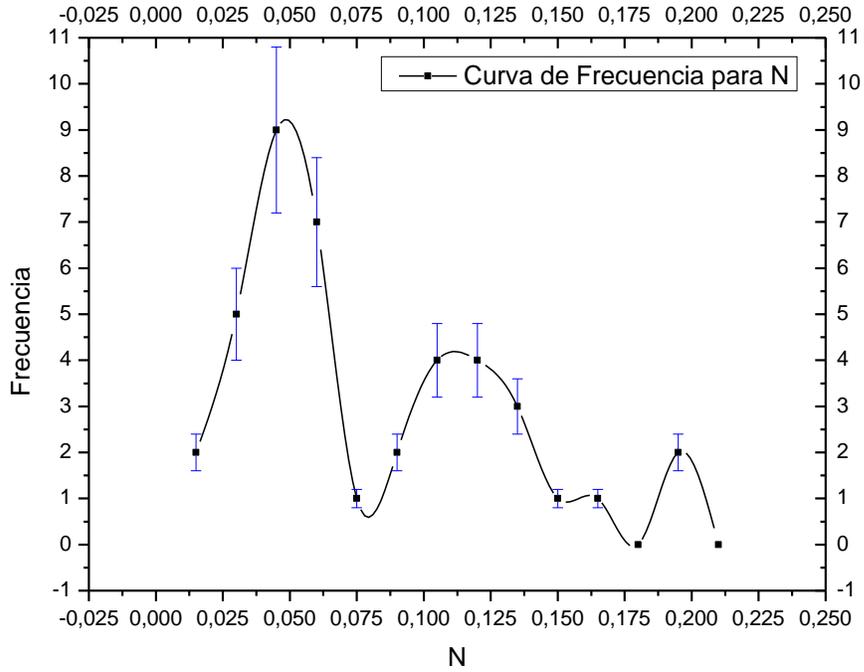


Figura 66. Gráfica de frecuencia vs N del Diafragma.

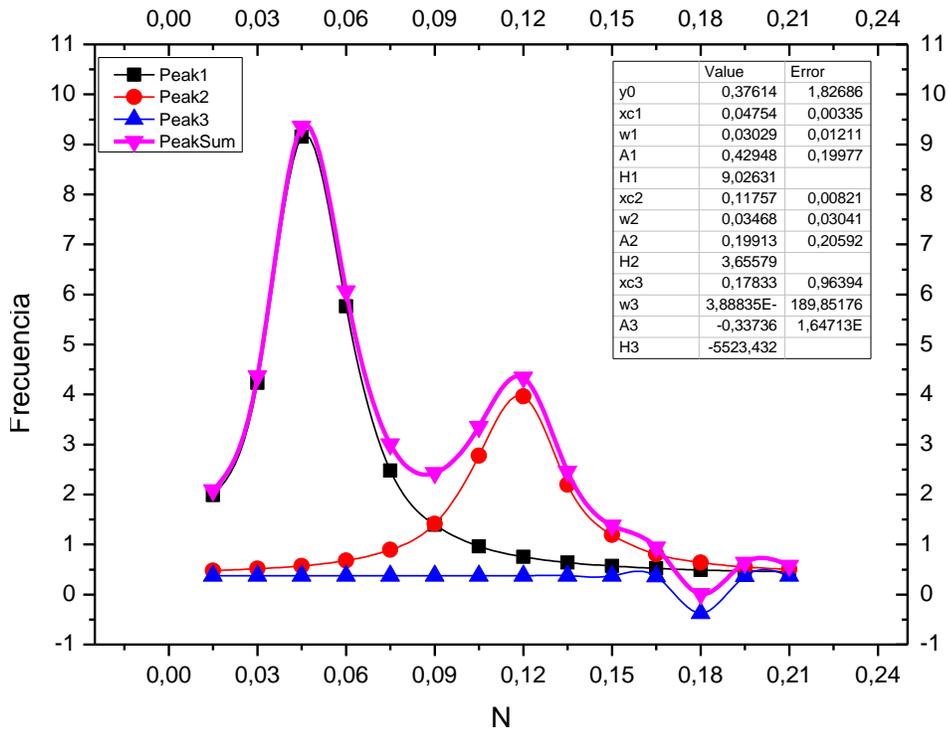


Figura 67. Gráfica de frecuencia vs N del Diafragma con análisis de picos.

4.4.5. Zona Retrocardiaca

4.4.5.1. Relación señal ruido (SNR) Retrocardiaca:

Para la Zona Retrocardiaca la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la SNR, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 36, donde se puede observar que no es una distribución normal. La relación señal ruido para las imágenes *Excelente* de la Zona Retrocardiaca estuvo dada por $SNR_T = 5,5 \pm 3,5$, con un CV de 63%, dicho valor se aproximó al valor $SNR_{g1} = 5,4 \pm 1,4$, con un CV de 26% del pico más alto de la Figura 69, teniendo una discrepancia de 1%. Por otra parte, las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de $SNR_T = 10 \pm 53$, con un CV de 520%, el cual se aproximó al valor del pico más bajo de la Figura 69, siendo este $SNR_{g2} = 14,14 \pm 0,28$ teniendo una discrepancia de 38%.

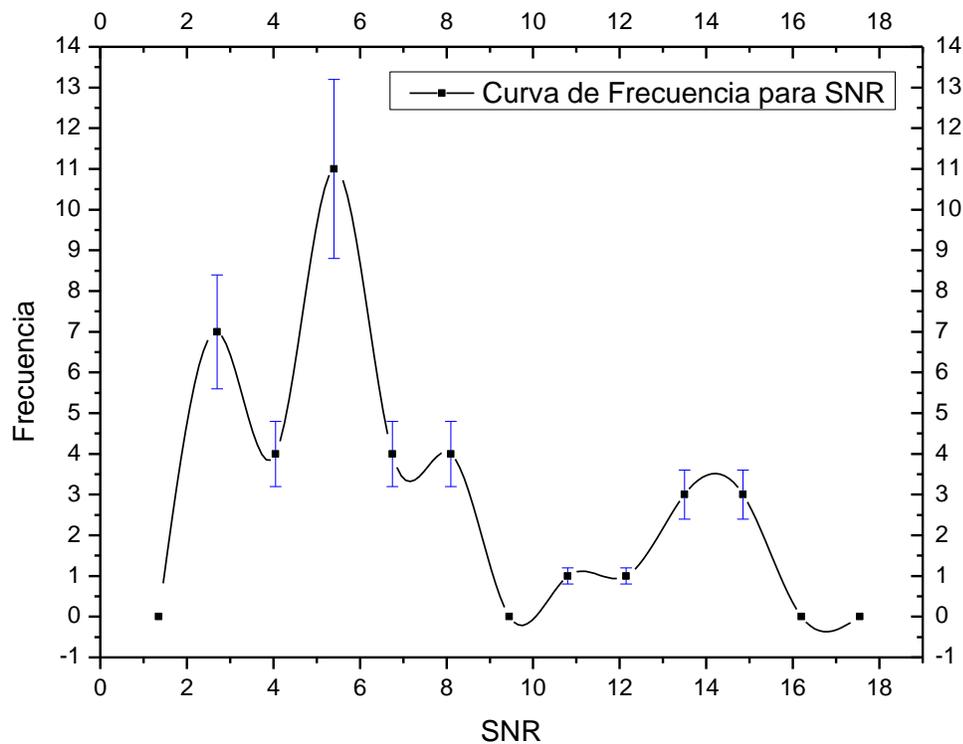


Figura 68. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retrocardiaca.

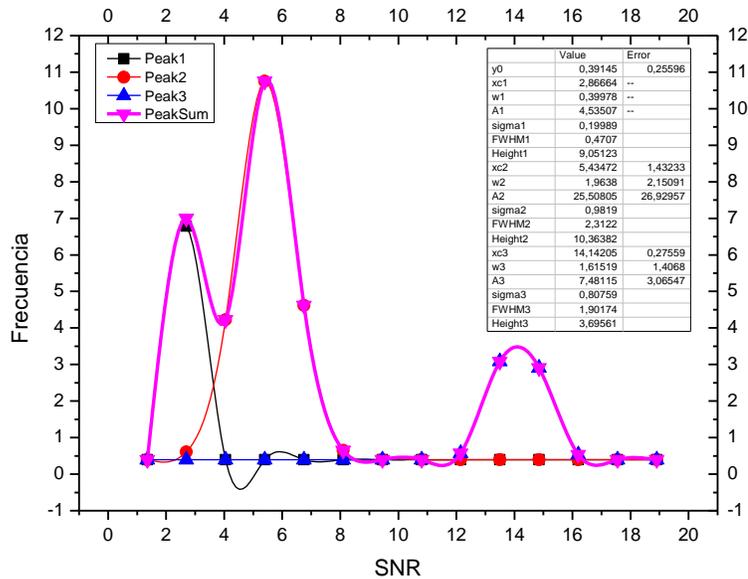


Figura 69. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.

4.4.5.2. Contraste (CO) Retrocardiaca:

La Figura 70 muestra la distribución de frecuencia para el contraste de la Zona Retrocardiaca. El contraste para las imágenes *Excelente* obtenido por el método cuantitativo tuvo un valor de $CO_T = 0,126 \pm 0,081$, con un CV de 71%, mientras que el valor $CO_{g1} = 0,095 \pm 0,010$ de la Figura 71 fue el pico más alto, con un CV de 11%, tuvo una discrepancia de 25% con el valor CO_T antes mencionado. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de $CO_T = 0,24 \pm 0,18$, con un CV de 75% y tiene una discrepancia de 27% con el valor del segundo pico de la Figura 71, siendo este $CO_{g2} = 0,18 \pm 0,071$, con un CV de 39%.

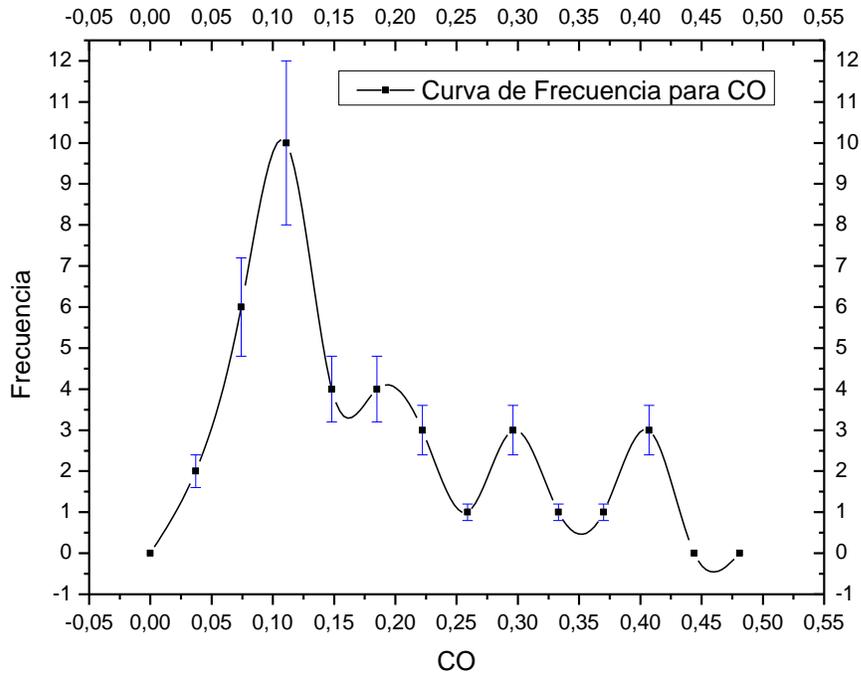


Figura 70. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retrocardiaca.

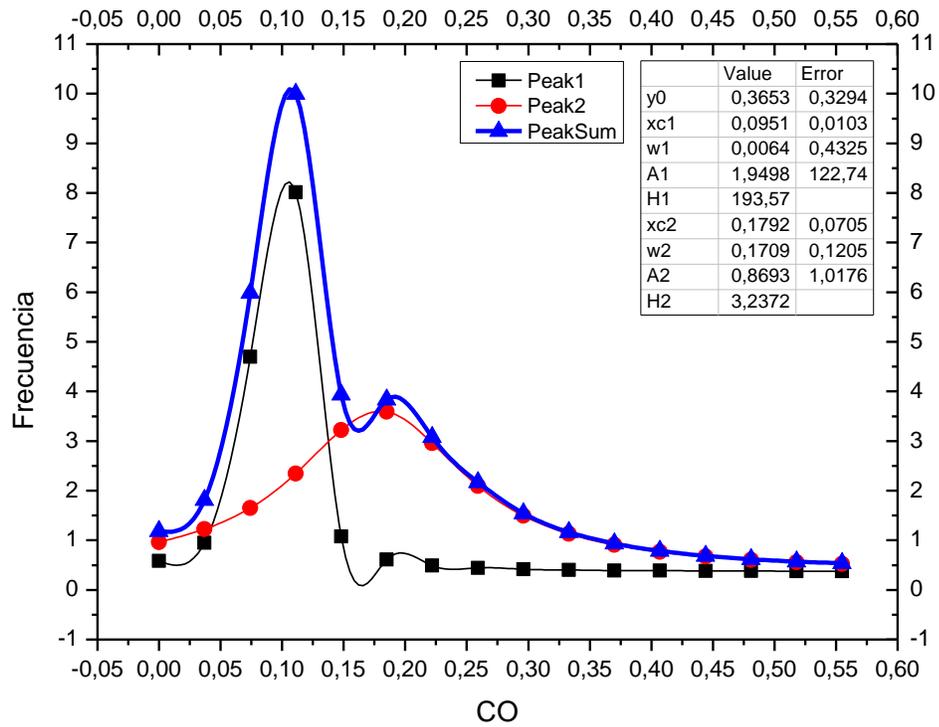


Figura 71. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.

4.4.5.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Retrocardiaca:

La Figura 72 muestra la curva de distribución de frecuencia para los datos obtenidos de la CNR en la Zona Retrocardiaca. El CNR para las imágenes *Excelente* obtuvo un valor de $CNR_T = 166 \pm 230$, con un CV de 138%, discrepando en un 1% con el valor gráfico (ver Figura 73) de $CNR_{g2} = 165 \pm 8,3$, este último tuvo un CV de 5%. Para las imágenes *Deficiente* no se aproximó ningún valor gráfico al valor mostrado en la Tabla 21.

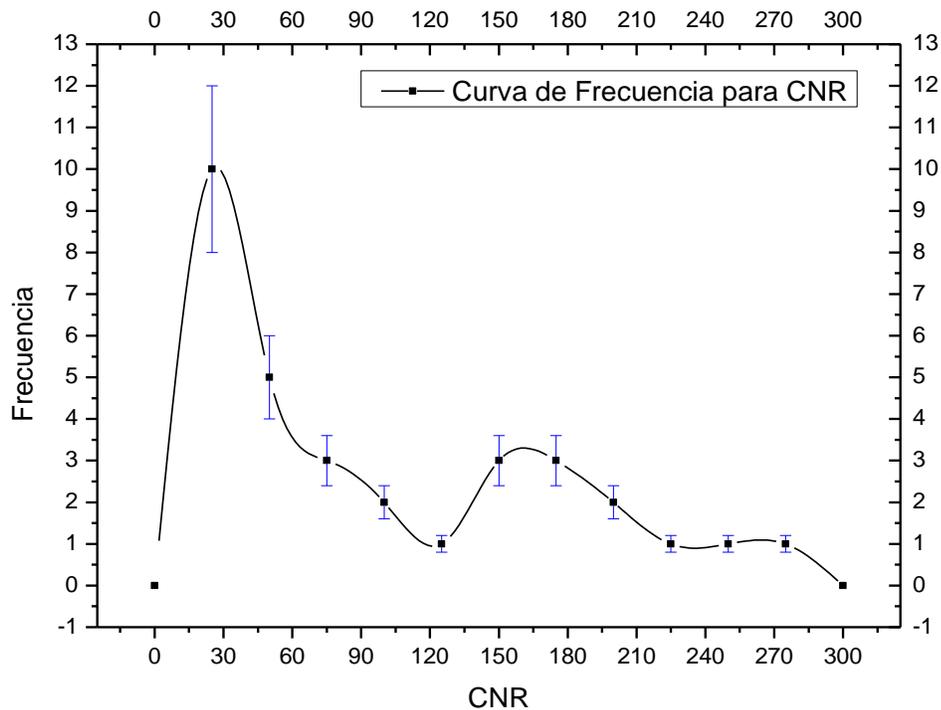


Figura 72. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retrocardiaca.

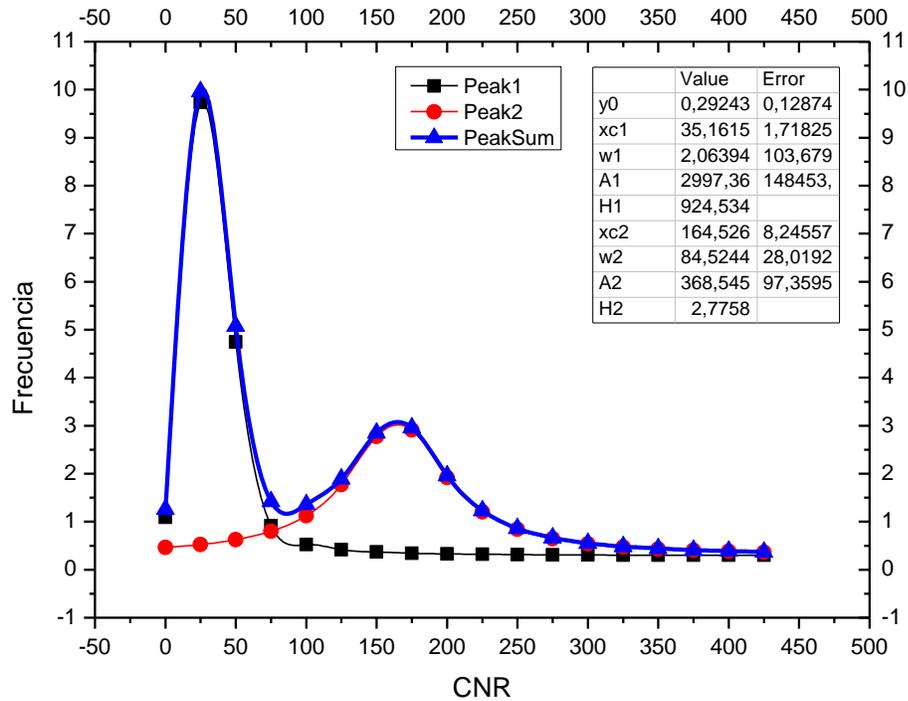


Figura 73. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.

4.4.5.4. Ruido (N) Retrocardiaca:

El ruido N para la Zona Retrocardiaca tuvo una curva de distribución de frecuencia mostrada en la Figura 74. El valor de las imágenes *Excelente* obtenido mediante el método cuantitativo propuesto fue de $N_T = 0,041 \pm 0,017$, con un CV de 42%, coincidiendo con el segundo pico alto de la Figura 75, que tiene un valor de $N_{g1} = 0,0422 \pm 0,0018$, con un CV de 4%, teniendo una diferencia porcentual de 4% con el valor N_T mencionado. El valor $N_T = 0,061 \pm 0,043$ con CV de 70%, de las imágenes *Deficiente* tuvo una discrepancia de 5% con el valor $N_{g2} = 0,068 \pm 0,026$, con CV de 4%, siendo este último el pico más bajo de la Figura 75.

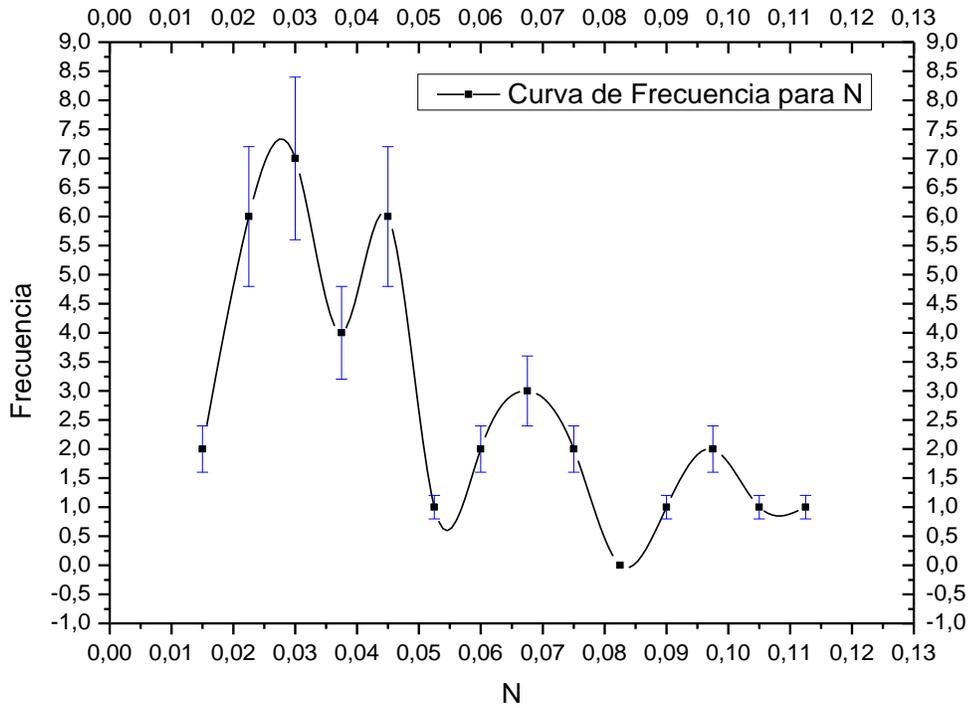


Figura 74. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retrocardiaca.

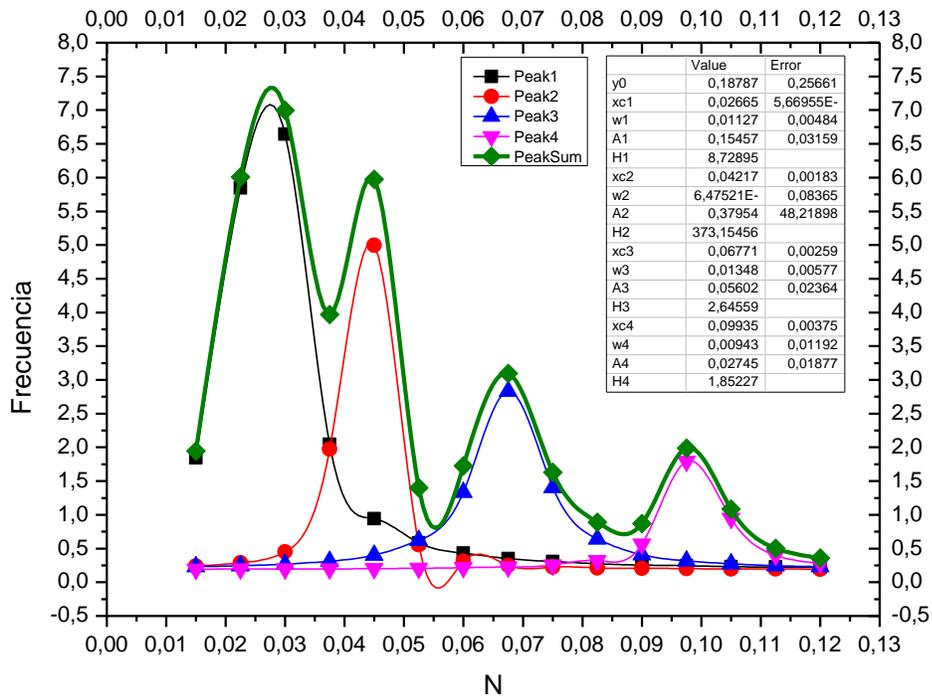


Figura 75. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retrocardiaca con análisis de picos.

4.4.6. Zona Retroesternal

4.4.6.1. Relación señal ruido (SNR) Retroesternal:

Para la Zona Retroesternal la distribución de frecuencia de los valores obtenidos para la SNR, de las 41 imágenes estudiadas se muestra en la Figura 76. El SNR de la Zona Retroesternal estuvo dado por $SNR_T = 8,4 \pm 4,1$, con un valor de CV de 48%, siendo este el valor de las imágenes *Excelente* para el método cuantitativo, la discrepancia de este valor con el obtenido gráficamente fue de 15%, siendo este el pico más alto de la Figura 77 $SNR_{g1} = 9,67 \pm 0,45$, con un CV de 5%. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un valor de $SNR_T = 18 \pm 22$, con un CV de 118%, este se aproximó al valor del pico más bajo que es $SNR_{g2} = 15,3 \pm 2,7$ estos valores tienen una diferencia porcentual de 20%, y el SNR_{g2} tiene un CV de 18%.

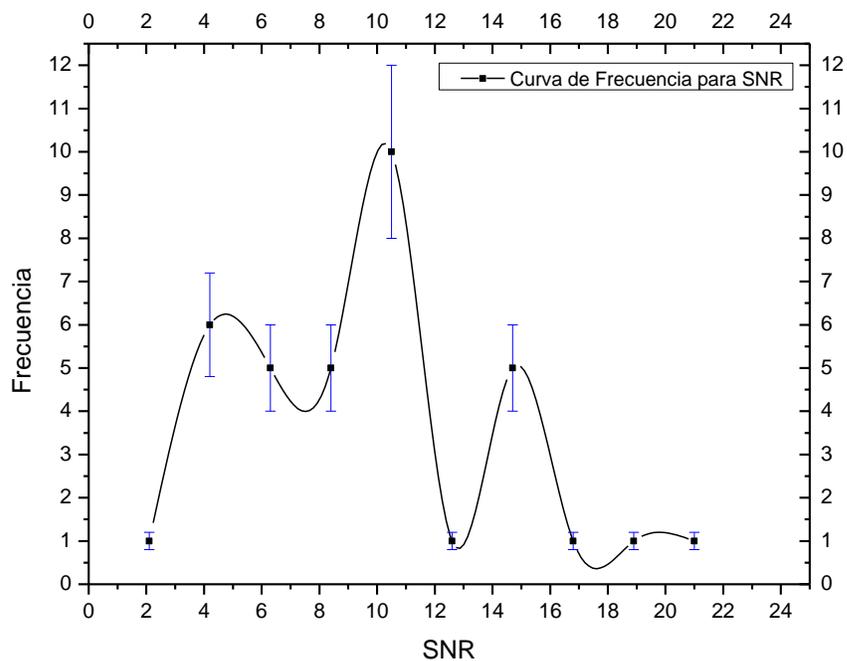


Figura 76. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retroesternal.

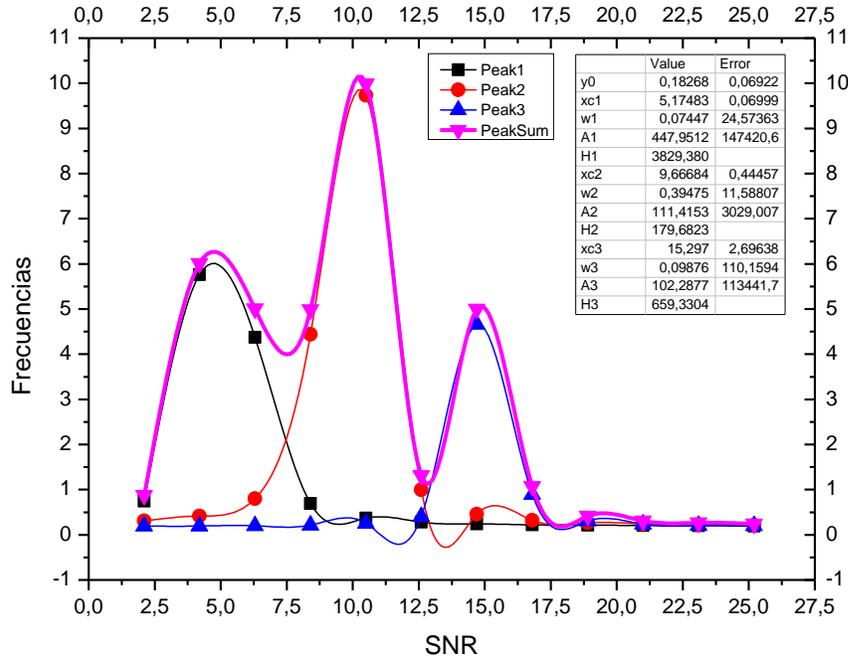


Figura 77. Gráfica de frecuencia vs SNR de la Zona Retroesternal con análisis de picos.

4.4.6.2. Contraste (CO) Retroesternal:

El contraste tuvo un valor para las imágenes *Excelente* de $CO_T = 0,17141 \pm 0,06511$, con un CV de 38%, diferenciándose en un 14% del valor gráfico obtenido en la Figura 79, siendo este $CO_{g1} = 0,1955 \pm 0,0067$ y el pico más alto de dicha gráfica con un CV de 3%. El valor $CO_T = 0,26 \pm 0,19$, con un CV de 73%, corresponde a las imágenes *Deficiente*, el valor gráfico que más se aproxima a este es el de $CO_{g2} = 0,323 \pm 0,051$, con un CV de 16%, a su vez ambos valores tienen una discrepancia de 23%, este último corresponde al pico bajo de la Figura 79. Finalmente para el contraste en la Zona Retroesternal se muestra la curva de distribución de frecuencia en la Figura 78.

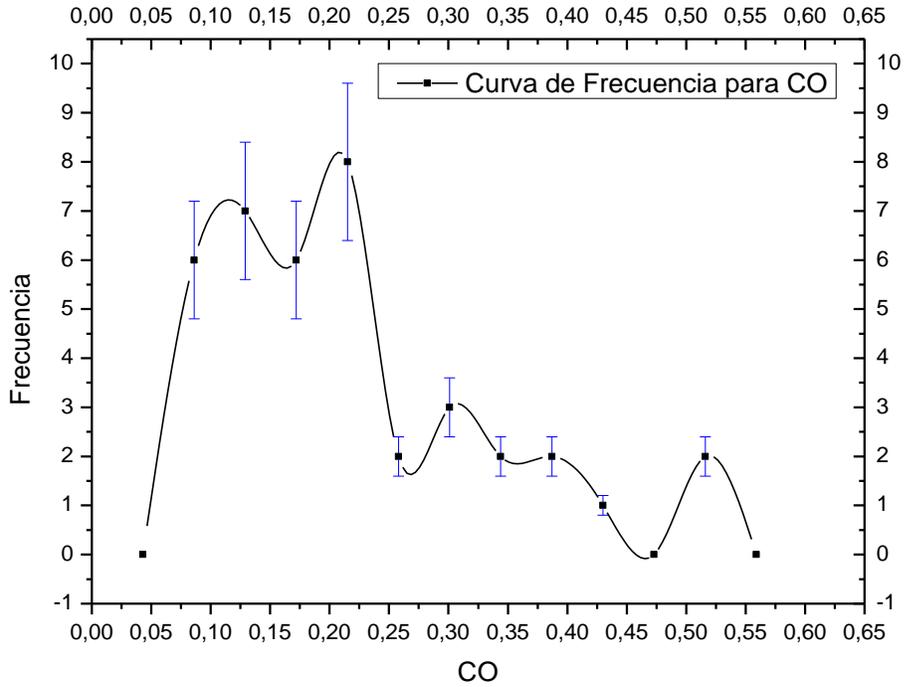


Figura 78. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retroesternal.

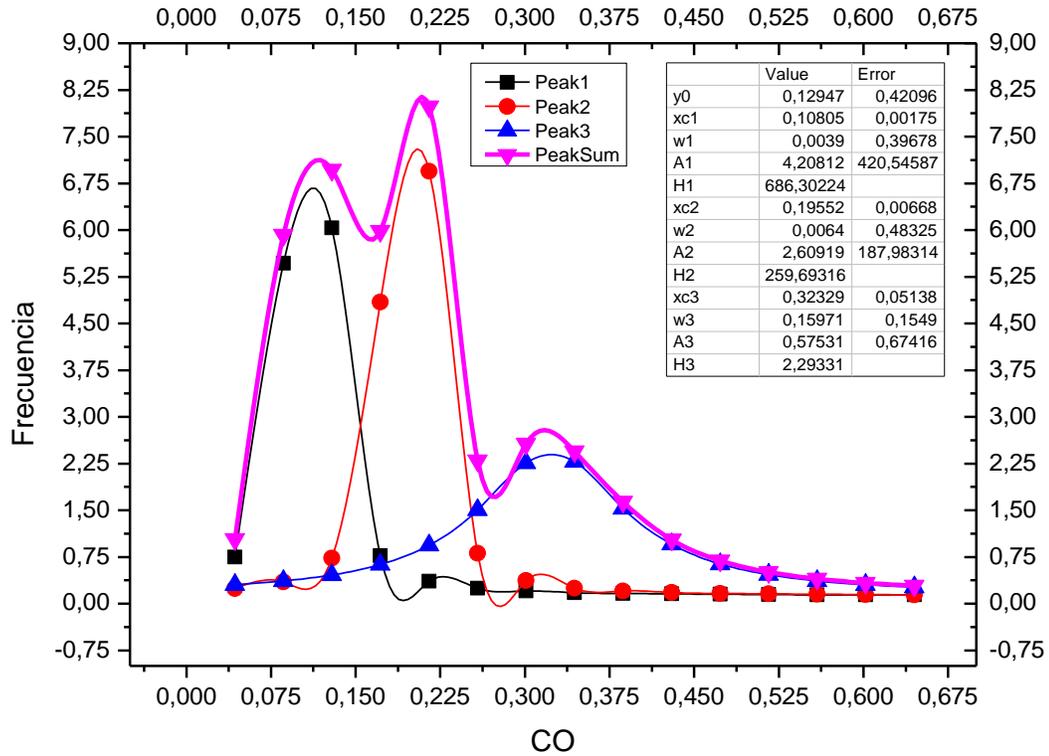


Figura 79. Gráfica de frecuencia vs CO de la Zona Retroesternal con análisis de picos.

4.4.6.3. Relación Ruido Contraste (CNR) Retroesternal:

Los datos obtenidos de la CNR para Zona Retroesternal correspondientes a las 41 imágenes se muestran en la curva de distribución de frecuencia de la Figura 80. La CNR para las imágenes *Excelente* estuvo dada por $CNR_T = 191 \pm 199$, con un CV de 104%, usándolo como valor referencia la discrepancia con el valor gráfico fue de 13% siendo este de $CNR_{g1} = 165,6 \pm 1,7$, con un CV de 1%. El valor CNR_{g1} corresponde al tercer pico de la Figura 81 mientras que para las imágenes *Deficiente* el valor gráfico que se aproximó al valor de referencia fue de $CNR_{g2} = 244,7 \pm 2,8$, con un CV de 1%, este es el pico más bajo de la gráfica antes mencionada, el valor $CNR_T = 291 \pm 575$, con un CV de 196%, tiene una discrepancia de 16% con el valor de CNR_{g2} antes mencionado.

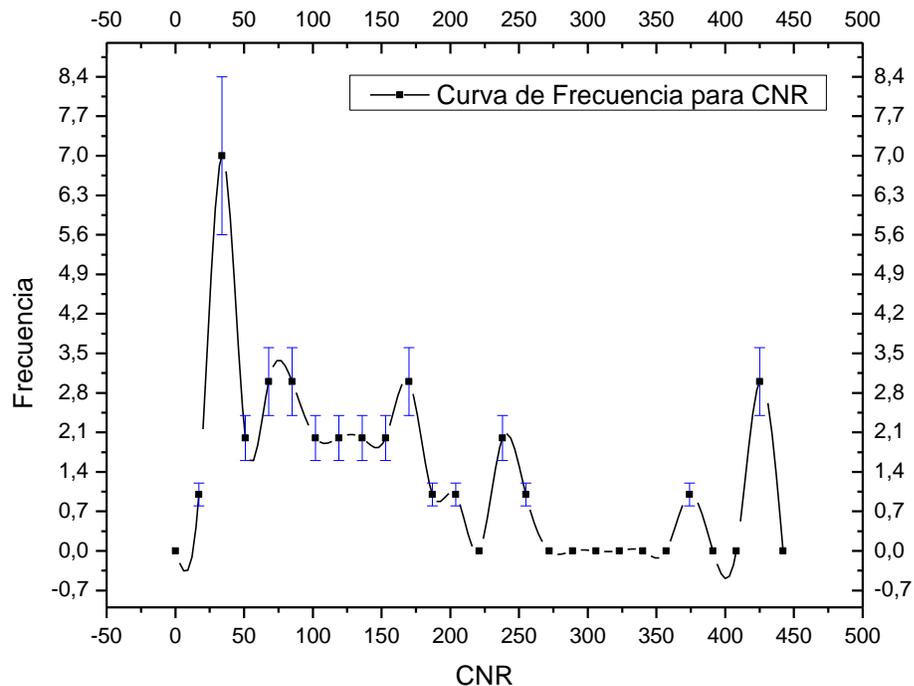


Figura 80. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retroesternal.

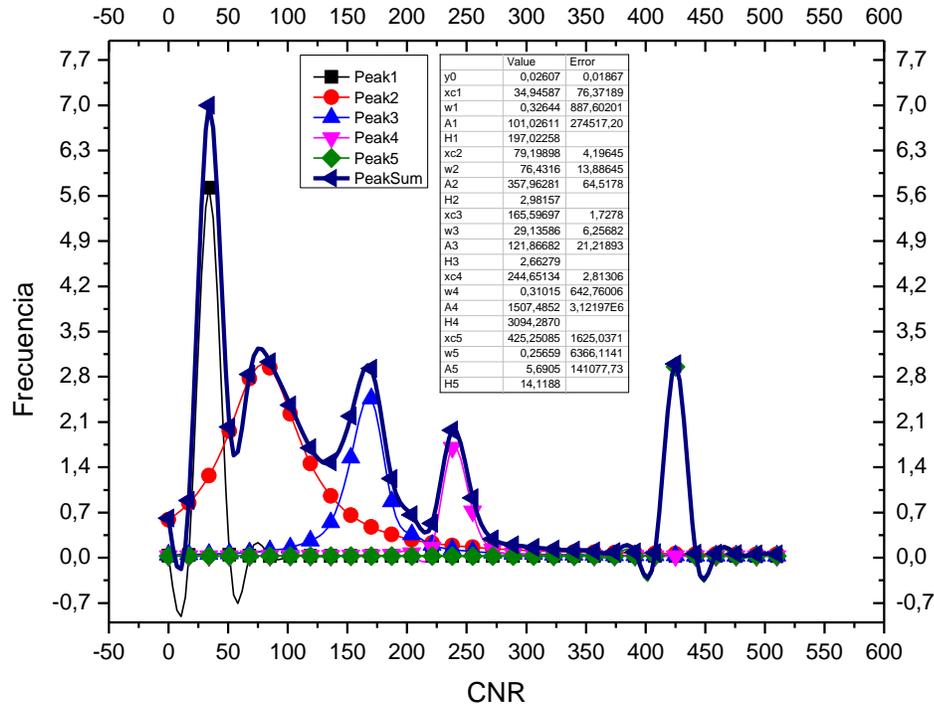


Figura 81. Gráfica de frecuencia vs CNR de la Zona Retroesternal con análisis de picos.

4.4.6.4. Ruido (N) Retroesternal:

Finalmente, el ruido N es el último parámetro a evaluar en la Zona Retroesternal, los datos obtenidos de las 41 imágenes se representan en la curva de distribución de frecuencia de la Figura 82. El ruido N para las imágenes *Excelente* de la Zona Retroesternal es $N_T = 0,041 \pm 0,017$, con un CV de 42%, se aproximó al valor gráfico de $N_{g1} = 0,0370 \pm 0,0014$, con un CV de 4%, siendo este el pico más alto de la Figura 83, la discrepancia entre dichos valores fue de 9%. Las imágenes *Deficiente* tuvieron un ruido de $N_T = 0,049 \pm 0,043$, con un CV de 88%, discrepando con el valor gráfico N_{g1} en un 25%.

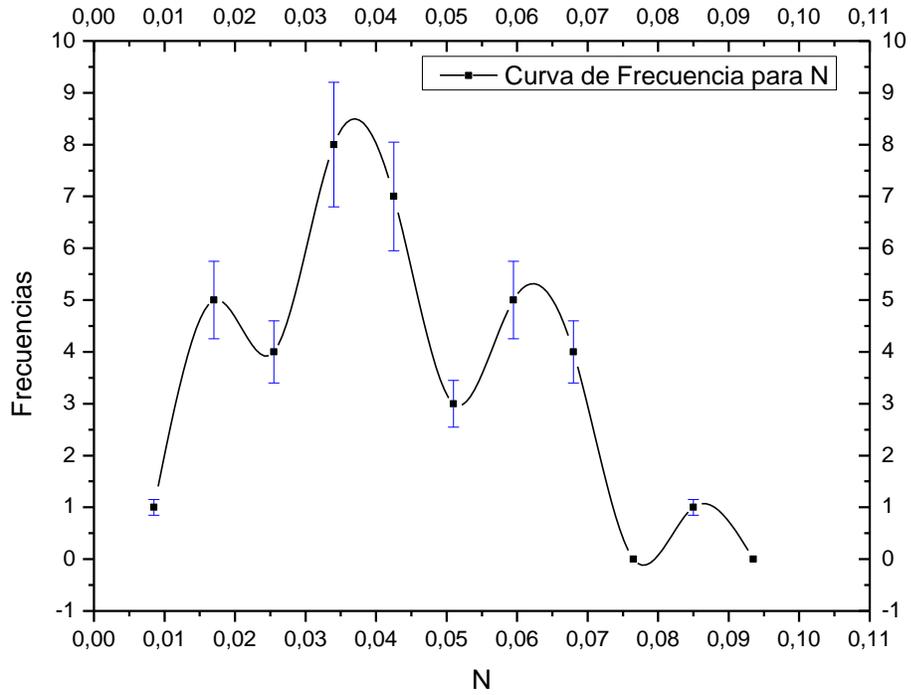


Figura 82. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retroesternal.

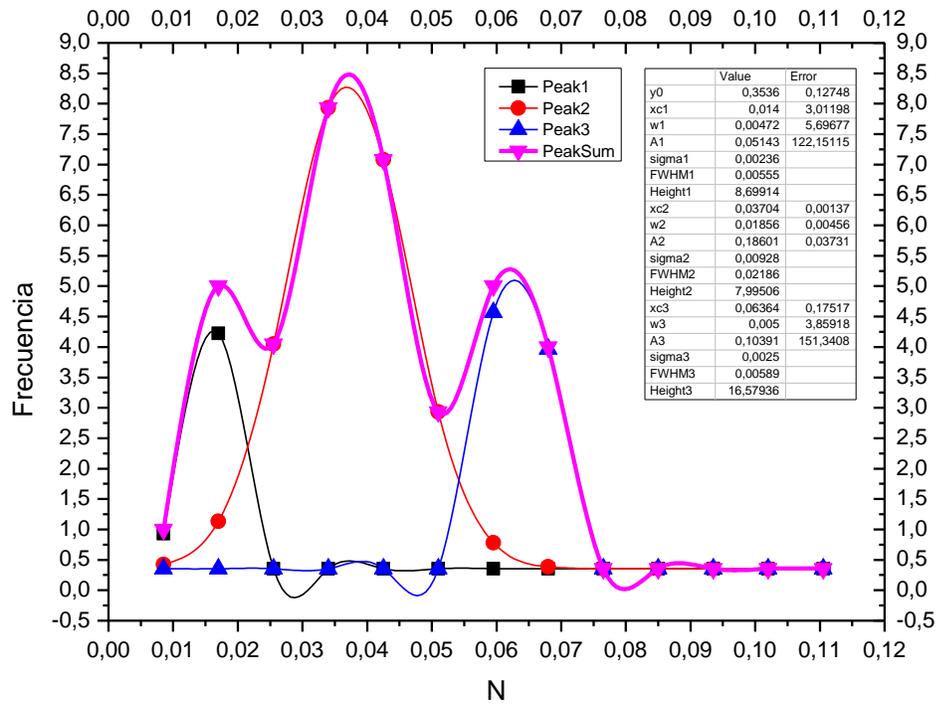


Figura 83. Gráfica de frecuencia vs N de la Zona Retroesternal con análisis de picos.

4. 4.5. Discusión respecto a los datos estadísticos con los datos de la calidad de imagen del método cuantitativo.

Los parámetros digitales que tuvieron mejor exactitud con respecto a los valores de referencia fueron SNR con 7, N con 6, la relación ruido contraste CNR tuvo solo 3 valores igual que el contraste CO. Todos los valores anteriormente mencionados tienen una diferencia porcentual con los valores de referencia $\leq 10\%$, cuando la diferencia es $9,99\% \leq X \leq 19,99\%$ el CO lleva la delantera con 5 valores en la exactitud media, la SNR 4, el ruido 2 y la CNR con 3. El parámetro digital que menos exactitud tuvo con valores de discrepancia $\geq 20\%$ fue la relación ruido contraste CNR con 6, le sigue el contraste con 4 que tiene la misma cantidad que el ruido N, el que menos valores tuvo en esta categoría fue la relación señal ruido SNR con un solo valor. La cuestión en este punto no indica que el contraste o la relación ruido contraste sean parámetros *Deficiente* para medir propiedades de las imágenes digitales, en este caso se busca asociarlos a la calidad, las gráficas de contraste como las que se muestran en la Figura 39, Figura 47, Figura 80 y la Figura 63 tienen en común dos picos donde la función se ajustó correctamente, es decir, donde convergió. Las zonas correspondientes a los valores anteriormente mencionados fueron; el diafragma, el esternón, la zona retroesternal y la columna vertebral, mientras que las zonas retrocardíaca y el corazón tuvieron tres picos cada una, esto se puede evidenciar en la Figura 71 y Figura 55 respectivamente. De este resultado se puede inferir que las zonas anatómicas con mayor contraste tienden a aumentar considerablemente la exactitud de todas las medidas digitales teniendo en cuenta que las zonas hueso fueron las que tuvieron mejor exactitud y las zonas de bajo contraste como la zona retrocardíaca y la zona retroesternal tuvieron una tendencia a disminuirla. En este caso se está tomando como

referencia el contraste y no los tres parámetros digitales restantes porque es este el parámetro que fácilmente se puede asociar a la imagen visualmente.

Todas las gráficas tienen valores picos (x_c) que coinciden o se aproximan a valores de referencia calculados por el método cuantitativo, de esta forma los picos con diferencias $\leq 10\%$ fueron 19 siendo el 40% del total de medidas que se realizaron. Los valores por encima del 20% sumaron un total de 15 siendo el 31% y los valores con discrepancias medias $9,99\% \leq X \leq 19,99\%$ fueron 14 con un 29% del total.

Comparando la Tabla 5 con la Tabla 6, se observó que el criterio 1 se cumplió en un 46,3% de las imágenes analizadas, dicho criterio evalúa la correcta inspiración en una radiografía, en semejanza, el sub-criterio que menciona que se debe observar la zona del mediastino claramente, se cumplió en un 46,3% del total de imágenes, esta similitud tiene sentido, ya que el criterio para evaluar la buena inspiración es observar las zonas retrocardíaca y retroesternal, mientras que la silueta cardíaca se debe diferenciar y no superponer con la zona gástrica. El mediastino por otra parte, es la región que divide las zonas del corazón con la zona de la columna vertebral, en ella se observa la tráquea, parte de la aorta, los hilos pulmonares y la zona retrocardíaca, cuando la inspiración es deficiente todos estos órganos se superponen y no se define bien cada zona, de esta manera se evalúa si la imagen cumple o no con el criterio, así pues, es de esperar que cuando la inspiración es deficiente los órganos se superpongan y el mediastino no se observe de manera adecuada. Estos criterios pueden servir para evaluar si un profesional sesga el criterio de calidad cuando evalúa una imagen radiográfica, puesto que sería contradictorio puntuar uno de manera positiva y el otro no. Se propone entonces aumentar la cantidad de muestras para corroborar dicho resultado.

De la Tabla 6 es importante mencionar que el criterio que se cumplió en su totalidad fue la observación clara de la columna vertebral, es decir, el 100% de imágenes.

La gráfica de contraste mostró dos picos para la zona de la columna vertebral y la zona del diafragma, mientras que la zona del corazón dio como resultado tres picos. Cabe resaltar que de los datos obtenidos en la Tabla 21 los valores que tienen menor desviación estándar son los del contraste, específicamente hablaremos de las imágenes *Excelente* de las tres zonas mencionadas anteriormente, estas presentan un error absoluto de 27% para la columna, el diafragma un 14% y el corazón 16%, mientras que las discrepancias con los valores gráficos fueron de 2%, 3% y 9% respectivamente. El contraste fue el valor que menos exactitud tuvo, de hecho, como se mostró en párrafos anteriores solo tuvo discrepancias $\leq 10\%$ en las zonas que se están mencionando y para las imágenes *Excelente*. El contraste cumple con un papel importante cuando de calidad de imagen se trata, las zonas músculo y hueso son zonas de contraste medio-alto, es decir, los valores de CO --> 1 como se observa en la Figura 25 los ROIs que se tomaron para la columna vertebral se vuelven más radiopacos a medida que se aproximan a la zona de la cervical, lo que implica que a pesar de que se está calculando un valor medio para dicho valor la desconvolución muestra los dos valores de contraste característicos respecto a lo que se observa en la imagen, una zona que no contrasta mucho son las vértebras que están más cerca del ángulo costofrénico y las que contrastan más son las próximas a la cervical, lo mismo ocurre con el diafragma, ya que se tomaron los Rois justo donde están las líneas de la superposición del hemidiafragma izquierdo y derecho, es decir, existe una parte radio opaca y otra radioluciente. Esto también explica porque la zona hueso cumplió solo con 12 imágenes del criterio cuantitativo propuesto (ver Tabla 9), la diferencia del píxel es mucho mayor por la contribución de las vértebras radiopacas en el valor medio final que se utiliza en la resta.

Las zonas que tuvieron mejor desempeño en exactitud respecto a las imágenes *Excelente* fueron; la zona retrocardiaca con SNR, CNR y $N \leq 10\%$, para el diafragma SNR, CNR y $CO \leq 10\%$, el esternón con SNR, CNR y $N \leq 10\%$ y $CO 9,99\% \leq X \leq 19,99\%$, la columna vertebral con SNR y CNR $9,99\% \leq X \leq 19,99\%$, con CO y $N \leq 10\%$.

La columna vertebral se observó en el 100% de las imágenes, mientras que el esternón en un 90,2% y el diafragma en un 95,1%, siendo estas las zonas anatómicas más persistentes indiferentemente de la calidad de la imagen tomada de manera cualitativa, se propone entonces un método donde previamente se caracterice una ancho de pico y un xc promedio que permita evaluar cualquier radiografía de manera cuantitativa, también se propone disminuir la incertidumbre de la estadística elaborada en este estudio evaluando muchas más muestras. Es claro que existe una relación de calidad de imagen con las tendencias de las gráficas y sus parámetros digitales, queda demostrado cuando el 40% de los picos tuvieron discrepancias menores al 10% respecto a las imágenes obtenidas por el primer método. Se puede asegurar también que existe una relación entre el criterio de la Unión Europea y la valoración del contraste entre zonas anatómicas de la misma densidad para una misma imagen radiográfica.

En la tesis (Rosales, 2021) los resultados indican que del total de imágenes estudiadas un 62,7% tienen baja calidad, comparando con el presente estudio, los valores obtenidos de la figura 26 muestran que 27 imágenes cumplen con ser buenas y *Excelente*, siendo esto un 65,8% del total, si sólo se toman en cuenta las imágenes *Excelente*, tendríamos un valor similar al de (Rosales, 2021) ya que las *Excelente* son el 46,3% y las restantes de calidad dudosa serían 53,7%, estando dicho valor por encima de la mitad de las muestras. (Manzaneda Del Río, 2019) Reporta un valor de 63,1% de imágenes *Deficiente* de Tórax, estando también en la tendencia de este estudio. El reporte que más se aproxima

al valor de tendencia de esta tesis es el de un estudio realizado por (Zapata, 2018), donde indica que en Venezuela un 50,4% de las radiográficas son de calidad deficiente. De este resultado se puede inferir que la tendencia de imágenes de baja calidad en Venezuela no ha disminuido.

El estudio realizado por (Bernardo, Pérez-Díaz, Echevarría, & Díaz, 2018) revelaron que las diferencias de calidad de imágenes de acuerdo a la relación señal ruido no fueron significativos entre los diferentes valores de mAs. Esto podría explicar la proximidad entre los picos de imágenes buenas y malas en el método gráfico propuesto en esta tesis, ya que algunos picos, los más altos en muy pocos casos se relacionan con el valor de SNR de las imágenes *Deficiente*. En el caso del corazón el pico más alto tiene proximidad con ambos valores teóricos de SNR para imágenes *Bien* y *Deficiente*, en el estudio de (Labania, P., Kasman, Rahman, & Ulum, 2021) también se muestra como la SNR cambia muy poco respecto a un aumento de mAs, de esta forma si la radiografía esta sub o sobre expuesta el valor de SNR no va a cambiar de manera drástica de igual manera que el contraste, estos cambios sutiles se pueden apreciar cuando los picos de frecuencia están tan próximos entre sí, para valores de SNR o de Co de imágenes *Deficiente* y *Excelente*.

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES

5.1. Conclusiones

Se logró establecer una correlación cuantitativa con el criterio para evaluar la calidad de imagen radiográfica según la Unión Europea. Como se muestra en la Tabla 10, la cantidad de imágenes *Excelente* obtenidas por el método propuesto son 19, coincidiendo 14 de estas con las obtenidas por el análisis cuantitativo de las mismas.

El objetivo general de este trabajo es “Determinar cuantitativamente la calidad diagnóstica de las imágenes clínicas radiográficas laterales de tórax.” De los resultados se puede concluir que se ha logrado, puesto que el análisis de normalización de los criterios europeos junto con la escala de Likert propuesta se determinó que un 65,8% de las imágenes son buenas o *Excelente*, también se puede concluir el usar una escala de Likert con menos divisiones, ya que comparando con los resultados obtenidos con el método cuantitativo, este último discrimina directamente dos tipos de imágenes, *Excelente* o *Deficiente*, haciendo esto, quizás mejore la relación que hay entre el método de analizar cuantitativamente la calidad de imagen europea y las diferencias entre zonas de interés de regiones anatómicas de densidades semejantes.

- Del método propuesto en el apartado 4.2 se pudo observar que la zona hueso fue la que tuvo menos imágenes que cumplían con el criterio $\leq 20\%$ en la diferencia de píxel, esto se debe porque en la toma de datos la zona de la columna vertebral tiene alto contraste a medida que se miden las vértebras en dirección a la cervical, dando como resultado una mayor SD y por

consiguiente una mayor diferencia cuando se compara con el valor del píxel promedio del esternón. Este error se puede reducir tomando ROIs más pequeños en cada región y seleccionando los ROIs de la columna vertebral lo más cercano a los arcos costales, es decir, donde la imagen es más radiopaca.

- El primer objetivo específico de esta investigación es “Identificar los parámetros cuantitativos relacionados con la calidad de la imagen clínica.” En este caso se propuso analizar estadísticamente el valor tendencia de todas las imágenes para cada parámetro digital estudiado, los cuales son; SNR, CO, CNR y N. En el apartado 4.4 se compararon los valores obtenidos por el método propuesto con el análisis gráfico de los picos de frecuencia, dando como resultado que los valores que mejor se ajustaron a dichos picos fueron, la relación señal ruido SNR con 7 valores con discrepancias $\leq 10\%$ de 12 picos en total estudiados, el N tuvo 6 valores con discrepancias $\leq 10\%$ mientras que el CNR y el CO con 3 valores cada uno. De esta forma se puede concluir que el parámetro que mejor se ajusta en la predicción de la calidad de imagen mediante el análisis gráfico es el ruido N y la relación ruido contraste SNR.
- El análisis por desconvolución de los datos obtenidos resultó ser de provecho, puesto que a pesar de que el contraste fue el parámetro que menos aproximación tuvo en el análisis de picos jugó un papel importante en el análisis de las imágenes previamente, ya que la Ecuación 6 y Ecuación 7 no son más que una forma alternativa de analizar el contraste, pero en este caso entre zonas anatómicas de semejante contraste con respecto al fondo. De

esta manera se están comparando las 19 imágenes *Excelente* y los 22 restantes que se asumieron como *Deficiente* (Tabla 9), con los valores de CO obtenidos con la Ecuación 2 que es el cálculo del contraste de una zona respecto al valor del fondo BG que prácticamente siempre es fijo. Esto explica por qué los picos de contraste del método gráfico no hicieron *match* con los del método cuantitativo.

- La escala de Likert permitió determinar el coeficiente de calidad para cada género, las mujeres en este caso tuvieron $CE = 0,80 \pm 0,23$ siendo esto el 80% de los criterios cumplidos con un total de 14 imágenes entre *Bien* y *Excelente*, con 3 entre regular, deficiente y muy deficiente, mientras que los hombres tuvieron un $CE = 0,61 \pm 0,28$ con 13 imágenes entre *Bien* y *Excelente*, teniendo 11 entre regular, deficiente y muy deficiente. Los hombres presentaron una tasa mayor de fallo respecto a las mujeres, estas últimas representan solo el 7,3% del total en imágenes *Deficiente*, mientras que los hombres presentaron un 26,8% en imágenes *Deficiente* del total de 41 muestras

El análisis estadístico por desconvolución fue bastante exacto comparando los valores SNR, CO, CNR y N obtenidos mediante el método cuantitativo, para las zonas del Esternón, Columna vertebral, Diafragma y zona Retrocardiaca las imágenes buenas tuvieron por lo mínimo dos parámetros con una discrepancia $\leq 10\%$, siendo los valores más bajos comparados con los valores “teóricos”:

- **Columna Vertebral:** el valor para el Contraste $CO_g = 0,341 \pm 0,044$ con 2% de diferencia respecto a CO_T , mientras que el Ruido $N_g = 0,1436 \pm 0,0052$ con 8% respecto a N_T .
- **Esternón:** la relación señal ruido $SNR_g = 37 \pm 15$ tuvo una discrepancia de 1% respecto a SNR_T , mientras que el $CNR_g = 731 \pm 5$ tuvo una diferencia de 5%, el valor de ruido $N_g = 0,051 \pm 0,019$ difirió en 8% respecto a N_T .
- **Corazón:** en este caso el corazón se diferenció en 0,4% con valor teórico de SNR_T , siendo el valor gráfico $SNR_g = 39,00 \pm 0,58$, por otra parte, para el contraste $CO_g = 0,498 \pm 0,010$ tuvo una diferencia del 9%.
- **Diafragma:** con una relación señal ruido de $SNR_g = 38,8 \pm 1,9$ tuvo una diferencia de 9% mientras que el contraste $CO_g = 0,562 \pm 0,010$ discrepo en un 3% con el valor teórico, finalmente el parámetro $CNR_g = 736 \pm 58$ se diferenció de CNR_T en un 2%.
- **Zona Retrocardiaca:** La $SNR_g = 5,4 \pm 1,4$ tuvo una diferencia de 1% para las imágenes *Excelente*, mientras que para el $CNR_g = 164,5 \pm 8,2$. También obtuvo una discrepancia de 1%, para el ruido $N_g = 0,0422 \pm 0,0018$ la diferencia fue de 4%.
- **Zona Retroesternal:** fue la zona donde hubo más dispersión y menos exactitud en los datos, solo aproximando el ruido a un valor calculado por el método propuesto, siendo este $N_g = 0,0370 \pm 0,0014$ con una discrepancia de 9%.

- Se demostró que existe una relación entre los parámetros digitales de una imagen radiográfica y su calidad cualitativa, es decir, de las zonas que se tienen que observar para que dicha imagen se considere de buena calidad.

5.2. Recomendaciones:

Se recomienda aumentar el número de muestras en un próximo estudio donde se utilicen los métodos propuestos, de esta manera se puede disminuir la incertidumbre de los resultados y sus errores, como también se puede asegurar que los resultados no sean falsos positivos y de esta manera terminar de demostrar que todas las relaciones aquí expuestas son válidas y se puedan usar para determinar la calidad por métodos digitales.

Se recomienda el uso de dichas técnicas para complementar el análisis del personal médico al momento de evaluar una radiografía lateral de tórax. En cumpliendo con el principio ALARA la dosis tiene que ser mínima y justificada, este tipo de evaluaciones de las imágenes médicas obtenidas por rayos x pueden proporcionar información de si la aplicación de dicho estudio se justifica con la información que realmente puede dar la imagen, en este caso evaluando la calidad de la misma.

Se recomienda estudiar los cambios de los parámetros físicos en una radiografía lateral de tórax, cuando esta subexpuesta, sobreexpuesta y bien tomada, con el fin de evaluar si los cambios en los parámetros digitales son considerables en las zonas anatómicas que se están estudiando.

Se recomienda caracterizar los picos de los gráficos obtenidos por desconvolución y asociarlos a la calidad de imagen digital, de tal manera se puede generar un método cuantitativo que permita evaluar de manera indirecta el récord de un técnico radiólogo.

Se recomienda la cuantificación de los parámetros de calidad en una imagen digital de tórax para evitar el sesgo que existe cuando diferentes profesionales asociados a la medicina evalúan la calidad de imagen.

Se recomienda el uso del programa ImageJ para analizar imágenes médicas, ya que es una *Excelente* herramienta en el estudio de imágenes digitales, en este caso fue de extrema utilidad en el presente trabajo.

Se recomienda el aumento de la vigilancia de las autoridades competentes en los sitios hospitalarios donde se tomen muestras de rayos x, ya que el presente estudio muestra una tendencia negativa en la calidad de las imágenes radiológicas, en este caso, la norma COVENIN permite jurídicamente el control de la calidad de los equipos de rayos x y la constante capacitación del personal técnico en pro a mantener la ética en el uso de dichas técnicas.

Se recomienda hacer estudios de este tipo en diferentes centros asistenciales, de tal forma se puede hacer un análisis estadístico, y una comprobación estatal y en la medida del caso nacional que permita realmente conocer cómo se están realizando estos tipos de trabajo y si realmente se está justificando dicha práctica ya que no hay antecedentes nacionales que permitan establecer un punto de partida en dicha discusión y que a su vez permitan tomar medidas adecuadas para reducir al mínimo esta problemática.

REFERENCIAS

- Abraira, V. (2001). El índice kappa. *Unidad de Bioestadística Clínica Hospital Ramón y Cajal*, 247-248.
- Alsleem, H., & Davidson, R. (2012). Quality parameters and assessment methods of digital radiography images. *The Radiographer*, 46-55.
- Aluja, F., Cañón, M., Mantilla, R., Martínez, H., & Lozano, J. (8 de Septiembre de 2016). *Concordancia interobservador de hallazgos cardiopulmonares en la radiografía de tórax entre radiólogos y médicos generales de un servicio de urgencias*. Obtenido de Scielo: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0120-87052016000200005&script=sci_arttext&tlng=es
- Alvarado, R. Procesamiento de Imágenes Radiográficas Digitales. (*Tesis de Maestría*). Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey.
- Barba, L., Ruiz García, V., & Hidalgo, A. (4 de Septiembre de 2019). *El uso de rayos X en odontología y la importancia de la justificación de exámenes radiográficos*. Obtenido de Artículos : https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852020000300002
- Bernardo, A., Pérez-Díaz, M., Echevarría, W., & Díaz, R. (2018). Optimización de Calidad de Imagen en Radiografía Digital de Mama vs Dosis al Paciente. *Revista Cubana de Física*, 17-20.
- Bouvet, L. (2023). *Chasis radiograficos*. Obtenido de La Bouvet: <https://labouvet.com/tienda/chasis-y-pantallas-radiograficas/2228-chasis-radiograficos-18-x-24-cm.html>

- Bushong, S. (2010). *Manuel de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica*. Barcelona: Grafos. S.A.
- Carril Iglesias, S., Chavalier del Río, M., Fernández Gonzáles, B., Lobato Busto, R., & Medina Jiménez, E. (2000). *Control de Calidad Mamográfica- Guía Práctica 2000*. Santiago de Compostela: Tórculo Artes Gráficas, S.A.L.
- CIEMAT. (2009). *Capítulo 3. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO*. Obtenido de CSN: https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/475821503_5112009111814.pdf
- Connor, N. (9 de Junio de 2020). *Dispersión de Compton*. Obtenido de Radiation Dosimetry: <https://www.radiation-dosimetry.org/es/que-es-la-definicion-de-dispersion-de-compton-definicion/>
- Connor, N. (14 de Marzo de 2020). *Dispersión de Rayleigh – Dispersión de Thomson*. Obtenido de Radiation Dosimetry: <https://www.radiation-dosimetry.org/es/que-es-la-dispersion-de-rayleigh-dispersion-de-thomson-definicion/>
- COVENIN-218-1. (2000). *Protecciónn Contra las radiaciones Ionizantes Provenientes de Fuentes Externas Usadas en Medicina. Parte 1. (C. V. Industriales, Ed.) (218-1)*.
- CSN. (2023). *Protección radiológica*. Obtenido de Consejo de Seguridad Nuclear: <https://www.csn.es/proteccion-radiologica>
- CUN. (2023). *Clínica Universidad de Navarra* . Obtenido de DICCIONARIO MÉDICO: <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/dosimetria>
- Descalzo, M. Descripción y clasificación de radiografías de tórax. (*Tesis de Ingenierio*). Universitat Politècnica de València, Valencia.
- EU. (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*.

- Goode, A., Snyder, C., Snyder, A., Collins, P., DeLorenzo, M., & Lin, P.-J. (2019). Signal and contrast to noise ratio evaluation of fluoroscopic loops for interventional fluoroscope quality control. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 172-180.
- Halliday, D., Resnick, R., & Krane, K. (1999). *Física Vol. 2 Versión Ampliada*. Mexico D.F.: Compañía Editorial Continental S.A de C.V.
- Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, P. (2014). *Metodología de la investigación* (6a. ed. --. ed.). México D.F.: McGraw-Hill.
- IMSS. (Noviembre de 2022). *En el IMSS se realizan casi 19 millones de estudios radiológicos al año para optimizar los diagnósticos médicos*. Obtenido de IMSS: <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/202211/578>
- Labania, H., P., R., Kasman, Rahman, A., & Ulum, S. (2021). Analysis of Digital Radiography Contrast Using ImageJ. *Gravitasi*, 10-18.
- Little, K. J., Ingrid, R., Iiu, L., Kinsey, T., Sánchez, A. A., Haas, K., y otros. (2016). Unified Database for Rejected Image Analysis Across Multiple Verdens in Radiography. *American College of Radiology*, 6.
- Manzaneda Del Río, E. VALORACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE LAS RADIOGRAFÍAS DE TÓRAX EN ADULTOS TOMADAS EN EL HOSPITAL REGIONAL HONORIO DELGADO, AREQUIPA 2019. (*Tesis Médico Cirujano*). Universidad Católica de Santa María, Arequipa.
- Martínez Chamorro, E., Díez Tascón, A., Ibáñez Sanz, L., Ossaba Vélez, S., & Borrue Nacentaa, S. (16 de Noviembre de 2020). *Diagnóstico radiológico del paciente con COVID-19*. Obtenido de Elsevier.
- Martino, A. RADIOLOGÍA: DE LA IMAGEN CONVENCIONAL A LA DIGITAL. (*Trabajo final Integrador*). Universidad Nacional De GRAL. San Martín.

Mettler, Jr, F., Bhargavan, M., Faulkner, K., Gilley, D., Gray, J., Ibbott, G., y otros. (2009).

Radiologic and Nuclear Medicine Studies in the United States and Worldwide: Frequency, Radiation Dose, and Comparison with Other Radiation Sources—1950—2007. *RSNA*, 522.

Miñano, J., Buades, M., González, A., Torres, R., Peinado, M., Jimenez, J., y otros.

(2013). *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*. Obtenido de Sociedad Española de Física Médica: www.sefm.es

Mori, M., Imai, K., Ikeda, M., Iida, Y., Ito, F., Yoneda, K., y otros. (2013). Method of

Measuring Contrast-to-Noise Ratio (CNR) in Nonuniform Image Area in Digital Radiography. *Electronics and Communications in Japan*, 32-41.

Niño Torres, C., & Martínez Polo, G. (2022). Resultado de la Caracterización de la Tasa de

Repetición de Imágenes Radiográficas Convencionales en un Hospital Peidátrico. *Revista de Investigación e Innovación en Salud*, 12.

Nistal, Á. (2013). *Bases Teóricas, Digitalización y Análisis de Imágenes*. Obtenido de

Sociedad Española de Anatomía Patológica: [chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/https://www.seap.es/documents/10157/78248/Capitulo+3.+Bases+Teoricas%2C+Digitalizacion+y+Analisis+de+Imagenes.pdf/531cceca-9c9f-4f58-8855-3229e8307924?version=1.0](https://www.seap.es/documents/10157/78248/Capitulo+3.+Bases+Teoricas%2C+Digitalizacion+y+Analisis+de+Imagenes.pdf/531cceca-9c9f-4f58-8855-3229e8307924?version=1.0)

NOCAIMA, E. H.-P. (Mayo de 2018). *PROTOCOLO DE CALIDAD DE*

IMAGEN, VIGILANCIA EPIDEMIOLOGICA, VIGILANCIA RADIOLOGICA.

Obtenido de E.S.E Hospital de La Vega: [https://eselavega-](https://eselavega-cundinamarca.gov.co/wp-content/uploads/2020/05/PROTOCOLOS-DE-CALIDAD-DE-IMAGEN-VIGILANCIA-EPIDEMIOLOGICA-Y-RADIOLOGICA.pdf)

[cundinamarca.gov.co/wp-content/uploads/2020/05/PROTOCOLOS-DE-](https://eselavega-cundinamarca.gov.co/wp-content/uploads/2020/05/PROTOCOLOS-DE-CALIDAD-DE-IMAGEN-VIGILANCIA-EPIDEMIOLOGICA-Y-RADIOLOGICA.pdf)

[CALIDAD-DE-IMAGEN-VIGILANCIA-EPIDEMIOLOGICA-Y-](https://eselavega-cundinamarca.gov.co/wp-content/uploads/2020/05/PROTOCOLOS-DE-CALIDAD-DE-IMAGEN-VIGILANCIA-EPIDEMIOLOGICA-Y-RADIOLOGICA.pdf)

[RADIOLOGICA.pdf](https://eselavega-cundinamarca.gov.co/wp-content/uploads/2020/05/PROTOCOLOS-DE-CALIDAD-DE-IMAGEN-VIGILANCIA-EPIDEMIOLOGICA-Y-RADIOLOGICA.pdf)

- O'Haver, T. Pragmatic Introduction to Signal Processing. Applications in scientific measurement. (*Proyecto de Retiro*). University of Maryland, Maryland.
- OMS. (27 de Julio de 2023). *Efectos en la salud de las radiaciones ionizantes*. Obtenido de Organización Mundial de la Salud: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>
- OMS. (27 de Julio de 2023). *Efectos en la salud de las Radiaciones Ionizantes*. Obtenido de Organizacion Mundial de la Salud: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>
- RAE. (2023). *Imagenología*. Obtenido de Real Academia Española: <https://dle.rae.es/imagenolog%C3%ADa>
- Rodríguez, J., Prieto, S., Correa, C., Avilán, N., Ulloa, H., & Caicedo, R. (2006). Medidas fractales de radiografías de tórax de pacientes con diferentes patologías. *Revista de Ciencia y Salud*.
- Rosales, R. d. Calidad Radiográfica de Toráx en Pacientes COVID-19. Instituto de Imágenes Médicas. Enero-Abril 2021. (*Tesis para Licenciatura*). Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Liima.
- Sprawls, P. (2013). *Image Characteristics and Quality*. Obtenido de Sprawls Educational Foundation: <http://www.sprawls.org/ppmi2/IMGCHAR/#CHAPTER%20CONTENTS>
- Tomasina, F., Laborde, A., Spontón, F., Blanco, D., Pintando, C., Stolovas, N., y otros. (2010). Vigilancia de la exposición a radiaciones ionizantes en el personal universitario de la salud. *Revista Cubana de Salud Pública*.

- ULA, F. d. (2005). *Manual de Informática*. Obtenido de guao: chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.guao.org/sites/default/files/biblioteca/Manual%20de%20inform%C3%A1tica.pdf
- Vano, E., Guibelalde, E., Morillo, A., Alvarez, C., & Fernández, J. (1995). Evaluation of the European image quality criteria for chest examinations. *The British Journal of Radiology*.
- Vano, E., Ubeda, C., Leyton, F., & Miranda, P. (2008). Radiation dose and image quality for paediatric interventional cardiology. *Physics in Medicine and Biology*, 4053.
- Vargas Romero, J. (2013). *Radiología de Toráx*. Obtenido de Neumosur: https://www.neumosur.net/files/publicaciones/ebook/INDICE-CAPITULOS-Neumologia-3_ed.pdf
- Zapata, G. Calidad de Imágenes Radiográficas Digitales de Toráx, Realizadas por los Técnicos Radiólogos en el Hospital Regional Virgen de Fátima de Amazonas. (*Tesis de Licenciatura*). Universidad Nacional Toribio Rodríguez de Mendoza de Amazonas, Chachapoyas.