

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

ANÁLISIS DE MÉTRICAS DE CALIDAD DE IMAGEN EN
EQUIPOS DE RADIOLOGÍA DIGITAL DENTRO DE UN
PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD REMOTO Y
AUTOMATIZADA.

Tesis sometida a la consideración de la Comisión del Programa de
Estudios de Posgrado de Física para optar al grado y título de
Maestría Académica en Física Médica

YERRY SOTO CHINCHILLA

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2024

Dedicatoria

Deseo agradecer profundamente:

A mis padres por su incondicional apoyo y por haber contribuido de manera fundamental en la construcción de la persona que soy en la actualidad. Muchos de mis logros se los debo, incluyendo el que representa la presente tesis.

A mis amigos por su constante estímulo instándome a avanzar y completar esta tesis con determinación.

Y a la Universidad de Costa Rica, docentes y directivos, con cuya guía y conocimiento he sido privilegiado de contar.

Esta tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Posgrado en Física de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y título de Maestría Académica en Física Médica.



Dr. Francisco Frutos Alfaro
**Representante de la Decana
Sistema de Estudios de Posgrado**



M.Sc. Patricia Mora Rodríguez
Directora de Tesis



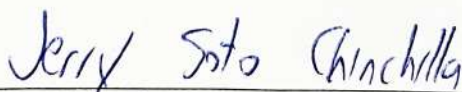
M.Sc. David Solano Solano
Asesor



Dra. Heidi Gutiérrez Garro
Asesora



Dr. Jorge Gutiérrez Camacho
**Director
Programa de Posgrado en Física**



Yerry Soto Chinchilla
Sustentante

Índice general

Dedicatoria	II
Hoja de aprobación	III
Contenidos	IV
Resumen	VIII
Abstract	IX
Lista de tablas	X
Lista de figuras.	XII
Lista de acrónimos y siglas	XVIII
Lista de símbolos	XIX
1 Introducción	1
1.1 Objetivo general	3
1.2 Objetivos específicos	3
2 Antecedentes	5
2.1 Historia de la radiología digital	5
2.1.1 Control de Calidad en imágenes médicas	5
2.1.2 Control de calidad remoto y automatizado en imágenes médicas	6
3 Marco teórico	7
3.1 Control de calidad	7
3.1.1 Definición de control de calidad	7
3.1.2 Protocolos	7
3.1.3 Control de calidad remoto y automatizado	8

3.2	Equipos e imágenes digitales	8
3.2.1	Elementos básicos de una imagen digital	8
3.2.2	Calidad de las imágenes radiológicas	10
3.2.3	Radiografía computarizada	12
3.2.4	Radiografía digital	14
3.3	Calidad de radiación	15
3.4	Métricas de calidad de imagen	16
3.4.1	Relación Señal Ruido (SNR)	16
3.4.2	Relación Diferencia de Señal Ruido (SDNR)	17
3.4.3	Función de Transferencia Modulada (MTF)	18
3.4.4	Índice de sensibilidad (d')	20
3.5	Programación Web	23
3.5.1	World Wide Web (WWW)	24
3.5.2	Lenguaje de Marcado de Hipertexto (HTML)	24
3.5.3	Clasificación de programación en Internet	25
3.5.4	Servidor HTTP Apache	26
3.5.5	PHP Hypertext Pre-processor (PHP)	26
3.5.6	Hojas de estilo en cascada (CSS)	26
3.5.7	Gestor de bases de datos MySQL	26
4	Metodología	28
4.1	Maniquí y software OIEA-ATIA para la obtención de las métricas de calidad de imagen	28
4.2	Desarrollo del sitio web	33
4.2.1	Creación de la base de datos	33
4.2.2	Diseño del sitio web	34
4.2.3	Creación de gráficos de control	35
4.3	Colección de datos	36
5	Resultados	40
5.1	Obtención de los mapas de varianza mediante el software ATIA	40

5.2	Creación del sitio web para el control de calidad de manera remota y automatizada	47
5.2.1	Funciones del sitio web	47
5.2.2	Gráficos de control	52
5.3	Validación del sitio web	61
6	Discusión	62
6.1	Mapas de varianza	62
6.1.1	Análisis estadístico integral de los mapas de varianza en mamografía	62
6.1.2	Mapas de varianza en RX	72
6.1.3	Vídeos de mapas de varianza	73
6.1.4	Consideraciones generales	73
6.2	Sitio web	74
6.3	Gráficos de control	75
6.3.1	Análisis de las métricas de calidad en tiempo real: visión del físico médico	75
6.3.2	Análisis estadístico integral de los gráficos de control: mamografía	78
6.3.3	Análisis estadístico integral de los gráficos de control: RX	87
6.3.4	Consideraciones generales para mamografía y RX	98
7	Conclusiones	101
8	Recomendaciones	103
	Referencias	105
	Apéndices	112
A	Anexo A: Código utilizado	113
A.1	Código para la creación de tablas en MySQL	113
A.2	Código para la lectura de una hoja de cálculo de Microsoft Excel en HTML	114
A.3	Código para extracción de colores	115

B	Anexo B: Evaluación gráfica de distribuciones	117
B.1	Distribuciones para mamografía antes del cambio de detector	117
B.2	Distribuciones para mamografía después del cambio de detector	123
B.3	Distribuciones para RX antes del cambio del tubo de RX	128
B.4	Distribuciones para RX después del cambio del tubo de RX	133

Resumen

Se realizó un estudio cuyo propósito fue investigar la correlación entre métricas de calidad de imagen para equipos digitales de mamografía y radiología, para ello se creó una página web que almacenara las métricas y mostrara los cambios en el tiempo mediante gráficos de control, asimismo, se utilizaron rangos intercuartílicos para determinar si hubo valores que salieron de una banda de dos desviaciones estándar alrededor de la media en una distribución normal. Las métricas de calidad de imagen se extrajeron de un total de 163 imágenes para radiología convencional desde el 6 de junio de 2017 hasta el 25 de marzo de 2021 abarcando un antes y después de cambiar el tubo de rayos X y 144 de mamografía desde el 5 de junio de 2017 hasta el 26 de junio de 2020 abarcando un cambio de detector en el mamógrafo. También se obtuvo de dichas imágenes sus mapas de varianza. Los resultados muestran que las métricas que arrojan diferencias significativas para el caso de radiología convencional fueron la Relación Señal Ruido (SNR) e índice de sensibilidad (d') y para mamografía se evidencian dichas diferencias en las métricas Relación Diferencia de Señal Ruido (SDNR), Relación Señal Ruido e Índice de Sensibilidad (d'), además en virtud del análisis temporal de los mapas de varianza se comprobó que en mamografía existía fatiga del equipo que pueden provocar la existencia de artefactos que se manifiesten en el futuro que podrían llegar a ser significativos en imágenes médicas cuando se requiera la búsqueda de pequeños objetos.

Palabras clave: control de calidad, métricas de calidad de imagen, SNR, SDNR, MTF, índice de sensibilidad, mamografía digital, radiología, imagen médica digital, php, gráficos de control.

Abstract

The study was aimed to investigate the correlation between image quality metrics for digital mammography and radiology equipment, for this, a web page was created that would store the metrics and show the changes over the time using control charts. In addition, interquartile ranges were used to determine if there were values that fell outside a band of two standard deviations around the mean in a normal distribution. The image quality metrics were extracted from a total of 163 conventional radiology images from June 6th, 2017 to March 25th, 2021, covering a period before and after changing the X-ray tube, and 144 mammography images from June 5th, 2017 to June 26th, 2020, covering a detector change in the mammography machine. Their variance maps were also obtained from these images. The results indicate that there are metrics that show significant differences for the case of conventional radiology were Signal to Noise Ratio (SNR) and sensitivity index (d'), for mammography these differences are evidenced in the metrics Signal Difference to Noise Ratio (SDNR), Signal to Noise Ratio and sensitivity index (d'), furthermore, based on the temporal analysis of variance maps, it was verified that in mammography, there was equipment fatigue that could lead to the presence of artifacts in the future. These artifacts might become significant in medical images when the search for small objects is necessary.

Keywords: quality control, image quality metrics, SNR, SDNR, MTF, sensitivity index, digital mammography , radiology, digital medical imaging, php, control charts.

Índice de cuadros

3.1	Valores de calidad de radiación para distintas magnitudes de potencial eléctrico y espesores de aluminio para radiología.	16
3.2	Valores de calidad de radiación para distintos valores de potencial eléctrico y espesores de aluminio y molibdeno para mamografía.	16
4.1	Coordenadas en píxeles para cada región en los mapas de variación para RX y mamografía	39
5.1	Enlaces a los videos de mapas de variación para mamografía antes y después del cambio del detector y radiografía convencional antes y después del cambio del tubo de RX.	46
6.1	Prueba t para pendientes para mamografía antes del cambio de detector.	63
6.2	Prueba t para pendientes para mamografía después del cambio de detector.	64
6.3	Prueba de Durbin-Watson para mamografía antes del cambio de detector	64
6.4	Prueba de Durbin-Watson para mamografía después del cambio de detector	64
6.5	Prueba de Breusch-Pagan para mamografía antes del cambio de detector.	65
6.6	Prueba de Breusch-Pagan para mamografía después del cambio de detector.	65
6.7	Prueba de Anderson-Darlin para mamografía antes del cambio de detector.	65
6.8	Prueba de Anderson-Darlin para mamografía después del cambio de detector.	66
6.9	Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles verdes.	68
6.10	Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles amarillos.	69
6.11	Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles rojos.	69

6.12	Prueba de Dickey-Fuller para mamografía después del cambio de detector	70
6.13	Prueba de Anderson-Darlin para métricas de mamografía antes del cambio de detector.	79
6.14	Prueba de Anderson-Darlin para métricas de mamografía después del cambio de detector.	79
6.15	Prueba de Mann-Whitney entre métricas de mamografía antes y después del cambio de detector.	80
6.16	Prueba de Anderson-Darlin para métricas de RX antes del cambio del tubo de RX.	88
6.17	Prueba de Anderson-Darlin para métricas de RX después del cambio del tubo de RX.	89
6.18	Prueba de Mann-Whitney para métricas de RX antes y después del cambio del tubo de RX.	89
6.19	Comparación de la variación porcentual de medianas y entre RX y mamografía antes y después del cambio de un componente en el equipo . .	99
6.20	Comparación de la variación porcentual de medianas entre RX y mamografía antes y después del cambio de un componente en el equipo . .	99

Índice de figuras

1.1	Primera imagen de RX.	1
3.1	Comparación de resoluciones.	9
3.2	Representación de un vóxel.	9
3.3	Diferencias entre contrastes.	10
3.4	Comparación de nitidez entre dos imágenes.	11
3.5	Comparación del ruido entre dos imágenes.	12
3.6	Distorsión del tamaño de la imagen.	13
3.7	Radiografía computarizada.	13
3.8	Radiografía digital directa e indirecta.	15
3.9	Relación Diferencia Señal Ruido	17
3.10	Modulación de un objeto	19
3.11	MTF a partir de las modulaciones de objeto e imagen	20
3.12	Pares de línea	20
3.13	Índice de sensibilidad	21
3.14	Comparación de índices de sensibilidad	22
3.15	Función de Transferencia Visual	23
3.16	Programación del lado del cliente y del servidor	25
4.1	Posicionamiento de los cuadrados de cobre y aluminio en maniquí para RX	28
4.2	Posicionamiento de los cuadrados de cobre y aluminio en el maniquí para mamografía	29
4.3	Software ATIA	30
4.4	Proceso de análisis de ATIA	31
4.5	Hoja de cálculo exportada por ATIA	32
4.6	Mapa de varianza	32
4.7	Ventana para la gama de colores utilizando ATIA	33
4.8	Creación de tablas en la DB	34

4.9	Contenido de tablas en la DB	35
4.10	Gráfico de control	36
4.11	Regiones de análisis en mapas de variación para RX	38
4.12	Región de análisis en mapas de variación para mamografía	38
5.1	Conteo de píxeles verdes en orden cronológico para mamografía antes del cambio de detector	41
5.2	Conteo de píxeles amarillos en orden cronológico para mamografía antes del cambio de detector	41
5.3	Conteo de píxeles rojos en orden cronológico para mamografía antes del cambio de detector	42
5.4	Conteo de píxeles verdes en orden cronológico para mamografía después del cambio de detector	43
5.5	Conteo de píxeles amarillos en orden cronológico para mamografía después del cambio de detector	43
5.6	Conteo de píxeles rojos en orden cronológico para mamografía después del cambio de detector	44
5.7	Conteo de píxeles verdes en orden cronológico para RX después del cambio del tubo.	45
5.8	Conteo de píxeles amarillos en orden cronológico para RX después del cambio del tubo.	45
5.9	Conteo de píxeles rojos en orden cronológico para RX después del cambio del tubo.	46
5.10	Inicio de sesión del sitio web	47
5.11	Inicio de sesión del sitio web	48
5.12	Menú sesión	48
5.13	Selección de estudio	49
5.14	Selección del archivo exportado por ATIA	50
5.15	Selección del tipo de gráfico en el sitio web	50
5.16	Selección del tipo de gráfico en el sitio web	51
5.17	Gráficos SDNR y SNR para RX mostrados por el sitio web	53
5.18	Gráficos MTF horizontal para RX mostrados por el sitio web	54

5.19	Gráficos MTF horizontal para RX mostrados por el sitio web	55
5.20	Gráficos d' para RX mostrados por el sitio web	56
5.21	Gráficos SDNR y SNR para mamografía mostrados por el sitio web . . .	57
5.22	Gráficos MTF horizontal para mamografía mostrados por el sitio web . .	58
5.23	Gráficos MTF horizontal para mamografía mostrados por el sitio web . .	59
5.24	Gráficos d' para mamografía mostrados por el sitio web	60
5.25	Validación del gráfico SDNR para mamografía	61
6.1	Modelo lineal para píxeles verdes previo al cambio de detector	67
6.2	Modelo lineal para píxeles amarillos previo al cambio de detector	67
6.3	Modelo lineal para píxeles rojos previo al cambio de detector	68
6.4	Tendencia estacionaria para conteo de píxeles verdes posterior al cambio de detector	71
6.5	Tendencia estacionaria para conteo de píxeles amarillos posterior al cam- bio de detector	71
6.6	Tendencia estacionaria para conteo de píxeles rojos posterior al cambio de detector	72
6.7	Comparación de valor atípico en los gráficos de control de SDNR y d' .	77
6.8	Valores de las observaciones de SNDR antes y después del cambio de detector	81
6.9	Valores de las observaciones de SNR antes y después del cambio de de- tector	82
6.10	Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 50 % antes y después del cambio de detector	83
6.11	Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 20 % antes y después del cambio de detector	84
6.12	Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 10 % antes y después del cambio de detector	84
6.13	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 50 % antes y después del cambio de detector	85
6.14	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 20 % antes y después del cambio de detector	86

6.15	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 10 % antes y después del cambio de detector	86
6.16	Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 0,1 mm) antes y después del cambio de detector	87
6.17	Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 0,25 mm) antes y después del cambio de detector	88
6.18	Puntos fuera de los límites de control para SDNR en RX	90
6.19	Valores promedio de SNDR antes y después del cambio del tubo de RX .	91
6.20	Valores de las observaciones de SNR antes y después del cambio del tubo de RX	92
6.21	Valores de las observaciones para los que el MTF horizontal cae al 50 % antes y después del cambio del tubo de RX	93
6.22	Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 20 % antes y después del cambio del tubo de RX	94
6.23	Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 10 % antes y después del cambio del tubo de RX	94
6.24	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 50 % antes y después del cambio del tubo de RX	95
6.25	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 20 % antes y después del cambio del tubo de RX	96
6.26	Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 10 % antes y después del cambio del tubo de RX	96
6.27	Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 0,3 mm) antes y después del cambio del tubo de RX	97
6.28	Valores de las observaciones para para el índice de sensibilidad (diámetro 4 mm) antes y después del cambio del tubo de RX	98
B.1	Histograma de valores para SDNR antes del cambio de detector	117
B.2	Histograma de valores para SNR antes del cambio de detector	118
B.3	Histograma de valores para MTF 50 % horizontal antes del cambio de detector	118

B.4	Histograma de valores para MTF 20 % horizontal antes del cambio de detector	119
B.5	Histograma de valores para MTF 10 % horizontal antes del cambio de detector	119
B.6	Histograma de valores para MTF 50 % vertical antes del cambio de detector	120
B.7	Histograma de valores para MTF 20 % vertical antes del cambio de detector	120
B.8	Histograma de valores para MTF 10 % vertical antes del cambio de detector	121
B.9	Histograma de valores para d' ($D = 0,1$ mm) antes del cambio de detector	121
B.10	Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) antes del cambio de detector	122
B.11	Histograma de valores para SDNR después del cambio de detector . . .	123
B.12	Histograma de valores para SNR después del cambio de detector	124
B.13	Histograma de valores para MTF 50 % horizontal después del cambio de detector	124
B.14	Histograma de valores para MTF 20 % horizontal después del cambio de detector	125
B.15	Histograma de valores para MTF 10 % horizontal después del cambio de detector	125
B.16	Histograma de valores para MTF 50 % vertical después del cambio de detector	126
B.17	Histograma de valores para MTF 20 % vertical después del cambio de detector	126
B.18	Histograma de valores para MTF 10 % vertical después del cambio de detector	127
B.19	Histograma de valores para d' ($D = 0,1$ mm) después del cambio de detector	127
B.20	Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) después del cambio de detector	128
B.21	Histograma de valores para SDNR antes del cambio del tubo de RX . . .	128
B.22	Histograma de valores para SNR antes del cambio del tubo de RX	129
B.23	Histograma de valores para MTF 50 % horizontal antes del cambio del tubo de RX	129

B.24 Histograma de valores para MTF 20 % horizontal antes del cambio del tubo de RX	130
B.25 Histograma de valores para MTF 10 % horizontal antes del cambio del tubo de RX	130
B.26 Histograma de valores para MTF 50 % vertical antes del cambio del tubo de RX	131
B.27 Histograma de valores para MTF 20 % vertical antes del cambio del tubo de RX	131
B.28 Histograma de valores para MTF 10 % vertical antes del cambio del tubo de RX	132
B.29 Histograma de valores para d' ($D = 0,1$ mm) antes del cambio del tubo de RX	132
B.30 Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) antes del cambio del tubo de RX	133
B.31 Histograma de valores para SDNR después del cambio del tubo de RX .	133
B.32 Histograma de valores para SNR después del cambio del tubo de RX . .	134
B.33 Histograma de valores para MTF 50 % horizontal después del cambio del tubo de RX	134
B.34 Histograma de valores para MTF 20 % horizontal después del cambio del tubo de RX	135
B.35 Histograma de valores para MTF 10 % horizontal después del cambio del tubo de RX	135
B.36 Histograma de valores para MTF 50 % vertical después del cambio del tubo de RX	136
B.37 Histograma de valores para MTF 20 % vertical después del cambio del tubo de RX	136
B.38 Histograma de valores para MTF 10 % vertical después del cambio del tubo de RX	137
B.39 Histograma de valores para d' ($D = 0,1$ mm) después del cambio del tubo de RX	137
B.40 Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) después del cambio del tubo de RX	138

Lista de acrónimos y siglas

Abreviatura	Significado
ACR	Colegio Americano de Radiología
ATIA	Herramienta Automatizada para Análisis de Imágenes (Automated Tool for Image Analysis)
CE	Comisión Europea
CR	Radiografía computarizada (Computed Radiography)
CSS	Hojas de estilo en cascada (Cascading Style Sheets)
CSV	Valores Separados por Comas (Comma Separated Values)
DB	Base de Datos (DataBase)
DR	Radiografía digital (Digital Radiography)
HTML	Lenguaje de Marcado de Hipertexto (HyperText Markup Language)
HVL	Espesor Hemireductor (Half-Value Layer)
MPV	Valor Medio de Píxel (Mean Pixel Value)
MTF	Función de Transferencia Modulada (Modulation Transfer Function)
NPS	Espectro de Potencia de Ruido (Noise Power Spectrum)
NPWE	Non-Pre Whitened Model Observer With An Eye Filter
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
PHP	PHP Hypertext Pre-processor
RIC	Rango Intercuartílico
ROI	Región de Interés (Region of interest)
RX	Rayos X
SDNR	Relación Diferencia de Señal Ruido (Signal Difference to Noise Ratio)
SNR	Relación Señal Ruido (Signal to Noise Ratio)
SQL	Lenguaje de Consulta Estructurado (Structured Query Language)
TFT	Transistores de Película Delgada (Thin-Film Transistor)
VTF	Función de Transferencia Visual (Visual Transfer Function)
WAMP	Windows, Apache, MySQL, PHP
WWW	World Wide Web

Lista de símbolos

- d' índice de sensibilidad.
- σ desviación estándar muestral.
- α nivel de significancia.
- ξ frecuencia espacial.
- M modulación.
- C contraste.
- E espectro de la señal.
- S señal.
- $I(x)$ función de distribuciones de gris.
- μ media de datos.
- μ_m media de verdaderos positivos.
- μ_n media de falsos positivos.
- σ_m desviación estándar de verdaderos positivos.
- σ_n desviación estándar de falsos positivos.

1 Introducción

A partir del 8 de noviembre de 1895 la historia sufriría un cambio drástico en áreas como lo es la física y la medicina debido al físico alemán, Wilhelm Conrad Roentgen. En esa época, el alemán realizó experimentos con tubos de vacío y un generador eléctrico de alto voltaje (Asociación Colombiana de Radiología, 2020). El tubo estaba cubierto con un cartón negro y grueso, en un cuarto oscuro y en ese instante una placa cubierta en un lado con platinocianuro de bario colocado en dirección de la radiación se volvió fluorescente incluso al estar a 2 m de distancia de la fuente de rayos X (NobelPrize.org, 2020).

Al contemplar el evento inició su experimentación y observó la transmisión de la radiación en función del grosor de ciertos objetos que interponía entre el tubo y una placa fotográfica.



Figura 1.1: Imagen de la mano de la esposa de Wilhelm Conrad Roentgen. Tomado de Busch (2016).

La figura 1.1 muestra como Roentgen experimentó con la mano de su esposa al colocarla en el camino de los rayos X logrando así tomar la primer radiografía por medio

de la sombra creada por los huesos y un anillo en el dedo anular izquierdo. Debido a la naturaleza desconocida de dicha radiación electromagnética en ese momento de la historia es que se le otorga el nombre de rayos X.

Más adelante, el Premio Nobel de Física de 1914, Max von Laue (por su descubrimiento de la difracción de rayos X por cristales) demuestra que es radiación electromagnética pero de mayor frecuencia que la luz visible (NobelPrize.org, 2020).

Con el hallazgo de Wilhelm Conrad Roentgen y el trabajo de cientos de científicos a lo largo de los años, nace el diagnóstico médico por imágenes que dará un salto monumental en favor del ejercicio de la medicina. Los equipos radiológicos progresaron con el paso de los años y a su vez también la protección del paciente hasta llegar a la actualidad donde es amplia la gama de usos de la exposición de rayos X con fines médicos. Dicho lo anterior, al día de hoy es de suma importancia mantener un programa de control de calidad en radiología para garantizar el correcto funcionamiento de los equipos, y así evitar exposiciones innecesarias a la radiación ionizante. Autoridades como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), el Colegio Americano de Radiología (ACR) y la Comisión Europea (CE) han demostrado que los programas efectivos de control de calidad, contribuyen a reducir la exposición del paciente a la radiación ionizante y mejoran la calidad de la imagen final.

Es imprescindible por tanto, el monitoreo constante de ciertos parámetros para mejorar y mantener la calidad de imagen evitando un aumento en la exposición debido a un incorrecto funcionamiento de los componentes del equipo de rayos X. Una posible vía lograr este objetivo es utilizar métricas capaces de evaluar la calidad de imagen percibida por un observador, la presente tesis se enfoca en el estudio de las siguientes métricas: relación señal ruido ("Signal to Noise Ratio" o SNR), relación diferencia de señal ruido ("Signal Difference to Noise Ratio" o SDNR), función de transferencia de modulación ("Modulation Transfer Function" o MTF) y el índice de sensibilidad ("d prime" o d').

En mamografía, por ejemplo, existe la necesidad de detectar objetos sumamente pequeños como lo son las microcalcificaciones, consideradas por lo general como tal, si el tamaño es menor a 0,5 mm siendo similares a pequeños granos de sal (breastcancer.org, 2022), en donde son observables tamaños de 0,1 mm o mayores (Wilkinson et al., 2017) siendo muy importante contar con el equipo en óptimas condiciones, por lo que anali-

zando la evolución en el tiempo de las métricas, se podría comprobar por ejemplo, el uso adecuado del equipo por el personal, una mala calibración del sistema de control automático de exposición (“Automatic Exposure Control” o AEC) y el funcionamiento correcto de las partes del equipo (detector, tubo de rayos X, entre otros).

Para esta investigación se utilizaron los resultados de pruebas de control de calidad (de un banco de datos de imágenes sin procesar de mamografía y radiología digital) obtenidas de manera automatizada y remotas, que fueron posteriormente analizados utilizando un sitio web que analice las métricas de calidad.

Logrado esto, se propone utilizar el sitio web como herramienta para identificar diferencias en las métricas de calidad de imagen a lo largo del tiempo e identificar tendencias, las cuales pueden ser causadas desde un cambio de detector hasta un error persistente debido a la labor del personal que toma las radiografías. Paralelamente a la creación del sitio web se analizarán los mapas de varianza en busca de artefactos que se hagan presentes a lo largo del tiempo.

1.1 Objetivo general

Elaborar un estudio de la correlación entre métricas de calidad de imagen para equipos digitales de mamografía y radiología mediante el uso de un sitio web para la comprobación de sus cambios en el tiempo y el seguimiento de dichas métricas para el control de calidad a fin del aseguramiento del correcto desempeño del equipo.

1.2 Objetivos específicos

- Obtener mediante el uso de software gratuito las métricas de calidad de las imágenes del maniquí y los mapas de varianza.

- Crear un sitio web para el análisis de los datos provenientes de un programa de control de calidad en radiología de manera remota y automatizada.

- Validar mediante el análisis temporal de las métricas de la calidad de imagen la factibilidad del sitio web para la evaluación del desempeño de los equipos.

- Correlacionar los hallazgos entre métricas de calidad de imagen con el desempeño de los equipos digitales de mamografía y radiología.

2 Antecedentes

2.1 Historia de la radiología digital

Si bien es cierto que los detectores de radiografía digital fueron desarrollados en la década de 1980, las imágenes de radiología digital no se concretaron sino hasta principios de la siguiente década. Durante la década de 1990 surgen dos tecnologías relacionadas con la radiología digital: la radiografía computarizada y la radiografía digital, la primera usando un cassette y la segunda completamente digital, de esta manera eliminando los desechos químicos que son generados en una radiografía convencional (Gálvez, 2013). Ya en los años 2000, los servicios de radiología en muchos países iban caminando hacia las imágenes digitales y en la actualidad la transición de analógico a digital ha evolucionado el procesamiento de imágenes médicas, que con toda certeza será potenciado con el uso de la inteligencia artificial.

2.1.1 Control de Calidad en imágenes médicas

El control de calidad en equipos de radiación ionizante es de suma importancia puesto que su meta es mantener una consistencia en la calidad de las imágenes. En casos donde el equipo no sea monitoreado puede favorecer a la producción de imágenes de calidad inadecuada y esto a su vez conduce pérdida de información para los diagnósticos o en algunos casos, someter al paciente a otra exposición a la radiación para obtener una imagen correcta. Es por esto que la OIEA, OMS y OPS han realizado recomendaciones y regulaciones para mantener la calidad idónea de las imágenes reduciendo la dosis en pacientes y trabajadores a una cantidad tan baja como sea razonablemente posible, de esta manera, algunos de los estados miembros del OIEA en América Latina y el Caribe participaron en el Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL), iniciando proyectos de control de calidad en radiología a partir de 1984 (Mora et al., 2021).

En 2001, mediante el proyecto RLA/09/35 del ARCAL XLIX, surge el documento "Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico" con el fin de dar a conocer una

serie de procedimientos para el control de calidad en radiología (Blanco et al., 2021). Lo mismo sucedió para mamografía en 2006 en el ARCAL LV en donde se publicó un protocolo específico para mamografía.

2.1.2 Control de calidad remoto y automatizado en imágenes médicas

Es un hecho que en la actualidad las tecnología digital está siendo rápidamente adoptada como la norma en las imágenes médicas, no obstante, el personal puede no llegar a ser suficiente para mantener un control de calidad activo, por ello un control de calidad remoto y automatizado es la solución idónea. Ya desde el 2005 se puede encontrar el desarrollo de una plataforma automatizada para la supervisión diaria del control de calidad en mamografía (Binst et al., 2020), para tal caso, los radiólogos realizaban una prueba y enviaban información de las etiquetas DICOM (que contienen la información asociada a imágenes médicas), además miniaturas de las imágenes y enviando los paquetes de datos para su transmisión a las personas profesionales en física médica vía correo electrónico (actualmente utilizando la nube).

A partir de 2021, el OIEA, con ayuda del software ATIA, ofrece una nueva metodología para el control de calidad remoto y automatizado, este consiste en el siguiente flujo de procedimientos (Mora et al., 2021):

- Adquisición de imágenes locales.
- Verificación de imágenes locales y análisis de artefactos.
- Carga de imágenes (enviadas por correo o nube).
- Análisis de imágenes y análisis de resultados.
- Informes y comentarios.

Pese a que esta nueva metodología es interesante y práctica, no existe un análisis exhaustivo que contemple el comportamiento estadístico integral de las imágenes, no se analizan en conjunto los mapas de varianza a lo largo del tiempo y hasta el día de hoy no existe un banco de imágenes tan robusto como el que se presenta en esta tesis.

3 Marco teórico

3.1 Control de calidad

3.1.1 Definición de control de calidad

La Sociedad Estadounidense para la Calidad define el Control de Calidad (“Quality Control” o QC) como “Las técnicas y actividades de observación utilizadas para cumplir con los requisitos de calidad” (Jones et al., 2015), aplicado al tema de estudio, el control de calidad para imágenes radiológicas tiene por objetivo examinar la dosis entregada, la imagen médica obtenida y el proceso para crearla buscando deficiencias.

Para el caso de América Latina, la introducción de programas de control de calidad en radiodiagnóstico se han visto limitados debido a la falta de los siguientes aspectos: físicos médicos en la región, acompañamiento de las sociedades profesionales y y carencia de reglamentación específica. La cantidad de físicos médicos clínicamente calificados en América Latina se mantiene insuficiente para cubrir completamente las necesidades, esto en cuanto a control de calidad de radiología de diagnóstico se refiere, dado que muchos de ellos se encuentran laborando en el área en radioterapia o medicina nuclear prioritariamente.

3.1.2 Protocolos

Los estados miembros del OIEA en América Latina y el Caribe participaron en el ARCAL en donde se inician proyectos de control de calidad en radiología. A través del proyecto regional “Implementación de Normas Básicas de Seguridad en la Práctica Médica” en 2001, se desarrolló un protocolo de control de calidad en español para su uso en radiología de diagnóstico (OIEA, 2001) cubriendo áreas de radiología general, radiología dental, mamografía, fluoroscopia y tomografía computarizada.

Posteriormente en 2006, el documento técnico, TECDOC-1517 del OIEA: Control de calidad en mamografía, es publicado cuyo texto se ha utilizado ampliamente en todos los países miembros (OIEA, 2006).

3.1.3 Control de calidad remoto y automatizado

Numerosos documentos de autoridades internacionales como el OIEA y el Colegio Americano de Radiología muestran que programas de control de calidad que incluyan pruebas diarias o semanales favorecen la calidad de imagen y evitan una sobreexposición a la radiación ionizante del paciente.

Es por ello que la introducción de programas de control de calidad remoto y automatizado cobran importancia para poder señalar un mal manejo del equipo por el personal, una mala calibración del sistema, artefactos, vida útil de los detectores o el funcionamiento incorrecto de otras partes del equipo sin la necesidad de que se encuentre un físico médico en el sitio. Estos programas remotos permiten mantener el monitoreo de forma más eficaz y tomar medidas tempranas para corregir el presunto problema o incluso el cese de operaciones de la máquina.

3.2 Equipos e imágenes digitales

Con la introducción de la tecnología digital, cada vez menos se utiliza la radiografía de película pantalla (llamada también screen-film radiography), siendo remplazada por la radiografía digital. Se tienen dos opciones: radiografía computarizada (CR) y radiografía digital (DR), de las cuales la última está convirtiéndose en la opción preferida debido a que genera mejores imágenes diagnósticas.

3.2.1 Elementos básicos de una imagen digital

Las imágenes digitales se obtienen a través de dispositivos de conversión analógico-digital y la representación de la imagen se genera a partir de una matriz numérica. La información digital generada es almacenada en el ordenador mediante bits (unos y ceros). Cada una de las celdas recibe el nombre de píxel (unión de las palabras picture y element) (Ministerio de Educación, 2019). De manera concreta, un píxel representa la región más pequeña que puede codificar de manera única un valor único en la imagen.

La Figura 3.1 muestra dos imágenes en la que se aprecia una clara diferencia en la resolución, en donde a la imagen de la izquierda le ha sido reducida en un 90 % la cantidad de píxeles obteniendo la imagen de la derecha.

Mediante un razonamiento similar, el término vóxel o elemento de volumen se usa

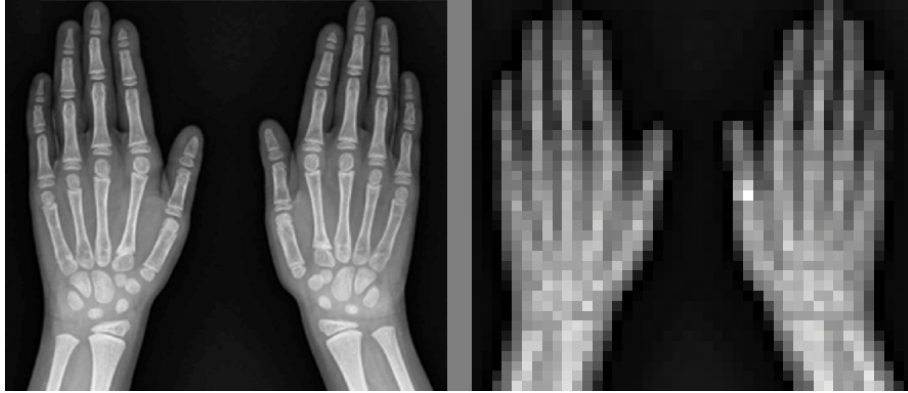


Figura 3.1: Comparación entre dos imágenes. La imagen de la izquierda posee más píxeles que la imagen de la derecha. Tomado de Ortega and Suárez-Obando (2016).

en imágenes tridimensionales. La Figura 3.2 muestra como ejemplo, una imagen de tomografía computarizada compuesta por píxeles de manera que cada píxel en la imagen representa la atenuación de rayos X promedio en un pequeño volumen que se extiende a través de la sección de tejido en donde el tamaño del píxel en la figura ha sido exagerado recordando que cada píxel debería tener el mismo tono de gris.

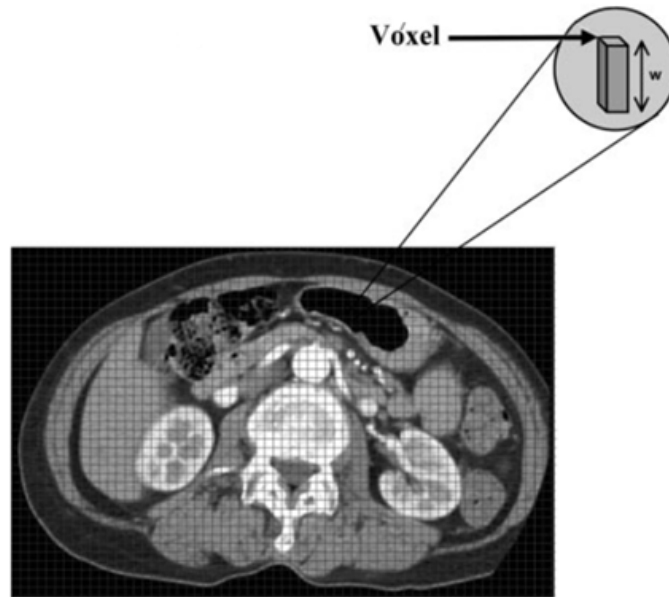


Figura 3.2: Representación de un vóxel de espesor w para una imagen de tomografía computada. Tomado de Mahesh (2002).

Para las imágenes digitales suele usarse también el Valor Medio de Píxel (Mean Pixel Value o MPV) que representa el valor promedio de píxeles en una zona de interés.

3.2.2 Calidad de las imágenes radiológicas

La capacidad de un observador para detectar signos de un proceso patológico depende altamente de la calidad de la imagen y esta a su vez depende de al menos 5 factores: contraste, nitidez, ruido, artefactos y distorsión.

Contraste

El contraste es la característica más fundamental de una imagen y se entiende como la diferencia en la densidad o en la gama de blancos y negros entre áreas en una imagen radiológica (Geha, 2021), es decir, el contraste tiene como función representar una diferencia en una o más características del tejido. En una imagen radiológica el contraste puede tener la forma de diferentes tonos de gris o intensidades de luz, no obstante, se puede obtener un mejor contraste si hay una diferencia adecuada en densidad o número atómico en el objeto de estudio y si el objeto es lo suficientemente grueso (Sprawls, 1993).

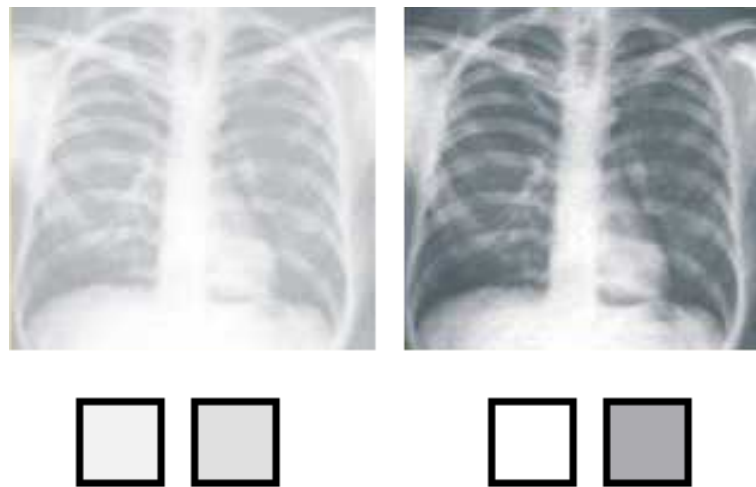


Figura 3.3: Comparación entre bajo y alto contraste. Tomado de Foundation (2014).

En la Figura 3.3 se muestran distintos contrastes para una misma imagen, a la izquierda se halla la imagen con un contraste bajo, evidenciando una visibilidad baja. El contraste de imagen óptimo (medio) proporciona la mejor visibilidad lo que permite diferenciar los objetos en toda la imagen.

Nitidez

Todos los sistemas radiológicos modulan la señal, por lo que la imagen no reproduce totalmente el objeto de interés, la visibilidad de detalles o nitidez de los objetos en un estudio radiológico es limitada porque todos los métodos de imágenes introducen desenfoque limitando así la nitidez. Cuando el desenfoque está presente aparece una cortina de invisibilidad que cubre pequeños objetos y detalles de la imagen (Sprawls, 1993). Por tanto, la nitidez es la correcta apreciación de los bordes de los objetos en una imagen.

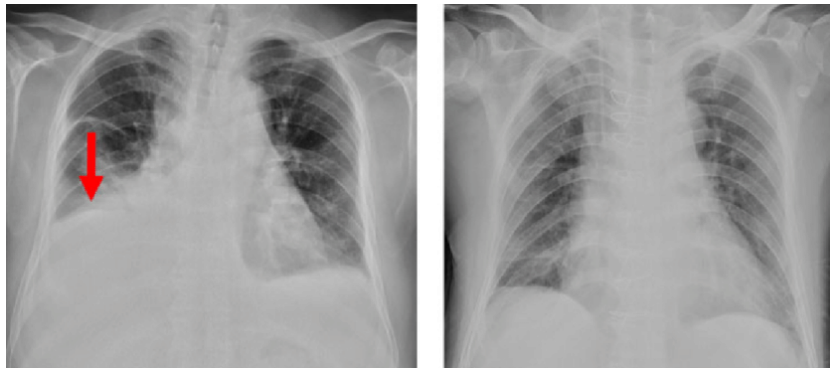


Figura 3.4: Comparación de nitidez entre dos imágenes distintas. Tomado de Li et al. (2019).

A mayor nitidez es más sencillo diferenciar estructuras, dicha aseveración es apreciada en la Figura 3.4 en la que la imagen de la izquierda posee menos nitidez que la imagen de la derecha, así, en esta última se puede apreciar de mejor manera bordes de órganos y estructura ósea.

Ruido

El ruido en una imagen es el causante de que esta posea una apariencia texturizada o granulada, esto logra afectar el límite entre los objetos visibles e invisibles. El ruido se puede considerar como la variación estocástica de los niveles de gris producido por factores múltiples como retrodispersión y configuraciones de bajo miliamperaje, entre otros. Típicamente el efecto del ruido afecta más a los objetos de bajo contraste que ya están cerca del umbral de visibilidad.

La Figura 3.5 muestra la afectación del ruido sobre una imagen (Foundation, 2014), a la izquierda se aprecia una imagen con menor ruido en comparación con la imagen de la derecha por lo que esta se observa con una apariencia más granulada.



Figura 3.5: Comparación del ruido entre dos imágenes. Tomado de Sprawls (1993).

Artefactos

Un artefacto es una estructura u objeto que no está presente en el objeto de estudio pero que aparece en la imagen, y en algunos casos pudiendo producir un diagnóstico errado. Un artefacto no necesariamente afecta significativamente la visibilidad del objeto y la precisión del diagnóstico, puesto que pueden ser identificados, sin embargo podrían oscurecer una parte de una imagen y, en ocasiones, parecer partes del cuerpo. (Sprawls, 1993).

Distorsión

Una imagen médica no solo debe hacer visibles los objetos internos del cuerpo, sino que debe dar una impresión precisa de su tamaño, forma y posiciones relativas, una distorsión modifica estos tres factores, lo que lleva a una malinterpretación de las características físicas de lo que se requiere visualizar en la imagen.

Ejemplo de ello es el acercamiento a la fuente de radiación puede causar un aumento en la imagen causando una distorsión en su tamaño tal es mostrado en la Figura 3.6 (Elhain, 2015)

3.2.3 Radiografía computarizada

A diferencia de la radiología convencional donde una película de RX (rayos X) se coloca dentro de dos pantallas fluorescentes, en la radiografía computarizada (CR) se colocan casetes con placas de fósforo fotoestimulable que son expuestos a los RX para luego ser procesadas sin necesidad de los líquidos reveladores presentes en un radiografía convencional.

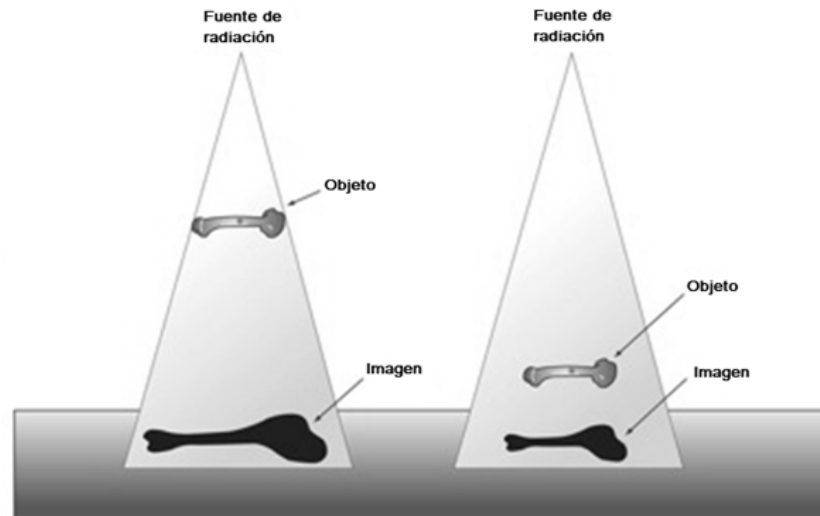


Figura 3.6: Distorsión de una imagen debido al acercamiento del objeto a la fuente. Tomado de Sprawls (1993).

Las placas tienen un espesor de 1 mm y están recubiertas con compuestos de fluorohaluro activado con europio en formación cristalina. El funcionamiento es similar a una radiografía con película pero al exponerse a los rayos X, la imagen latente es almacenada por el fósforo fotoestimulable (Small and Donnelly, 2012).

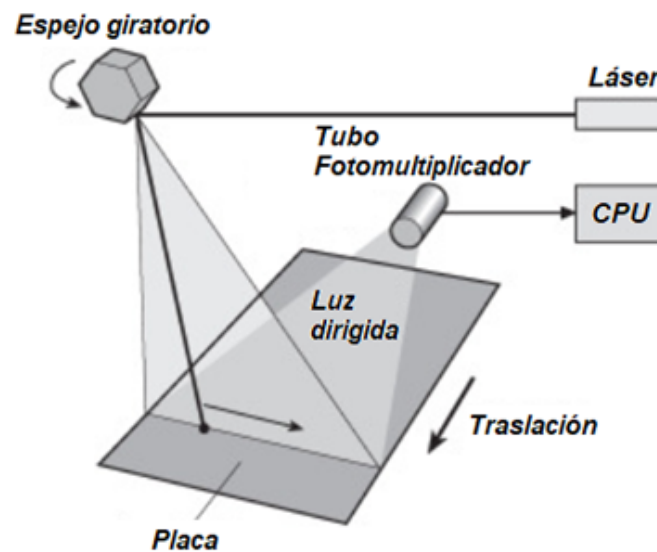


Figura 3.7: Lector de CR para obtener la imagen digital. Tomado de Penelope and Williams (2008).

La Figura 3.7 muestra como la señal de la placa se obtiene en un lector CR, la placa

se escanea con un rayo láser rojo usando un espejo giratorio liberando la energía como luz visible (señal) y siendo detectada por un tubo fotomultiplicador gracias a una serie de fibras ópticas que dirigen la luz. Finalmente la señal pasa a ser convertida en señales eléctricas que serán procesadas y convertidas en una imagen digital (Penelope and Williams, 2008).

Las placas utilizadas se borran al ser expuestas a luz fluorescente y posteriormente pueden ser reutilizadas.

3.2.4 Radiografía digital

En esta tecnología, a diferencia de CR, se utiliza un dispositivo de captura de imágenes digitales: panel plano de matriz activa que incluye un dispositivo de conmutación activo llamado transistor de película delgada (TFT). Los paneles de matriz activa utilizan silicio amorfo hidrogenado como el semiconductor depositado en un sustrato de vidrio delgado de aproximadamente 0,7 mm (Dance et al., 2014).

Como ventaja de DR se ofrece la obtención de la imagen de manera inmediata y eliminando así los costos de procesamiento de películas. El acoplamiento de materiales de detección de rayos X tradicionales, como fósforos o fotoconductores, con una estructura de lectura de matriz activa de área grande, forma la base de los generadores de imágenes de rayos X de panel plano.

Existen dos dispositivos detectores predominantes de imágenes de rayos X de panel plano para radiografía digital: los de conversión directa que incorporan un fotoconductor de selenio amorfo para producir cargas eléctricas en la detección de rayos X y los de conversión indirecta que usan un fósforo para producir fotones de longitud de onda visible para la detección de rayos X.

En la Figura 3.8 a la izquierda se muestran los dispositivos de conversión directa en la que los fotones de rayos X se convierten directamente en carga. La carga liberada en la mayor parte del fotoconductor es recogida por un gran campo eléctrico aplicado, que lleva los electrones y agujeros a sus respectivos electrodos. Los fotones de rayos X crean pares de agujeros de electrones en el selenio amorfo y a medida que los agujeros se reemplazan con electrones, el patrón de carga resultante en la capa de selenio se lee mediante una matriz de transistores de película delgada. A la derecha la figura mues-

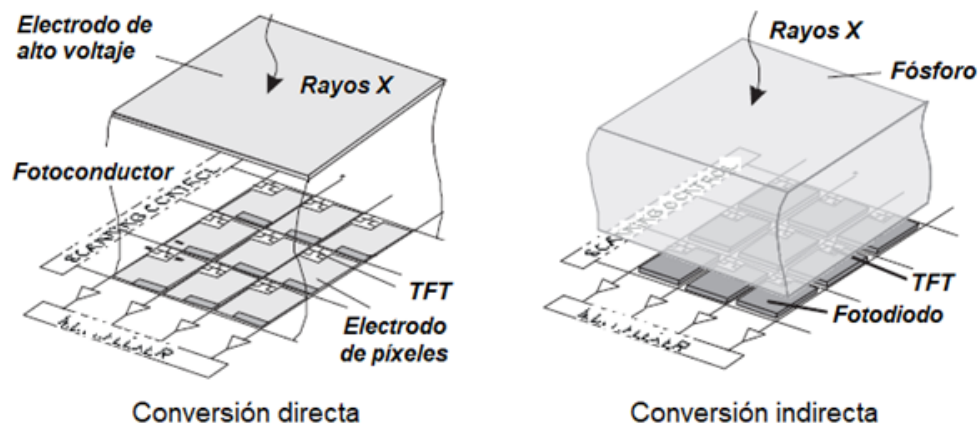


Figura 3.8: Matriz activa con transistores de película delgada (TFT). Izquierda: dispositivo de conversión directa que utiliza un fotoconductor. Derecha: dispositivo de conversión indirecta que utiliza una capa de fósforo. Tomado de Dance et al. (2014).

tra el dispositivo de conversión indirecta, en la cual una capa de fósforo (centellador) se coloca en contacto con el panel plano de matriz activa, de esta manera la intensidad de la luz emitida desde una ubicación particular del fósforo es una medida de la intensidad del haz de rayos X que incide en la superficie del receptor en ese punto. Para ello cada píxel en la matriz activa tiene un elemento fotosensible que genera una carga eléctrica, cuya magnitud es proporcional a la intensidad de la luz emitida por el fósforo en la región cercana al píxel (Dance et al., 2014).

3.3 Calidad de radiación

Un aspecto que forma una importante parte en la optimización de las imágenes en radiología y mamografía es la calidad de radiación, puesto que afectará la imagen y la dosis entregada al paciente. La calidad de radiación está definida por el potencial eléctrico del tubo de rayos X seleccionado para el que se elige una capa de espesor hemireductor (HVL) (Martin, 2007), es decir, el espesor de un material dado que atenúa el 50 % de la energía incidente, además una filtración adicional fija.

En cuadro 3.1 se muestran los distintos valores de calidad de radiación utilizando como material de filtración el aluminio. (Commission et al., 2007)

Para mamografía típicamente se utiliza la calidad de radiación según la mostrada en cuadro 3.2 con valores de filtración para aluminio y molibdeno (Commission et al., 2007).

Calidad de radiación	Potencial aproximado del tubo de RX (kV)	HVL (mmAl)	Filtración adicional (mmAl)
RQA 3	50	4,0	10,0
RQA 5	70	7,1	21,0
RQA 7	90	9,1	30,0
RQA 9	120	11,5	40,0

Cuadro 3.1: Valores de calidad de radiación para distintas magnitudes de potencial eléctrico y espesores de aluminio para radiología.

Calidad de radiación	Potencial aproximado del tubo de RX (kV)	HVL (mmAl)	Filtración adicional 1 (mmAl)	Filtración adicional 2 (mmMo)
RQA-M1	25	0,56	2,0	0,03
RQA-M2	28	0,61	2,0	0,03
RQA-M3	30	0,64	2,0	0,03
RQA-M4	35	0,73	2,0	0,03

Cuadro 3.2: Valores de calidad de radiación para distintos valores de potencial eléctrico y espesores de aluminio y molibdeno para mamografía.

Se ha recomendado para radiografía (Commission et al., 2007) utilizar una calidad de haz RQA 5, la cual se define como un haz de rayos X con potencial eléctrico igual a 70 kV con 0,5 mm de cobre y filtración de aluminio añadida para obtener un HVL nominal de 6,8 mm. Para mamografía se recomienda usar RQA M2 (Monnin et al., 2007), que se define como un haz de rayos X con potencial eléctrico igual a 28 kV con un espesor hemirreductor de 0,61 mmAl, adicionando una filtración extra de 2 mm Al más 0,03 mm Mo (PTB, 2020).

3.4 Métricas de calidad de imagen

3.4.1 Relación Señal Ruido (SNR)

La relación señal ruido de los píxeles de una imagen se define como la razón que existe entre la señal en una ubicación dada dentro de la imagen y el ruido inherente en la misma ubicación .

Para calcular la señal S (intensidad de radiación incidente), se toma el valor de píxel promedio de una región de interés (ROI). Las mediciones deben tener un área igual de ROI y este no debe ser colocado sobre artefactos formados en la imagen además de poseer cierta calidad del haz de radiación.

Dado que la desviación estándar (σ) es un promedio de las desviaciones individuales de cada medición, la desviación estándar del mismo ROI se utiliza como una estimación muy simple del ruido por lo que el SNR se calcula como sigue (Smith et al., 1997):

$$SNR = \frac{\text{Promedio}}{\text{Desviación estándar}}, \quad (3.1)$$

$$SNR = \frac{S}{\sigma}, \quad (3.2)$$

3.4.2 Relación Diferencia de Señal Ruido (SDNR)

La Relación Diferencia Señal Ruido se utiliza para cuantificar la calidad de imagen en términos de la capacidad de la detectabilidad de estructuras. Básicamente es la razón entre la diferencia de señales entre la desviación estándar.

Al igual que el SNR se considera que el ruido (σ_B) es la desviación estándar de los píxeles dentro del ROI de fondo. Se calcula como sigue:

$$SDNR = \frac{\text{Promedio}_{\text{fondo}} - \text{Promedio}_{\text{objeto de inters}}}{\text{Desviación estándar}_{\text{fondo}}}, \quad (3.3)$$

$$SDNR = \frac{S_B - S_O}{\sigma_B}, \quad (3.4)$$

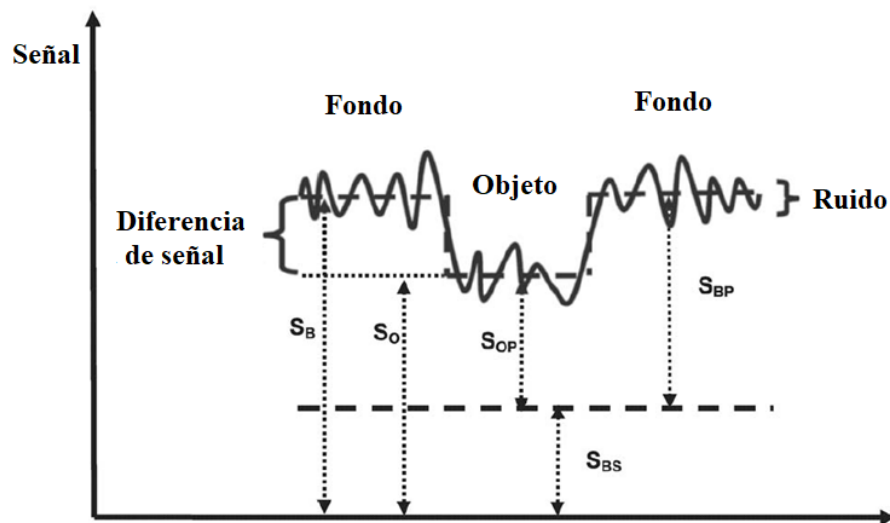


Figura 3.9: Ejemplificación gráfica del SDNR. Tomado de Bernhardt et al. (2006).

En la Figura 3.9 se muestra una ejemplificación del SNDR para un objeto en estudio en el cual se aprecia el ruido inherente donde:

S_o = objeto de interés.

S_{op} = señal objeto de interés.

S_{BS} = señal de dispersión en el fondo.

S_{BP} = señal del fondo.

La señal y el ruido deben ser promediados sobre un área del mismo tamaño.

3.4.3 Función de Transferencia Modulada (MTF)

Transformar una señal para lograr así transmitirla de manera física es lo que se define como modulación (Universidad de la República de Uruguay, 2013).

Con la ayuda de la Función de Transferencia Modulada se logra cuantificar la degradación del contraste de un sistema en función de la frecuencia espacial (Dance et al., 2014), por lo que las frecuencias espaciales altas corresponden a detalles finos y bordes afilados, mientras que las frecuencias espaciales bajas corresponden a detalles gruesos. Si la respuesta a altas frecuencias es mejor, indica que más pequeñas son las estructuras que se pueden resolver.

La amplitud de la intensidad (pico-pico) dividida por la suma de sus valores máximo y mínimo es lo que se conoce como profundidad de modulación (Boreman, 2001):

$$M = \frac{A_{max} - A_{min}}{A_{max} + A_{min}}, \quad (3.5)$$

Todo sistema óptico tiene una resolución espacial limitada, la Figura 3.10 muestra lo que provoca dicho sistema: una disminución en la profundidad de modulación M .

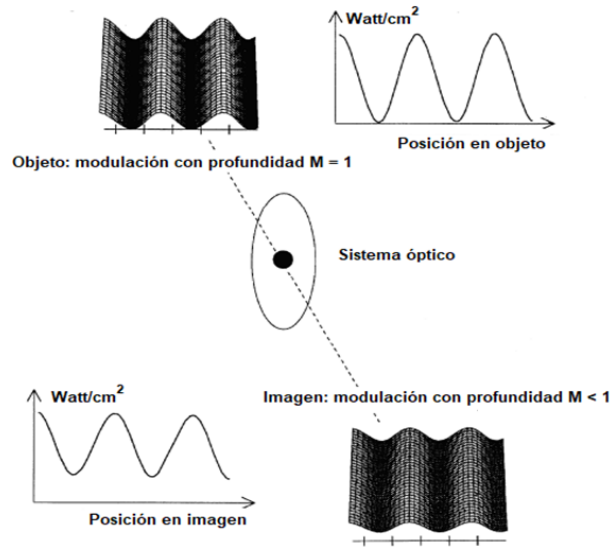


Figura 3.10: Decrecimiento de la profundidad de modulación al pasar por el sistema óptico. Tomado de Boreman (2001).

Como en todo sistema óptico, existe un tamaño finito de respuesta y es lo que causa el descenso en la amplitud.

Seguidamente se calcula la transferencia de modulación (MT) que relaciona la imagen modulada con el objeto (Boreman, 2001):

$$MT = \frac{M_{imagen}}{M_{objeto}}, \quad (3.6)$$

Finalmente, suponiendo una modulación de objeto constante, el MTF se define como la modulación de la imagen en función de la frecuencia espacial ξ suponiendo una modulación de objeto constante:

$$MTF = \frac{M_{imagen}(\xi)}{M_{objeto}}, \quad (3.7)$$

En la Figura 3.11 se aprecia la disminución de la profundidad de modulación al aumentar la frecuencia.

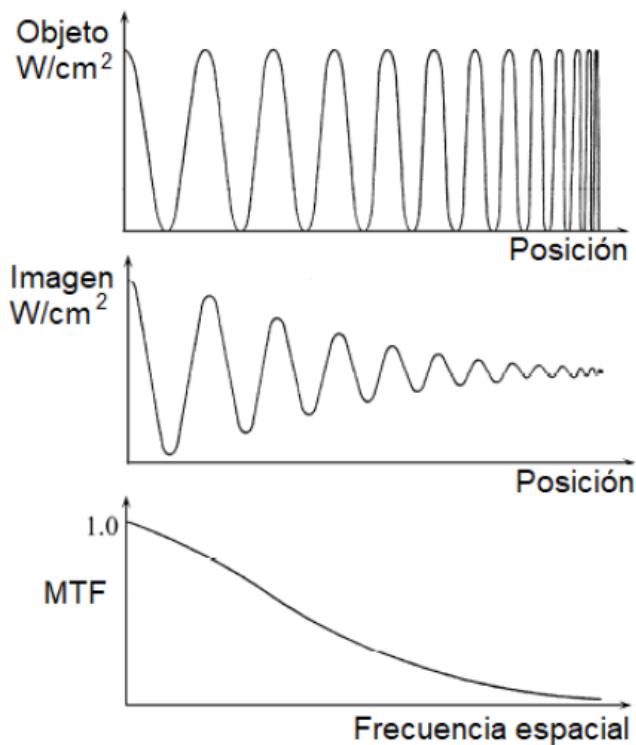


Figura 3.11: Obtención del MTF a partir de las modulaciones de objeto e imagen. Tomado de Boreman (2001).

En la práctica el MTF se puede entender como la relación entre la reproducibilidad del contraste en función de la frecuencia espacial tal y como se observa en la Figura 3.12, en donde el contraste entre pares de línea se va difuminando, por lo que es más difícil resolver cada par de líneas.



Figura 3.12: Pares de línea y disminución del contraste entre ellas conforme se aumenta la frecuencia. Tomado de Krtalić et al. (2019).

3.4.4 Índice de sensibilidad (d')

Para cualquier modelo de detección es estrictamente necesario conocer la relación que existe entre la tasa de aciertos (detectar correctamente la señal) y una tasa de falsos

positivos (llamadas también señales impostoras), para el análisis de las imágenes, un falso positivo es detectar el ruido de fondo y ser tomado como parte de la imagen.

El índice de sensibilidad o d' (pronunciado como d-prima) en la Figura 3.13, proporciona la separación entre los medios de las distribuciones de una señal verdadera y una señal falsa, en unidades de la desviación estándar de la distribución de falsa señal (Anzar, 2012). Un valor de d' igual 0 indica que no se podrá diferenciar la señal del ruido de fondo, sin embargo a mayores valores se incrementa la posibilidad para distinguir las señales del ruido.

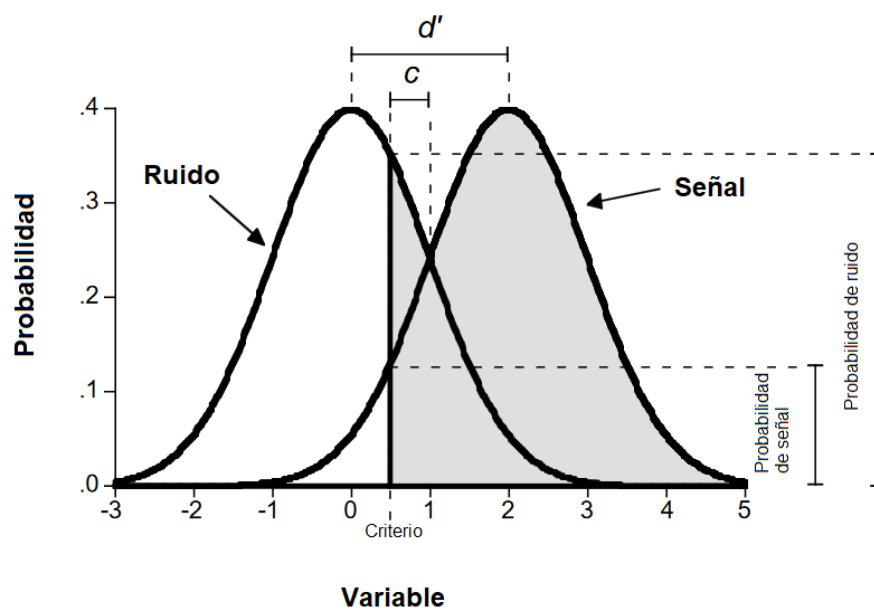


Figura 3.13: Distribuciones normales iguales para el ruido y la señal, la línea vertical es el criterio de decisión. Tomado de Stanislaw and Todorov (1999).

En la Figura 3.13 se muestran dos distribuciones iguales que corresponden a la señal y al ruido y se requiere diferenciar la señal del ruido. c es un criterio que tiene el objetivo de detectar la señal, cuando está presente, y no informar la señal cuando está ausente. Además, separa el espacio de probabilidad en dos partes estableciendo que si se recoge un valor superior a c , se considera la señal como presente y si se obtiene un valor que es inferior a c se considera la señal como ausente (Elrod, 2005).

La colocación del criterio c la Figura 3.13 puede elegirse según el tipo de análisis, por ejemplo, si se requiere mayor certeza de que efectivamente es una señal (verdadero positivo), c se mueve en la dirección de señal teniendo menor probabilidad de detectar

ruido como si fuese señal sin embargo disminuye la capacidad de detectar esta puesto que se puede ser detectada como ruido. Por el contrario, si se requiere aumentar la probabilidad de detectar la señal, c se mueve en la dirección de ruido pero aumenta la probabilidad de detectar el ruido como si formara parte de la señal (falso positivo).

El índice de sensibilidad puede ser calculado de la siguiente manera (Anzar and Sathidevi, 2012):

$$d' = \frac{\mu_m - \mu_n}{\sqrt{\sigma_m^2 - \sigma_n^2}} \quad (3.8)$$

donde μ_m es la media de aciertos, σ_m^2 la varianza de aciertos, μ_n la media de falsos positivos y σ_n^2 la varianza de falsos positivos

La Figura 3.14 muestra dos pares de distribuciones: arriba existe una menor distancia entre las medias de dos distribuciones, es decir, un menor d' , por lo que existe una menor probabilidad de diferenciar una de la otra. Abajo se muestra una mayor probabilidad de diferenciar una distribución de la otra debido a un mayor d' .

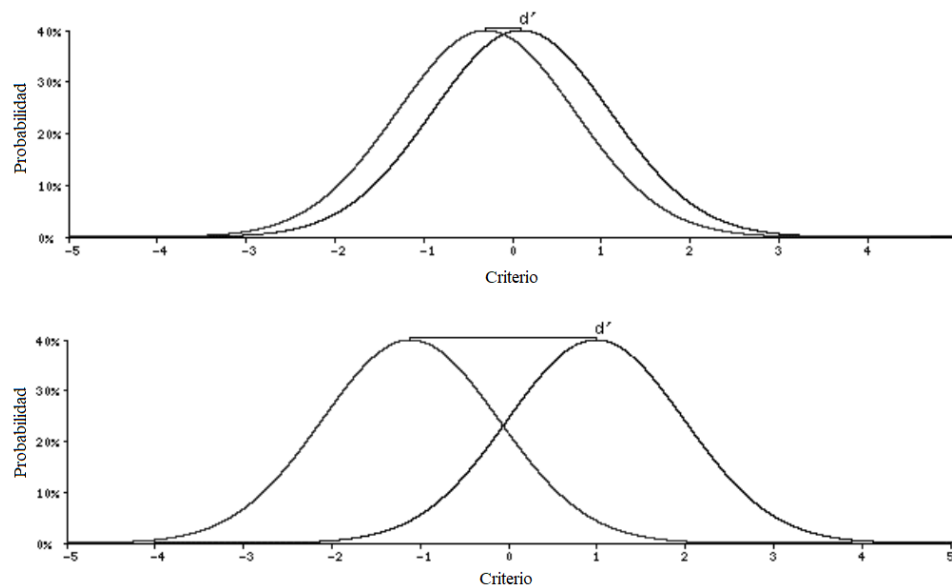


Figura 3.14: Separaciones entre medias de dos pares de distribuciones. Arriba se muestra una menor distancia entre las dos medias de la distribución, abajo se muestra una mayor distancia entre las medias de la distribución. Tomado de Manzanero et al. (2011).

Alternativamente se puede calcular d' basándose en el modelo de observador llamado "non-pre whitened model observer with an eye filter (NPWE)", este es un modelo matemático cuyo objetivo es obtener un resultado similar a un observador humano

en presencia de ruido dentro de un filtro de paso bajo (low-pass filter) (Monnin et al., 2011). En este modelo el índice de detectabilidad se puede expresar como (Monnin et al., 2011):

$$d' = \frac{\sqrt{2\pi}C \int_0^\infty E^2(\xi)MTF^2(\xi)VTF^2(\xi)\xi d\xi}{\sqrt{\int_0^\infty E^2(\xi)MTF^2(\xi)VTF^4(\xi)NNPS(\xi)\xi d\xi}}, \quad (3.9)$$

en donde C es el contraste, E es el espectro de la señal que describe la magnitud y las características de fase de una señal en función de la frecuencia (Semmlow, 2018), MTF es la Función de Transferencia Modulada, $NNPS$ el espectro de potencia de ruido normalizado (Normalized Noise Power Spectrum) y se encarga de describir las propiedades de ruido de un sistema de imágenes (es muy útil para investigar las fuentes de ruido del detector) (Dance et al., 2014), ξ es la frecuencia espacial, VTF es la Función de Transferencia Visual que similarmente al MTF , representa el reconocimiento visual a la frecuencia espacial visual pero correspondiente a la visión humana. Como se puede apreciar en la Figura 3.15, el VTF decrece conforme aumenta la frecuencia espacial.

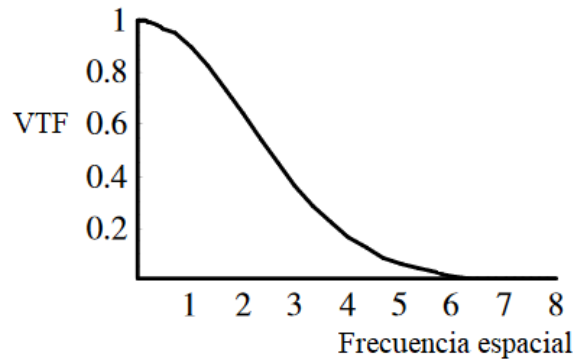


Figura 3.15: Función de Transferencia Visual (VTF) en función de la frecuencia espacial. Tomado de Shaw (2002).

Para analizar el d' se puede hablar de objetos de distinto diámetro, por ejemplo, en esta investigación, para mamografía se utilizan objetos de diámetro de 0,1 mm y 0,25 mm en tanto para RX se utilizan diámetros de 0,3 mm y 4 mm.

3.5 Programación Web

La Web ha sido de gran relevancia en las últimas décadas pues facilita la comunicación con la gran parte del planeta con contenidos como experiencias, conocimientos,

servicios, archivos, multimedia, entre muchos otros, por lo que se convierte en una herramienta potencial para el uso en el control de calidad en una cantidad amplia de áreas.

3.5.1 World Wide Web (WWW)

La World Wide Web, WWW, W3 o simplemente Web, es la interconexión existente entre páginas web públicas mediante una conexión a Internet. Comúnmente se comente el error de considerar la web e internet como un mismo significado, sin embargo la Web es una colección de páginas construidas sobre la Internet siendo esta última una gran red de dispositivos conectados entre sí alrededor del globo (mozilla.org, 2005b) resaltando además que Internet ya existía antes de la creación de la World Wide Web (Leiner et al., 1999).

La Web tiene tres componente esenciales para su acceso (Raffin, 2020):

- Traducción. Se introduce la dirección URL que, grosso modo, permite la comunicación con el servidor web iniciando la transmisión de datos entre este y el usuario.
- Petición HTML: El programa encargado de navegar en Internet solicita y obtiene la conformación de la página web.
- Renderización. Mediante código HTML se construye la página web para que pueda ser vista por el usuario.

3.5.2 Lenguaje de Marcado de Hipertexto (HTML)

El Lenguaje de Marcado de Hipertexto, mayormente conocido como HTML (Hyper-Text Markup Language) forma la parte más elemental del contenido Web y es utilizado para definir el significado y la estructura del contenido Web (Lapuente, 2020). El término hipertexto se utiliza para referirse a los enlaces dentro de una página web que conectan dentro de un sitio Web o varios sitios Web y marcado se refiere al etiquetado de texto, imágenes, video, entre otros (Lapuente, 2020).

Junto con la WWW, el HTML fue creado por el físico del CERN, Tim Berners-Lee cuya visión era desarrollar un medio de transmisión de información entre científicos que laboraban como investigadores en el área de Física de alta energía (Bustos, 2020).

Berners desarrolló el primer servidor web, navegador de internet y página web en 1990 (Berners-Lee and Cailliau, 1990).

Es meritorio resaltar que HTML no es un lenguaje de programación, podría definirse como un lenguaje de presentación o de marcado debido a que un documento HTML contiene toda la información sobre la apariencia y la interacción con el usuario con la ventaja que es independiente del tipo de computadora en donde se esté ejecutando (mozilla.org, 2005a). Por ende un documento HTML únicamente requiere un procesador de textos y un navegador que permita el acceso al WWW de Internet.

3.5.3 Clasificación de programación en Internet

Programación del lado del cliente

En este tipo de programación los programas elaborados yacen con la página web en un servidor pero el cliente los obtiene y es este el que ejecuta el código.

Programación del lado del servidor

A diferencia de la programación del lado del cliente los programas son ejecutados en el servidor por lo que al cliente se le transfiere el resultado de la ejecución del programa. La Figura 3.16 resume lo anterior: cuando el código se ejecuta directamente en

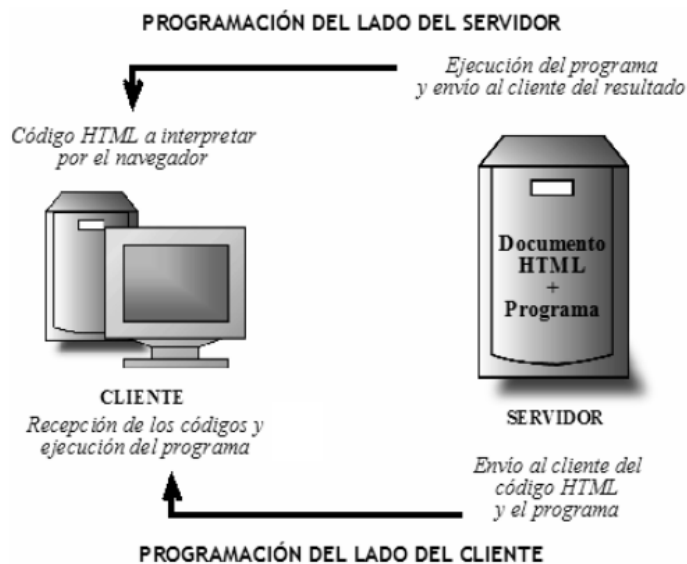


Figura 3.16: Diferencia entre la programación del lado del cliente y la programación del lado del servidor. Tomado de Camacho Castillo (2015).

el navegador de internet se define como lado del cliente y cuando es ejecutado en el

servidor y luego devuelto al explorador como respuesta a las peticiones se define como lado del servidor.

3.5.4 Servidor HTTP Apache

El Servidor HTTP Apache (comúnmente conocido como Apache) fue creado de manera colaborativa inicialmente por ocho personas a finales de febrero de 1995 (Apache, 2020). Es un poderoso software gratuito y de código abierto, que es ejecutado en un servidor cuya función es el establecimiento de la conexión entre dicho servidor y el navegador que utilice el cliente. El proceso de funcionamiento básico es devolver una respuesta a una solicitud hecha por el navegador, como puede ser la petición de archivos por ejemplo. Dicho de otro modo, es el software que se encarga de servir contenido en la Web.

3.5.5 PHP Hypertext Pre-processor (PHP)

Creado en 1994 por Rasmus Lerdorf bajo el nombre de Personal Home Page Tools (php.net, 2011), PHP es un acrónimo recursivo de PHP Hypertext Pre-processor el cual es un lenguaje de programación de propósito general ampliamente utilizado para el desarrollo de páginas web y que puede ser incrustado en HTML, además es gratuito y se ejecuta del lado del servidor por lo que posee la ventaja de que el cliente recibe el resultado de la petición y no podrá conocer el código ejecutado.

3.5.6 Hojas de estilo en cascada (CSS)

Las Hojas de Estilo en Cascada usualmente llamado como CSS (Cascading Style Sheets) no es un lenguaje de programación como PHP o un lenguaje de marcado como HTML sino que se utiliza para aplicar estilos (colores, formas, posición, márgenes, entre otros) a diversos elementos en HTML por lo que se podría decir que es un lenguaje de estilos. CSS fue creado por Consorcio de la World Wide Web (World Wide Web Consortium) en 1996 (Bustos, 2019). El fin último de CSS es estilizar una página web.

3.5.7 Gestor de bases de datos MySQL

Una base de datos es un conjunto de datos e información almacenada electrónicamente de manera estructurada típicamente en filas y columnas en una o varias tablas cuyo acceso, administración, actualización y creación se da mediante un gestor de base

de datos (Oracle, 2020). Por lo general el Lenguaje de Consulta Estructurado (SQL) es utilizado con ese propósito.

MySQL es un sencillo y conocido gestor de bases de datos (DB) cuya notoriedad yace en su rendimiento, facilidad de uso y su libre distribución bajo la Licencia Pública General o GPL (General Public License) (Santillán et al., 2014)

4 Metodología

Seguidamente se enumeran los procesos para cumplir con los objetivos.

4.1 Maniquí y software OIEA-ATIA para la obtención de las métricas de calidad de imagen

Para el diseño del maniquí utilizado en la obtención de las imágenes y su posterior extracción de métricas (Mora et al., 2021), la propuesta fue simple y relativamente económica. Para RX se utilizó una placa de cobre homogénea como atenuador cuyo espesor fue de 0,2 cm. En una pieza cuadrada de polimetilmetacrilato (PMMA) (placa objetivo) de 28 cm de lado y 0,5 cm de espesor se colocaron dos piezas: un cuadrado de cobre de 5 cm de lado y 0,2 cm de espesor, utilizado para MTF y d' inclinado de 2 a 5 ° y un cuadrado de aluminio de 1 cm de lado y 0,4 cm de espesor, utilizado para el SDNR y el d' . La Figura 4.1 muestra el posicionamiento de las partes mencionadas.

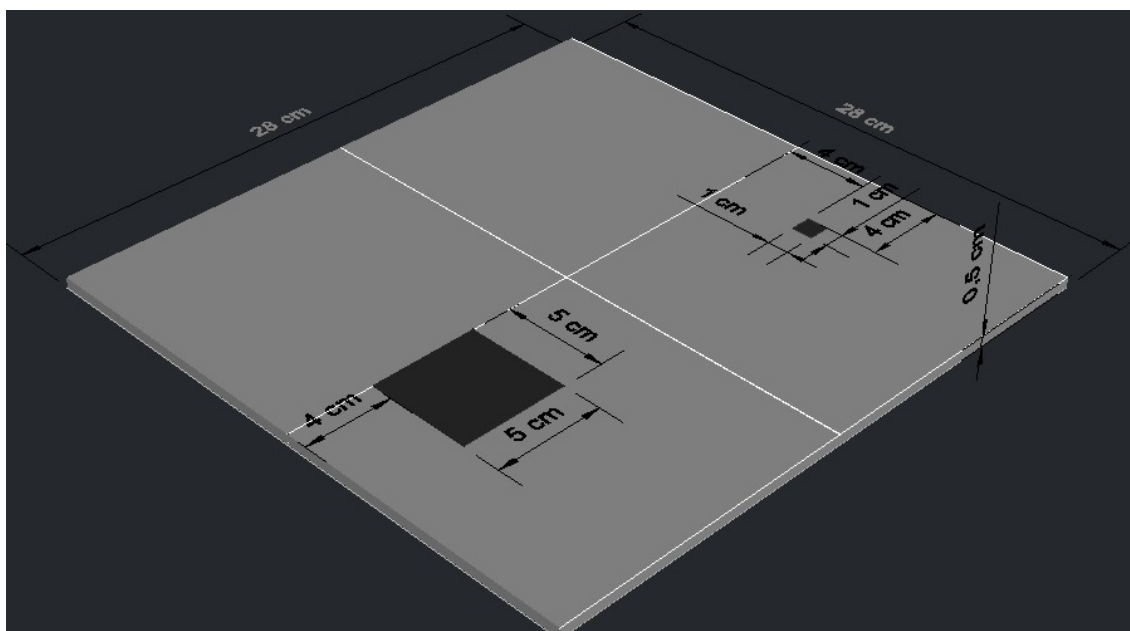


Figura 4.1: Posicionamiento de la lámina de PMMA de 0,5 cm de espesor y los cuadrados de cobre y aluminio en el maniquí para RX (no se muestra el atenuador de cobre). Elaboración propia (2022).

Con respecto al maniquí de mamografía, su diseño es similar pero en este caso se

utilizó un atenuador de PMMA en sustitución del cobre de lados 24 y 30 cm con espesor 4 cm. La placa objetivo igualmente consta de 24 y 30 cm de lados pero con un espesor de 0,5 cm. Los cuadrados de cobre y aluminio tenían respectivamente un grosor de 0,1 y 0,02 cm. El diseño es mostrado en la Figura 4.2

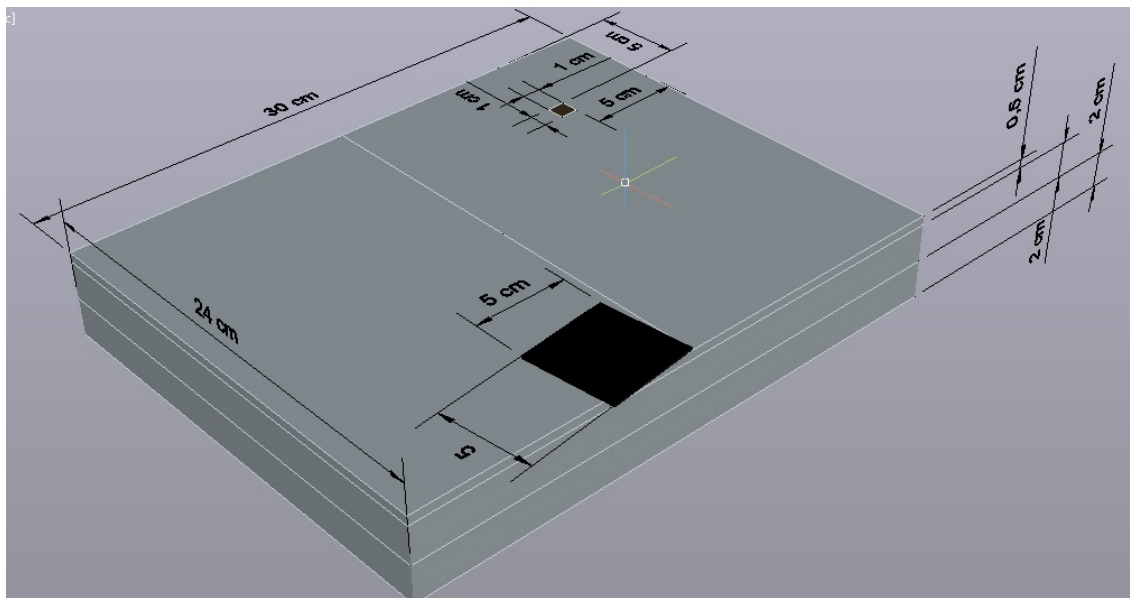


Figura 4.2: Posicionamiento de las lámina de PMMA de 4 cm y 0,5 cm de espesor y de los cuadrados de cobre y aluminio en el maniquí para mamografía. Elaboración propia (2022).

Para la obtención de las imágenes crudas (sin procesar) se tomaron en cuenta una serie de consideraciones (Mora et al., 2021):

- Los maniquí deben exponerse a parámetros clínicamente relevantes que abarquen tantos componentes de imagen como sea posible (tubo, colimador, rejilla, detector, control automático de exposición [AEC]).
- Para el maniquí radiográfico, se utilizarán los ajustes técnicos para un protocolo estándar de abdomen de tamaño mediano, como una distancia de fuente a imagen (SID) de 100 cm, pico de 80 kilovoltios (kVp) y AEC 10 mAs.
- Para el maniquí de mamografía, se puede utilizar una configuración de parámetros totalmente automática o 28 kVp con AEC semiautomático. Si no se registran en el encabezado DICOM, los parámetros de exposición resultantes se deben registrar para el seguimiento de la estabilidad. Para la radiografía, el campo de rayos X se debe colimar con la placa de prueba para minimizar la dispersión.

Después de haber establecido lo anterior, se procedió a la toma de las imágenes sin procesar para RX y mamografía, en donde la cantidad total de imágenes que fueron analizadas es de 238: 112 de radiología convencional tomadas desde el 6 de junio de 2017 hasta el 15 julio de 2017 y 126 de mamografía desde el 5 de junio de 2017 hasta el 24 de diciembre de 2019. La Herramienta Automatizada para Análisis de Imágenes o ATIA (Automated Tool for Image Analysis) utilizada consistió en un poderoso pero a la vez sencillo software capaz de crear automáticamente ROI's y analizar la imagen para obtener así las métricas SNR, SDNR, MTF y d' . La interfaz del software es mostrada en la Figura 4.3.

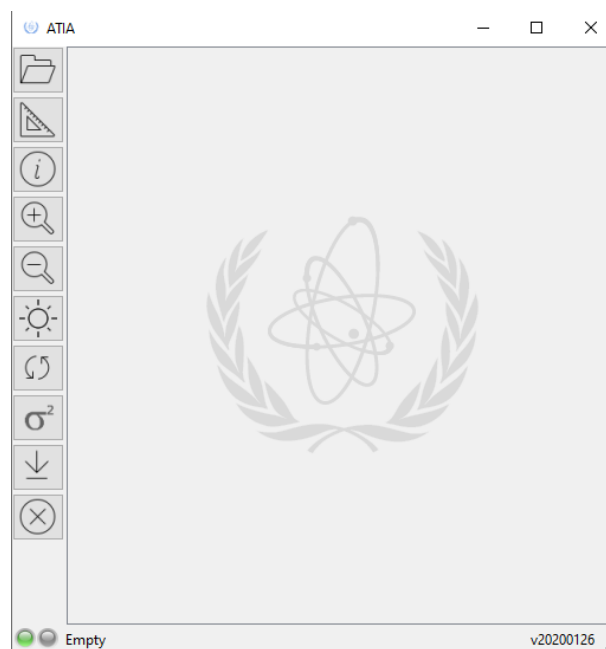


Figura 4.3: Software ATIA utilizado para obtener las métricas. Elaboración propia (2020).

La Figura 4.4 muestra como automáticamente ATIA creó ROI's sobre los dos objetos de prueba y el cálculo del valor de las métricas.

Mediante ATIA se extrajeron las métricas de calidad de imagen. Estas métricas fueron automáticamente guardadas en un archivo de extensión .csv (valores separados por coma) para cada una de las imágenes digitales. Posteriormente alimentaron la base de datos remota creada con MySQL.

Es importante señalar que para el MTF se obtienen 6 valores que corresponden al 50 %, 20 % y 10 % tanto para el borde horizontal como el vertical, en donde MTF 50

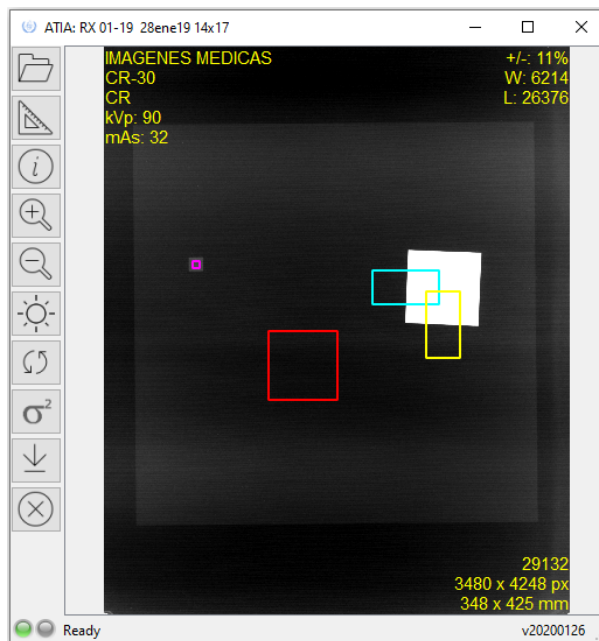


Figura 4.4: Software ATIA utilizado para obtener las métricas. Elaboración propia (2020).

% hace referencia a la frecuencia a la cual el se puede reproducir detalles finos con una atenuación del 50 %, es decir, donde el contraste entre blanco y negro entre pares de línea ha caído al 50 % (Ratchev, 2010), de la misma manera para el respectivo 20 % y 10 %. De forma más sencilla puede decirse que es la frecuencia para la cual la capacidad del sistema para reproducir detalles finos disminuye a la mitad.

Luego de obtener el archivo .csv, se hizo la conversión a una hoja de cálculo convencional en donde se obtuvieron las métricas tal cual se aprecia en la Figura 4.5 (el recuadro rojo enmarca las métricas que fueron utilizadas para alimentar la base de datos).

Asimismo, los mapas de varianza de las imágenes fueron obtenidos mediante ATIA para posteriormente analizar la aparición de artefactos en las imágenes que podrían a lo largo del tiempo.

Los mapas de varianza para para RX tienen una forma semejante en la Figura 4.6, a la izquierda un mapa de varianza para RX y a la derecha para mamografía.

ATIA.csv - Excel

ARCHIVO INICIO INSERTAR DISEÑO DE PÁGINA FÓRMULAS DATOS REVISAR VISTA DESARROLLADOR

Calibri 11 Fuente Alineación Número Estilos

Portapapeles Pegar Fuente Alineación Número Estilos

L28 XRayTubeCurrent

Signal	Background		SDNR	SNR	MTF 50%	MTF 20%	MTF 10%	d'
Mean	SD	Mean	SD	SDNR	SNR	Horz (/mm)	Vert (/mm)	D=0,3mm
27945,2	59,7279	28979,6	54,8004	18,8754	528,821	0,860637	0,732203	4,23512
						1,81344	1,56637	D=4mm
						2,51367	2,14342	77,3199

Horizontal		Vertical		NNPS			DICOM TAG			
/mm	MTF	/mm	MTF	/mm	Horz	Vert	Rad	Name	Key	Value
0	1	0	1	0	2,488E-04	2,488E-04	2,488E-04	InstitutionName	(0008 0080)	
0,25	0,73846	0,25	0,71929	0,03906	2,130E-04	1,124E-05	5,687E-05	InstitutionalDepartmentName	(0008 1040)	
0,5	0,64289	0,5	0,62351	0,07813	4,428E-05	3,016E-06	8,343E-06	StationName	(0008 1010)	
0,75	0,52841	0,75	0,48805	0,11719	2,833E-05	1,457E-06	4,203E-06	PatientName	(0010 0010)	PRUEBA 2/10/2018
1	0,44457	1	0,38258	0,15625	7,778E-06	1,828E-06	1,037E-06	DeviceSerialNumber	(0018 1000)	PB517500033808
1,25	0,34093	1,25	0,29289	0,19531	7,115E-06	1,227E-06	9,740E-07	PlateID	(0018 1004)	B1U1MT1029
1,5	0,28211	1,5	0,21459	0,23438	3,023E-06	7,601E-07	6,174E-07	TargetExposureIndex	(0018 1412)	
1,75	0,22717	1,75	0,16579	0,27344	2,652E-06	9,495E-07	5,227E-07	DeviationIndex	(0018 1413)	
2	0,16626	2	0,11757	0,31250	3,513E-06	7,120E-07	5,904E-07	StudyDate	(0008 0020)	20181002
2,25	0,13326	2,25	0,08171	0,35156	2,542E-06	4,351E-07	4,240E-07	SeriesDate	(0008 0021)	20181002
2,5	0,10671	2,5	0,06069	0,39063	3,041E-06	3,431E-07	4,085E-07	AcquisitionDate	(0008 0022)	20181002

Figura 4.5: Hoja de cálculo exportada por ATIA. Elaboración propia (2020).

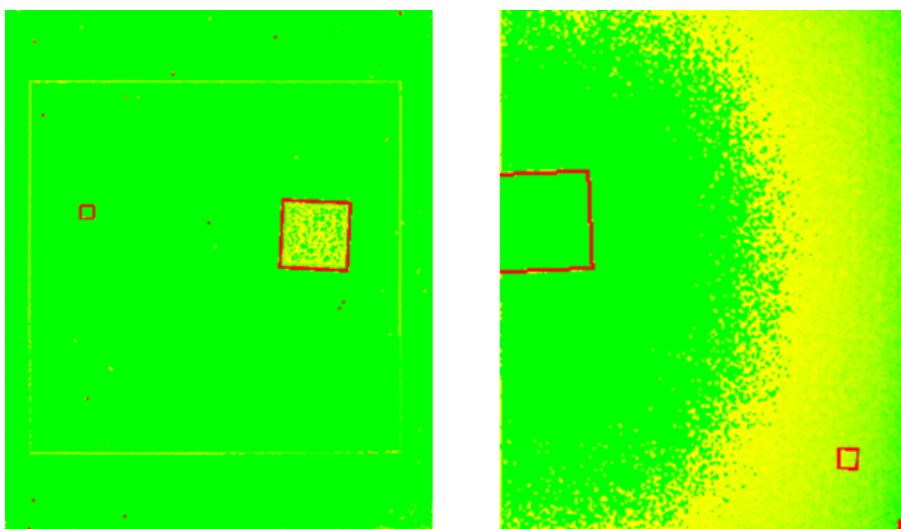


Figura 4.6: Mapa de varianza para RX (izquierda) y mamografía (derecha), obtenidos mediante el software ATIA. Elaboración propia (2020).

Los mapas de varianza proporcionan una visión de la uniformidad de la imagen, el software ATIA permite al usuario elegir los límites para la gama de colores en relación con el fondo, sin embargo, una ventana más amplia puede provocar que algunas anomalías no sean visibles y una muy estrecha puede mostrar anomalías que no son realmente importantes (Mora et al., 2021). Para efecto del estudio de la presente tesis

se mantuvo el valor inicial recomendado. En la Figura 4.7 los límites de la gama de colores elegidas por defecto.

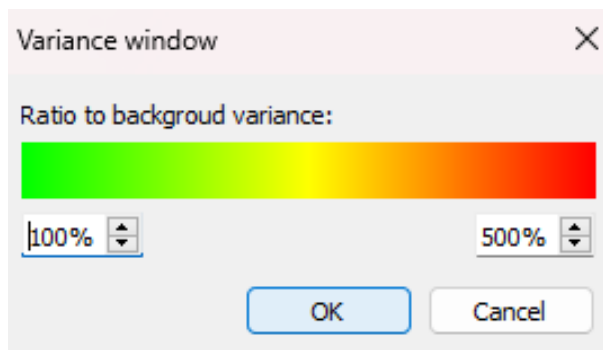


Figura 4.7: Ventana para la gama de colores utilizando ATIA. Elaboración propia (2023).

4.2 Desarrollo del sitio web

4.2.1 Creación de la base de datos

Para la creación de páginas web inicialmente se requiere un entorno de desarrollo, para ello se eligió WampServer (WAMP es un acrónimo de Windows, Apache, MySQL y PHP). WampServer funciona como un servidor virtual local que posibilita el desarrollo de páginas y aplicaciones web con Apache2, PHP y MySQL (Bourdon, 2011). Además de lo mencionado se requirió el uso de PhpMyAdmin (también incluido en el entorno WampServer) cuya función es administrar las bases de datos de MySQL a través de navegadores web (Čihař, 2006).

La DB creada debía de incluir los campos de fecha, SDNR, SNR, MTF al 10 %, 20 % y 50 % tanto horizontal como vertical, d' , así como valores para los límites superiores e inferiores, estos últimos se utilizaron luego para la creación de los gráficos.

La Figura 4.8 muestra las tablas utilizadas para el inicio de sesión (usuario), almacenamiento de métricas de mamografía (mammo) y rayos X (rx).

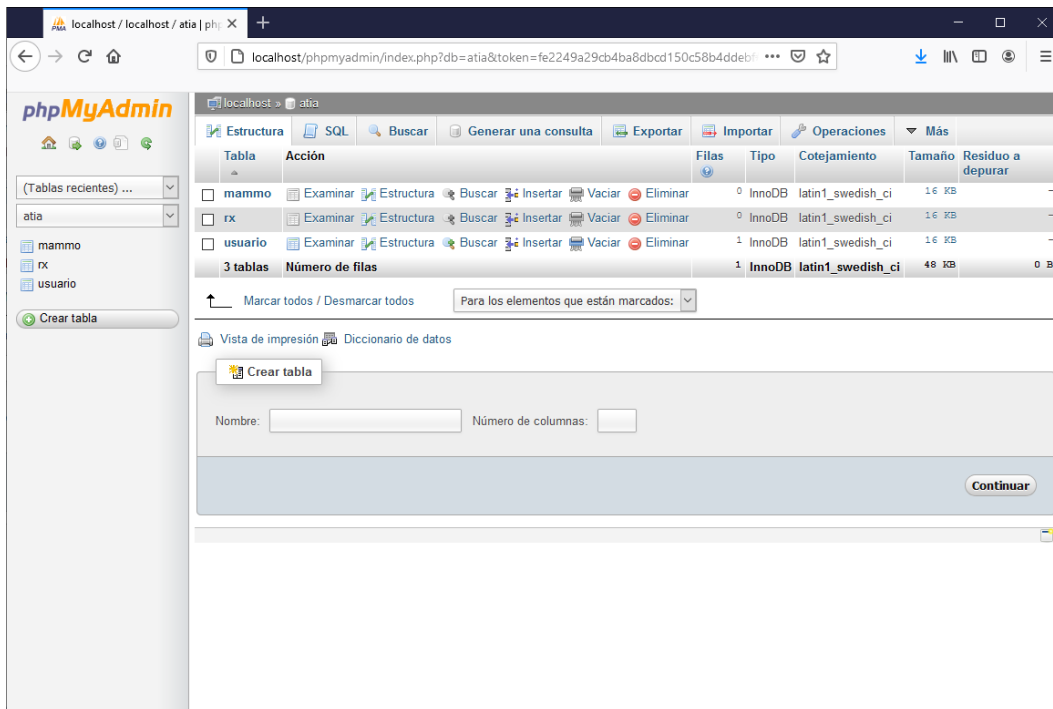


Figura 4.8: Creación de las primeras tablas para la base de datos. Elaboración propia (2020).

En la Figura 4.9 se aprecian los campos de la tabla mammo en donde luego se almacenaron los respectivos valores de las métricas de calidad de imagen exportadas por ATIA.

4.2.2 Diseño del sitio web

La gran mayoría del código HTML, CSS y PHP fue escrito utilizando Dreamweaver y Brackets (un editor de texto de código abierto que además comprende el diseño Web) (Brackets, 2014).

Primeramente fue necesario crear la página inicial en donde colocar un usuario y contraseña y así resguardar los datos.

Habiendo creado el inicio de sesión fue necesario programar con el lenguaje PHP y con la ayuda de CSS, la página y el estilo respectivamente para permitir seleccionar el tipo de estudio (mamografía o RX) al cual le fueron extraídas las métricas con ATIA y ser guardadas en la base de datos.

Seguidamente fue necesario crear el código en PHP para que se pueda subir hojas de cálculo y ser reconocidas como tal para poder extraer el valor de las métricas de

#	Nombre	Tipo	Cotejamiento	Atributos	Nulo	Predeterminado	Extra	Acción
<input type="checkbox"/>	1 Contador	int(11)			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	2 Fecha	date			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	3 SDNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	4 2sigma_mas_SDNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	5 2sigma_menos_SDNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	6 SNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	7 2sigma_mas_SNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	8 2sigma_menos_SNR	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	9 MTF50H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	10 2sigma_mas_MTF50H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	11 2sigma_menos_MTF50H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	12 MTF20H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	13 2sigma_mas_MTF20H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	14 2sigma_menos_MTF20H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	15 MTF10H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	16 2sigma_mas_MTF10H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	17 2sigma_menos_MTF10H	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	18 MTF50V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	19 2sigma_mas_MTF50V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	20 2sigma_menos_MTF50V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	21 MTF20V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	22 2sigma_mas_MTF20V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	23 2sigma_menos_MTF20V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	24 MTF10V	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	25 2sigma_mas_MTF10V	int(11)			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	26 2sigma_menos_MTF10V	int(11)			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	27 d01mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	28 2sigma_mas_d01mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	29 2sigma_menos_d01mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	30 d025mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	31 2sigma_mas_d025mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más
<input type="checkbox"/>	32 2sigma_menos_d025mm	double			No	Ninguna		Cambiar Eliminar Más

Figura 4.9: Creación de las primeras tablas para la base de datos. Elaboración propia (2020).

calidad de imagen de celdas específicas como fue mostrado en la Figura 4.5, luego de esto se debe acceder a la DB y almacenar estos valores.

4.2.3 Creación de gráficos de control

Para crear los gráficos de control se requirió de la librería Highcharts, escrito en JavaScript cuya función es crear gráficos interactivos con la ventaja de que se basa en las capacidades de los navegadores web por lo que no necesita plugins como Flash o Java Highcharts (2020).

Cada una de las métricas posee su gráfico de control característico en los cuales es necesario colocar un límite superior e inferior para reconocer ya sea un dato atípico, una mala toma de datos, un error en la imagen o problemas del equipo que requieran atención inmediata.

De acuerdo con el equipo de trabajo de ATIA, bajo convención se obtienen los límites de control utilizando un número limitado de datos (por lo general eligen 5 o 10) para así mantener un punto de referencia seleccionado mediante un comisionamiento (también llamado puesta en marcha) del equipo o a partir del cuál el personal encargado del equipo indique que se encuentra en un punto óptimo y estable. Para la presente tesis, los gráficos de control son delimitados por un medio ancho de 2σ .

4.3 Colección de datos

Luego de crear la página que mostrará los gráficos de control se coleccionó en orden cronológico todas las observaciones y para así comprobar la factibilidad del sitio web para evaluar el desempeño del equipo.

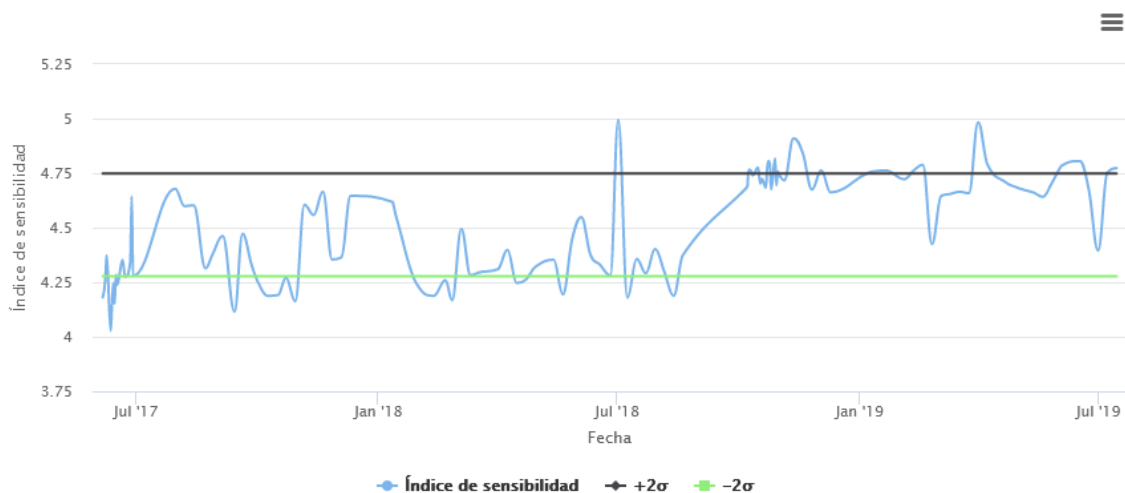


Figura 4.10: Gráfico de control para el análisis del índice de sensibilidad d' . Elaboración propia (2020).

La Figura 4.10 muestra uno de los gráficos de control (d' para RX) que crea la página web con la ayuda de la librería Highcharts, cuyo fin es el análisis gráfico de los datos obtenidos a lo largo del tiempo, por lo que es una herramienta muy poderosa para el análisis de fluctuaciones y los respectivos datos atípicos. La línea horizontal superior representa 2σ por encima del promedio y la inferior 2σ por abajo del promedio, esto es, $\mu \pm 2\sigma$. Con cada nuevo valor que se introduzca en la base de datos la desviación estándar es calculada nuevamente por lo que es un valor dinámico con el tiempo.

Para validar el funcionamiento correcto y factibilidad del sitio web, cada uno de los

gráficos de control fueron también fueron creados mediante hojas de cálculo y comparados uno a uno con los del sitio web.

Dicho lo anterior se logró observar cualitativa y cuantitativamente qué métricas son susceptibles a eventos como cambio de detector, calibración e incorrecto uso del personal a cargo que serán mostradas en los resultados.

Además de la colección de las métricas de calidad de imagen también se obtuvo los mapas de varianza para el detector (Figura 4.6) para cada imagen tanto para RX como para mamografía, estos fueron colocados en orden cronológico en videos para poder observar de manera general regiones que posean cambios a lo largo del tiempo que indiquen un posible agotamiento del detector o zonas con píxeles defectuosos, cada mapa en los videos tiene una duración de 400 ms, es decir, 2,5 imágenes por segundo. Posteriormente se ubicaron las regiones en las que se observaron cambios a lo largo del tiempo (píxeles amarillos o rojos), dichas regiones (sombreadas) son mostradas en la Figura 4.11 para RX en la que se puede apreciar dos mapas debido a la forma en que adquirirían las imágenes antes (izquierda) y después (derecha) del cambio del tubo de RX, cuya resolución es de 347×423 píxeles² con una profundidad de 24 bits. La regiones 1 y 2 solo son posibles de analizar después del cambio del tubo de RX puesto que antes la región aparece completamente en rojo, caso contrario a las regiones 3 y 4 que sí permiten una comparación entre sí antes y después. Es importante resaltar que no se tomó en cuenta la región donde se ubican los objetos de prueba (cuadrados rojos), puesto que el grosor y color de relleno es muy variable de imagen a imagen y no permite la automatización para el conteo de píxeles defectuosos.

Para el caso de los mapas de variación para mamografía, estos tienen una resolución de 232×291 píxeles² con una profundidad de 24 bits, en ellos el color rojo significa que existe una diferencia significativa entre píxeles cercanos por lo que, de manera contraria, el verde indica que existe uniformidad entre los puntos cercanos, por ende colores de la gama del amarillo indican la transición entre un color y otro. Se utiliza una sola región de interés como lo muestra la Figura 4.12. De manera similar a la Figura 4.11 no se puede analizar la totalidad de la imagen puesto que en muchos de los mapas para mamografía aparecen zonas completamente rojas (por debajo de la región 1) sin embargo se puede analizar gran parte de la imagen debido a que los objetos de estudio (cuadrados rojos) no cambian significativamente en el grosor de su contorno ni en

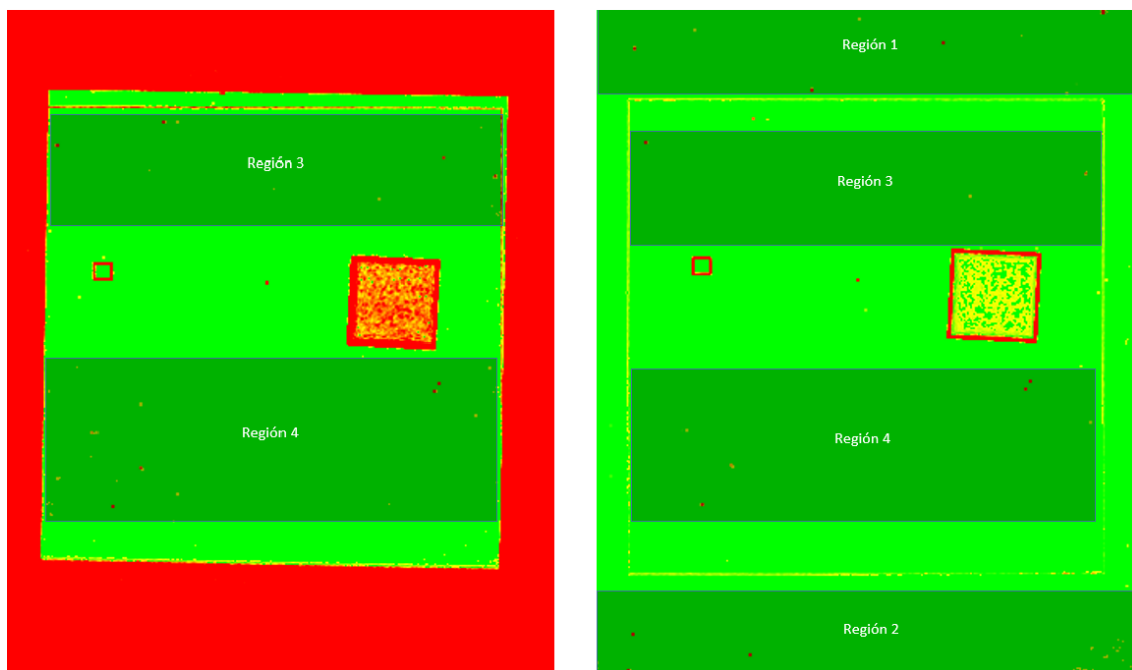


Figura 4.11: Regiones de análisis en mapas de variación para RX antes del cambio del tubo de RX (izquierda) y después (derecha). Elaboración propia.

relleno.

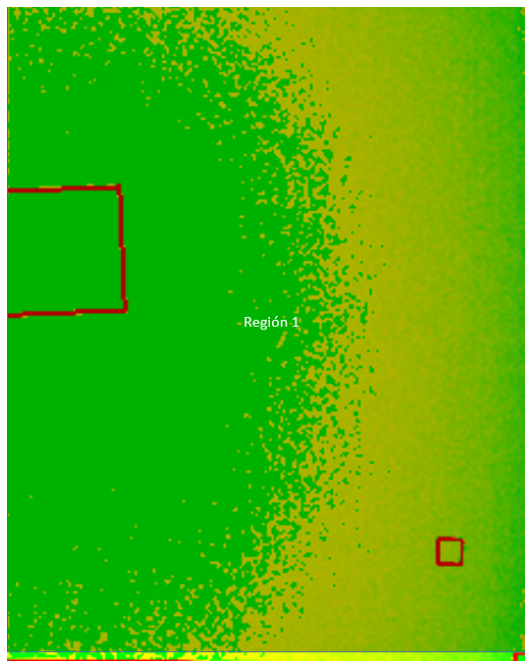


Figura 4.12: Región de análisis en mapas de variación para mamografía. Elaboración propia (2021).

Habiendo elegido las regiones se obtienen las coordenadas en píxeles para RX y

RX				
	$x_{inicial}$	x_{final}	$y_{inicial}$	y_{final}
Región 1	0	345	0	55
Región 2	0	345	370	420
Región 3	40	320	70	130
Región 4	40	320	235	315
Mamografía				
	$x_{inicial}$	x_{final}	$y_{inicial}$	y_{final}
Región 1	0	231	0	280

Cuadro 4.1: Coordenadas en píxeles para cada región en los mapas de variación para RX y mamografía

mamografía según la tabla 4.1.

Una vez elegidas las coordenadas a estudiar se desarrolló un macro en ImageJ que pudiese detectar cambios en los colores de las imágenes de 24 bits predominantemente verdes de tal manera que al encontrar un píxel amarillo o rojo (posible deficiencia en el detector) en las regiones indicadas, este fuese añadido a un contador de píxeles respectivo para ambos colores que luego fueron graficados en función del tiempo y así observar la evolución temporal y detectar si existió una tendencia a la alza de píxeles rojos (posiblemente defectuosos), amarillos o verdes o incluso si no hay ninguna tendencia clara.

5 Resultados

5.1 Obtención de los mapas de varianza mediante el software ATIA

Los mapas de varianza generados por ATIA fueron analizados uno a uno para descubrir posibles píxeles defectuosos o deficiencias en la detectabilidad, para ello se graficó de manera cronológica la cantidad de píxeles rojos, amarillos y verdes (baja, media y alta uniformidad entre puntos cercanos) y así identificar si existe o no una tendencia conforme se avanza en el tiempo. Para mamografía se logró extraer satisfactoriamente 59 mapas de varianza antes del cambio de detector y 106 después del cambio de detector, para RX 98 imágenes después del cambio de tubo de RX.

La imagen 5.1 muestra el conteo de píxeles verdes extraídos de cada uno de los mapas de varianza para mamografía antes del cambio de detector. En el eje vertical se muestra el conteo de píxeles verdes y en el horizontal se coloca el número de imagen, de manera que el número 1 corresponde al mapa de varianza respectivo al primer día, 2 el respectivo al segundo día, sucesivamente hasta la última imagen. Del mismo modo se muestra el conteo de píxeles amarillos y rojos en las figuras 5.2 y 5.3 (en ninguno de los casos, no se eliminaron datos atípicos, en el siguiente capítulo serán evaluados y eliminados).

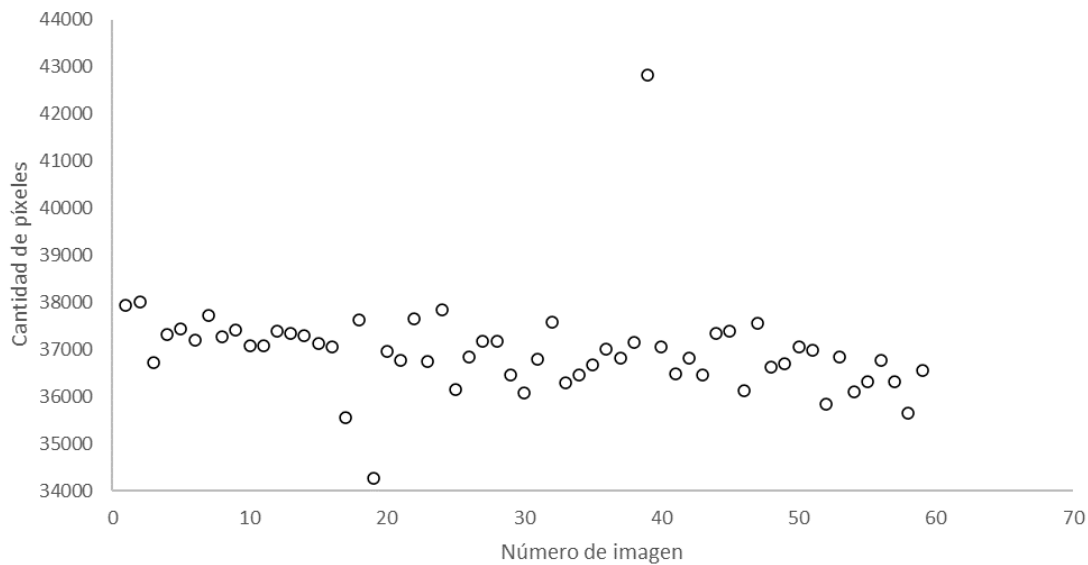


Figura 5.1: Conteo de píxeles verdes antes del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

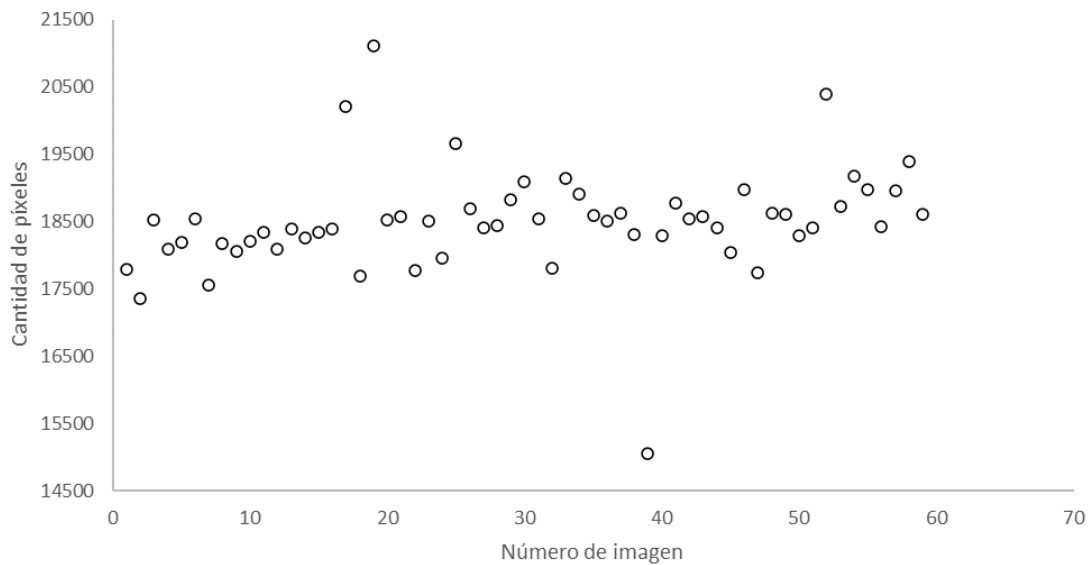


Figura 5.2: Conteo de píxeles amarillos antes del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

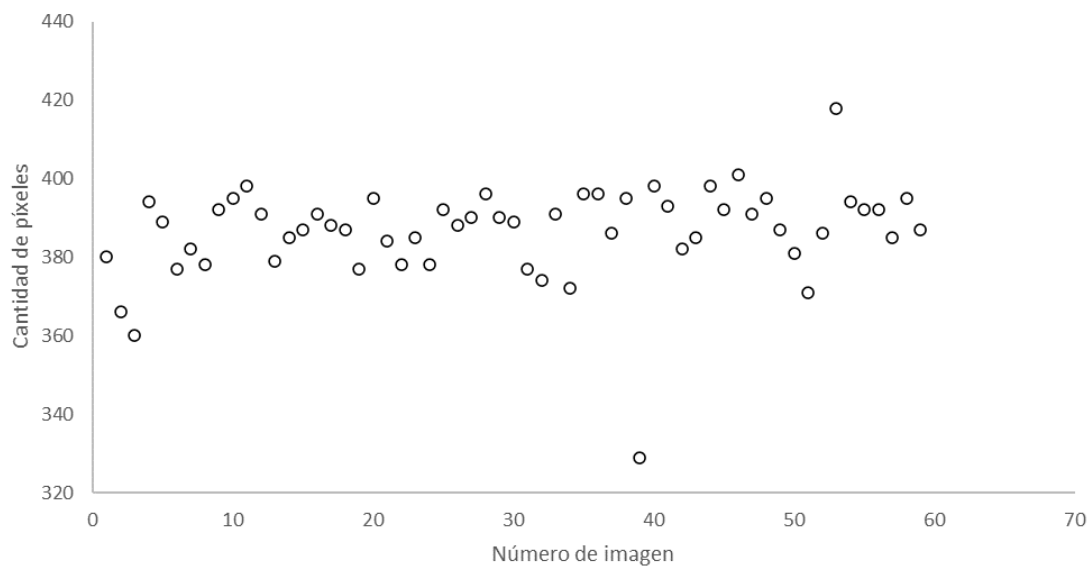


Figura 5.3: Conteo de píxeles rojos antes del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

Para el estudio de la cantidad de píxeles después del cambio de detector en mamografía se obtuvo las gráficas mostradas en las figuras 5.4, 5.5 y 5.6.

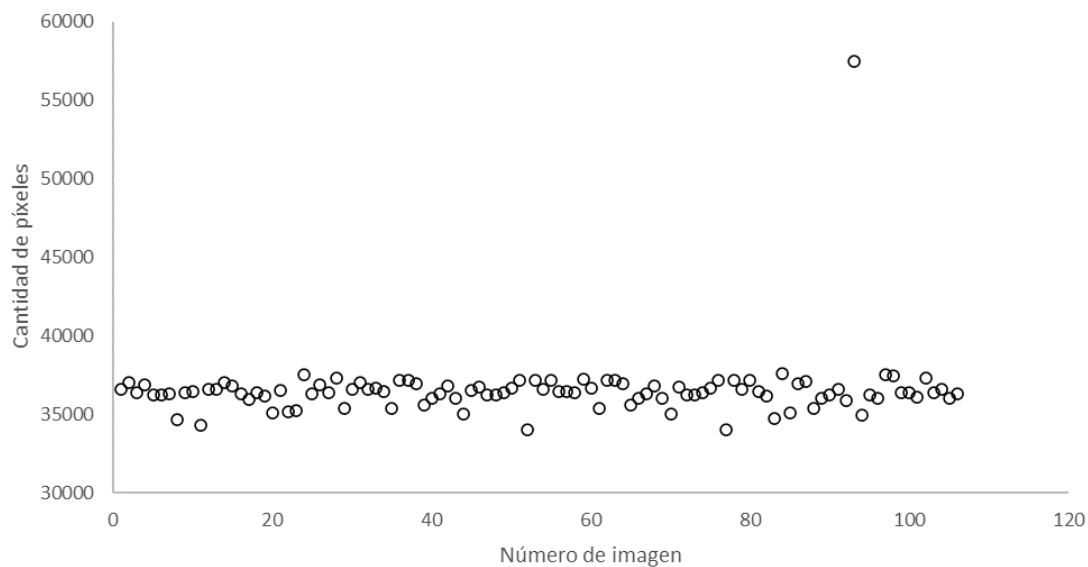


Figura 5.4: Conteo de píxeles verdes después del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

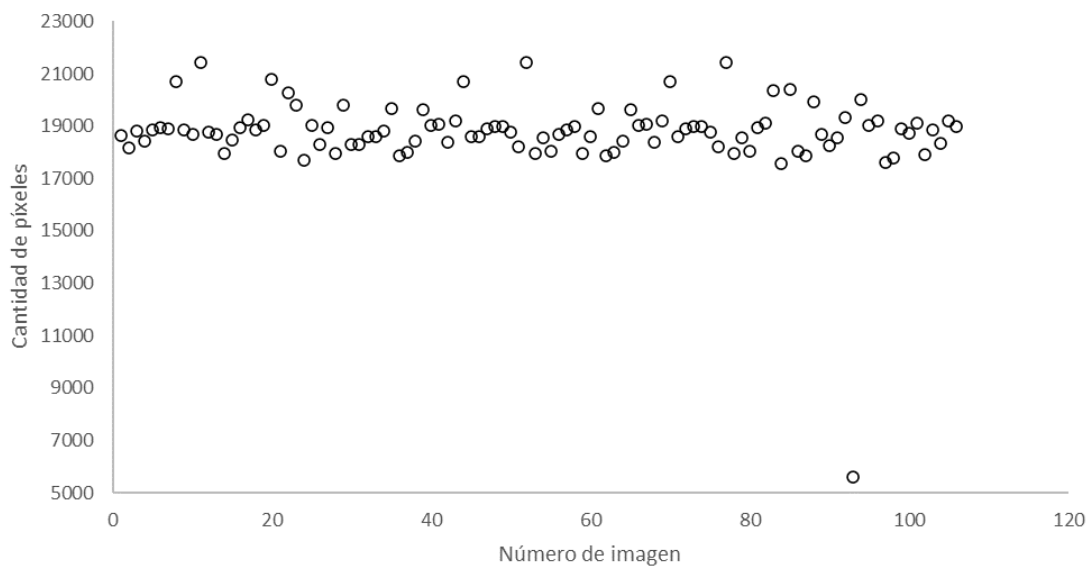


Figura 5.5: Conteo de píxeles amarillos después del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

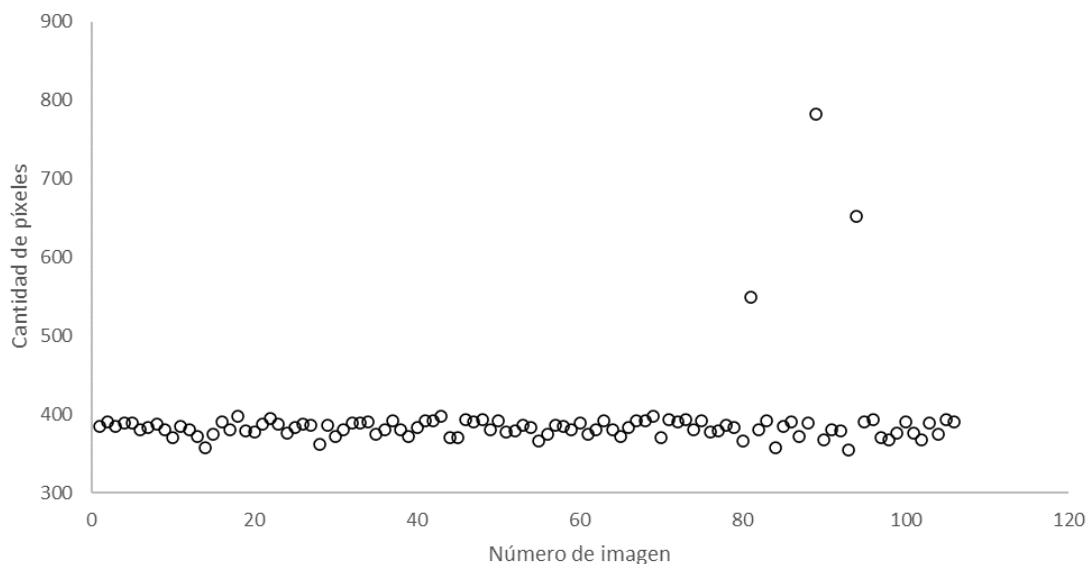


Figura 5.6: Conteo de píxeles rojos después del cambio de detector para mamografía. Elaboración propia (2023).

En el caso de RX, antes del cambio del tubo de RX, no fue posible realizar los gráficos de conteo debido a la baja similitud entre mapas de varianza y a un mal estado de estos, no obstante, sí fue posible realizarlo luego del cambio del tubo de RX de manera que, de forma similar para el caso de mamografía, se obtienen los gráficos para el conteo de los píxeles de colores verdes, amarillos y rojos respectivamente en las figuras 5.7, 5.8 y 5.9.

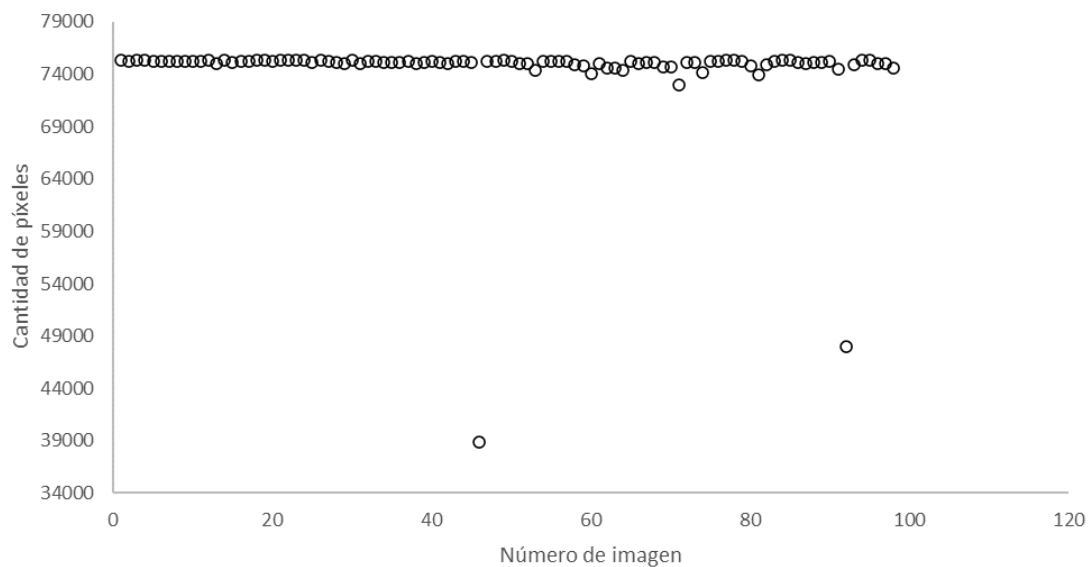


Figura 5.7: Conteo de píxeles verdes después del cambio del tubo para RX. Elaboración propia (2023).

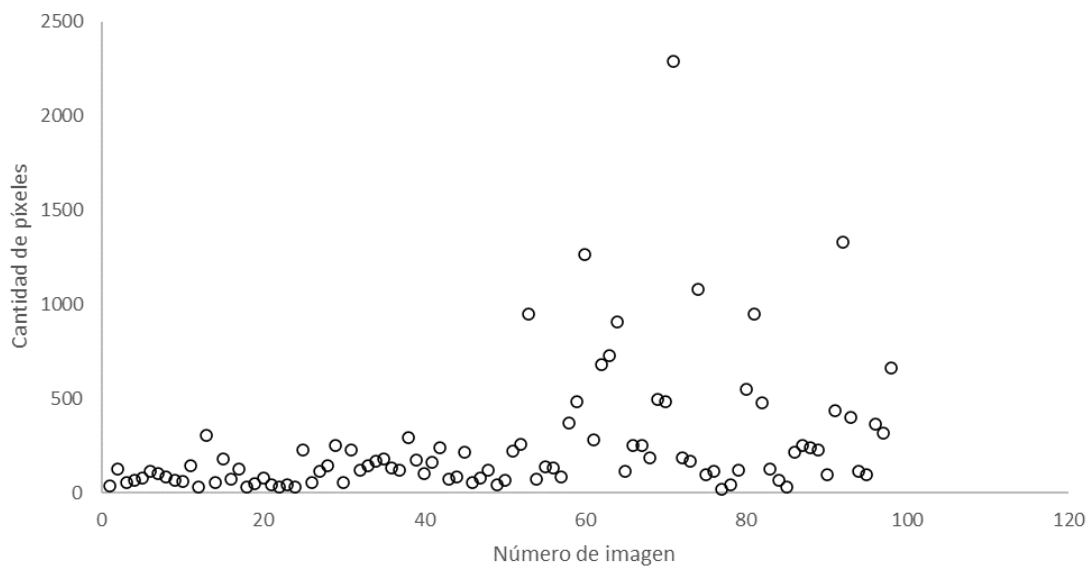


Figura 5.8: Conteo de píxeles amarillos después del cambio del tubo para RX. Elaboración propia (2023).

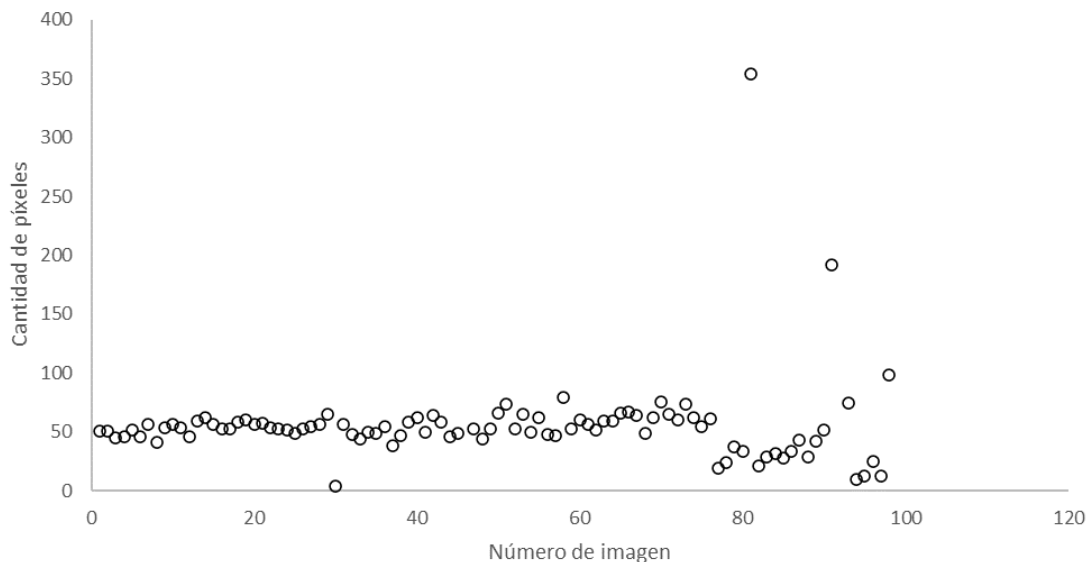


Figura 5.9: Conteo de píxeles rojos después del cambio del tubo para RX. Elaboración propia (2023).

Finalmente, se elaboraron videos colocando uno a uno los mapas de varianza en orden cronológico y fueron subidos a una plataforma estable para de esta manera poder comparar si existe un cambio visualmente aparente desde el inicio hasta el final de la toma de datos, tales videos se pueden observar según se muestra en la tabla 5.1.

Mapa de variación	Enlace al video
Mamografía antes del cambio de detector	https://youtu.be/ynQS3N6p294
Mamografía después del cambio de detector	https://youtu.be/Ivy3lo97Es0
Radiografía antes del cambio del tubo de RX	https://youtu.be/9fFDPHZYpPc
Radiografía después del cambio del tubo de RX	https://youtu.be/mPS2CzFKAhg

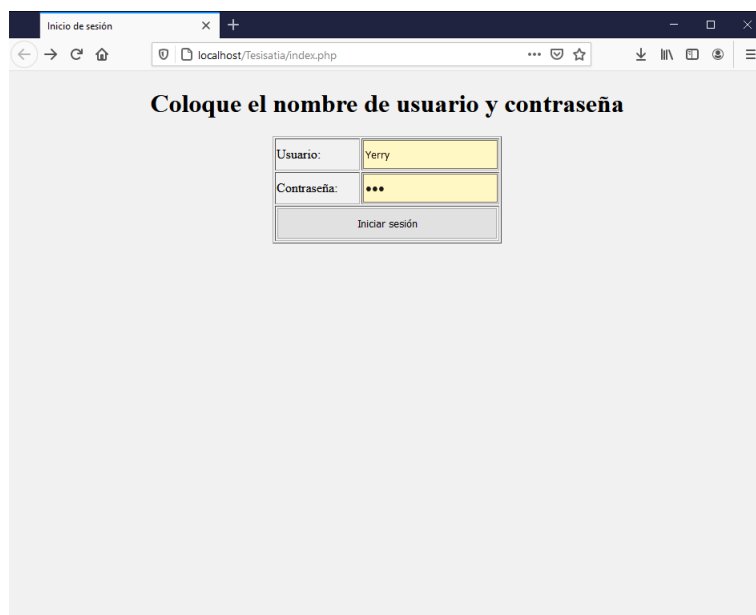
Cuadro 5.1: Enlaces a los videos de mapas de variación para mamografía antes y después del cambio del detector y radiografía convencional antes y después del cambio del tubo de RX.

5.2 Creación del sitio web para el control de calidad de manera remota y automatizada

El desarrollo del sitio web fue elaborado de manera satisfactoria haciendo uso del lenguaje PHP, programas editores de PHP (como Brackets y Dreamweaver), CSS, DB en MySQL y el servidor local virtual WampServer.

5.2.1 Funciones del sitio web

El ingreso a todo el contenido del sitio web se ve restringido por un inicio de sesión de la manera mostrada en la figura 5.10 por lo que fue necesario previamente crear el usuario y contraseña en la DB.



Inicio de sesión

localhost/Tesisatia/index.php

Coloque el nombre de usuario y contraseña

Usuario:	Yerry
Contraseña:	***

Iniciar sesión

Figura 5.10: Inicio de sesión del sitio web. Elaboración propia (2021).

Posterior al ingreso, se muestra el menú en la parte superior que permite el acceso a las distintas páginas web como es mostrado en la Figura 5.11, en donde se muestra Planteamiento del problema y Acerca de la Tesis que direccionan a la información básica pertinente a la presente tesis como lo son los objetivos y el tema de estudio en el primer caso y la información sobre el comité y estudiante en el segundo caso. Para la observación y análisis de los gráficos de control es imperante primeramente seleccionar el tipo de estudio, ya sea RX o mamografía, haciendo clic sobre las respectivas palabras ubicadas en la parte inferior de la página como se manifiesta en la figura 5.11.

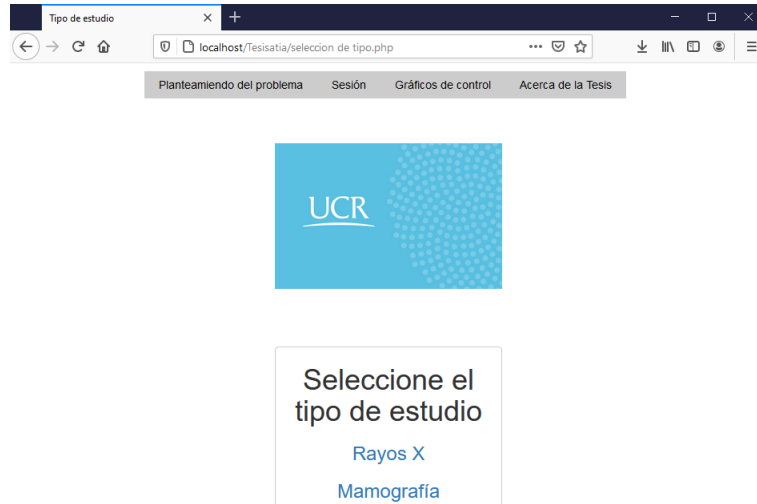


Figura 5.11: Página principal y selección de estudio. Elaboración propia (2021).

En la figura 5.12 se presenta el menú sesión cuya función es permitir en cualquier momento elegir qué tipo de estudio es el deseado por el usuario para introducir datos nuevos de las métricas de calidad de imagen, esto es, permitir elegir entre RX y mamografía además de facultar el cierre de sesión.

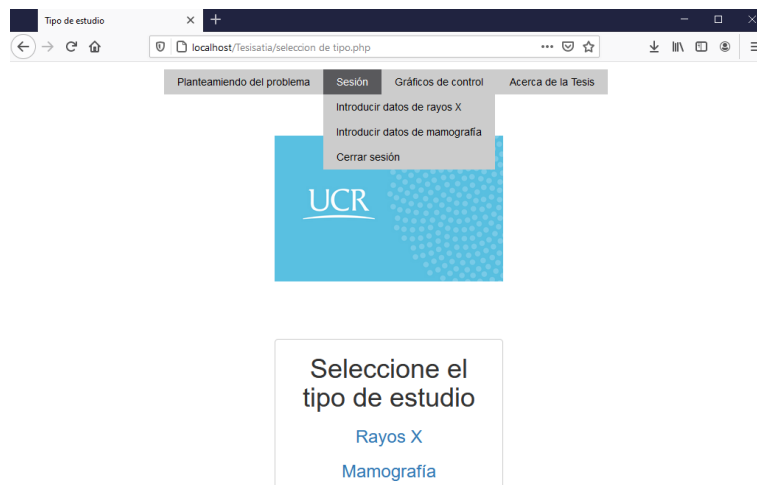


Figura 5.12: Contenido del menú sesión. Elaboración propia (2021).

Es importante hacer notar que si se da clic en el menú Gráficos de control y no

se elige previamente el tipo de estudio (RX o mamografía) no es posible visualizar los gráficos de control lo que ocasionará que en la parte inferior se muestre un mensaje indicando que se debe seleccionar primeramente un tipo de estudio para poder facultar el ingreso a dichos gráficos como se presenta en la figura 5.13.

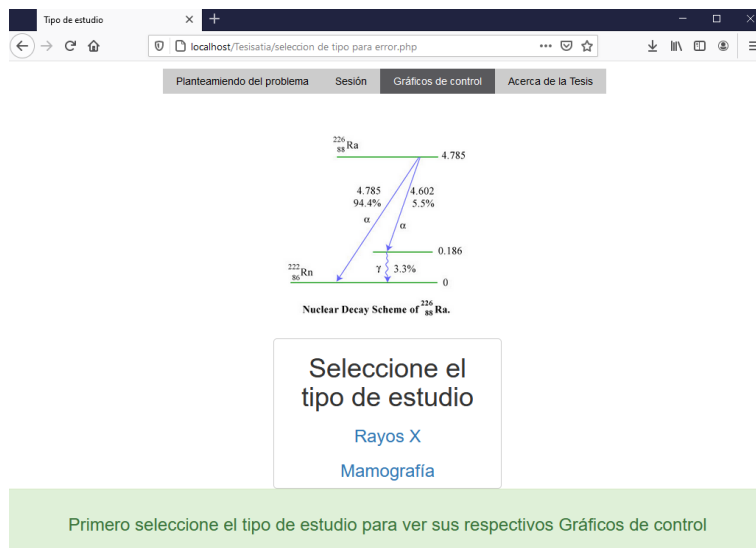


Figura 5.13: Página principal en donde primeramente se debe seleccionar el tipo de estudio para acceder a los gráficos de control. Elaboración propia (2021).

Una vez elegido el tipo de estudio se le solicita al usuario seleccionar el archivo exportado por el software ATIA según lo expuesto en la figura 5.14, tal archivo contiene los valores de la métricas de calidad de imagen que serán extraídas por la página web y almacenadas en la DB de manera automática.

Una vez adicionadas las métricas de calidad a la base de datos es posible seleccionar en cualquier momento desde el menú la respectiva opción para presentar uno de los diez gráficos de control disponibles (figura 5.15) para así finalmente acceder a la página pertinente. La figura 5.16 muestra una de las posibles gráficas de control a seleccionar.

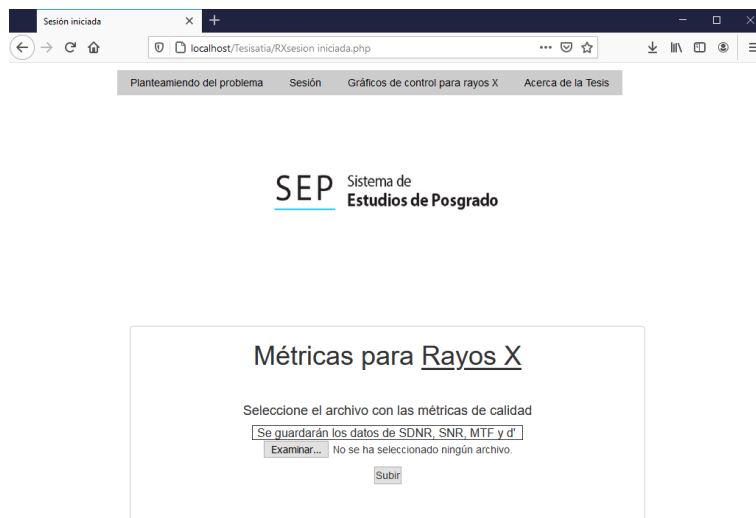


Figura 5.14: Selección del archivo exportado por ATIA. Elaboración propia (2021).

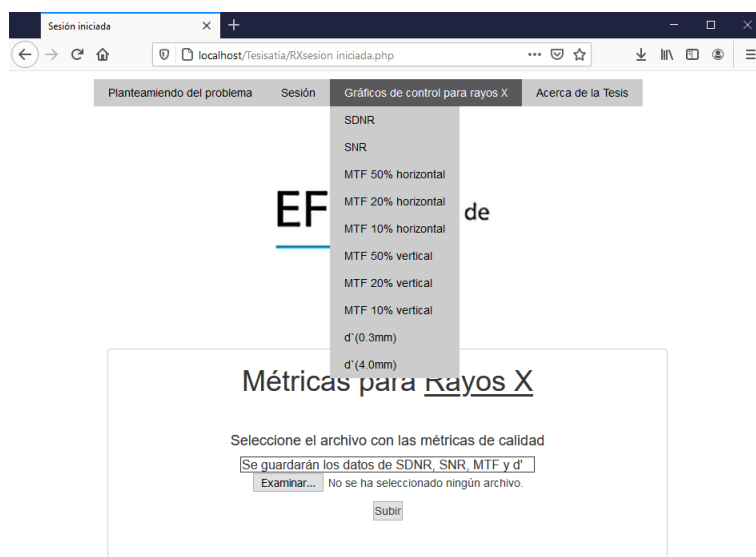


Figura 5.15: Selección del tipo de gráfico de control en el sitio web. Elaboración propia (2021).

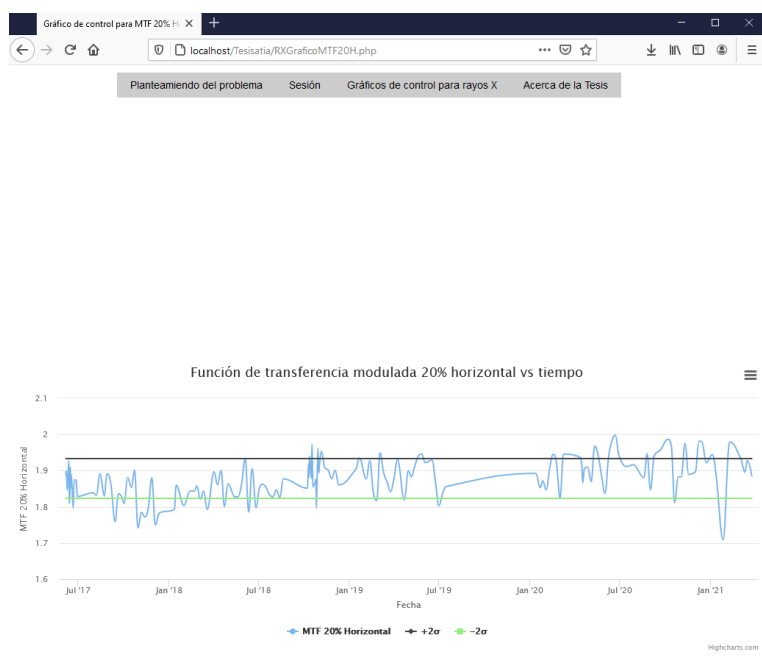


Figura 5.16: Selección del tipo de gráfico de control en el sitio web. Elaboración propia (2021).

5.2.2 Gráficos de control

Se muestra a continuación la forma que toman los gráficos de control para RX con fecha de inicio a partir del 6 de junio de 2017 y cuya última fecha es el 25 de marzo de 2021 y de igual forma para mamografía con fecha de inicio el 5 de junio de 2017 y de finalización el 26 de junio de 2020. Notar que todas las gráficas cuentan con dos líneas rectas funcionando como cotas señalando el valor del tercer cuartil más 1,5 veces el rango intercuartílico (RIC) y el valor del primer cuartil menos 1,5 veces el rango intercuartílico.

La figura 5.17 presenta los gráficos de control para RX resultantes para SDNR y SNR, de igual manera la figura 5.18 muestra los gráficos para MTF horizontal, en tanto la figura 5.19 hace lo mismo para MTF vertical, finalmente la figura 5.20 muestra los gráficos obtenidos para el índice de sensibilidad.

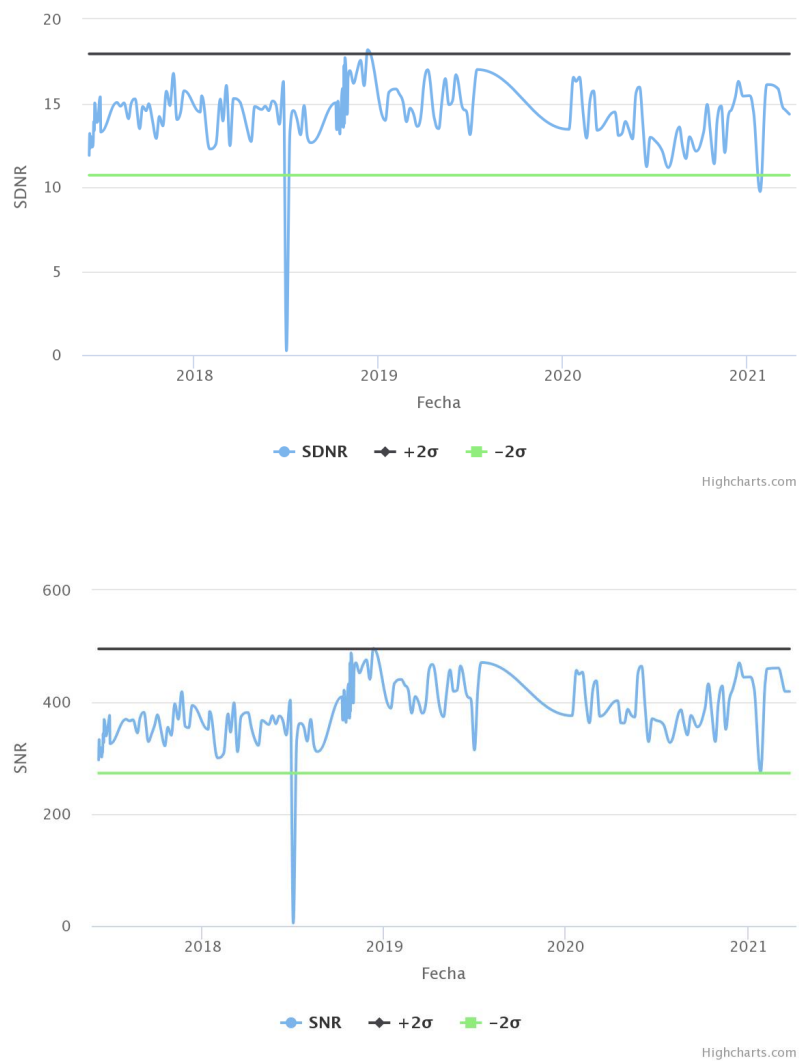


Figura 5.17: Gráficos de control para RX correspondientes a SDNR (arriba) y SNR (abajo) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

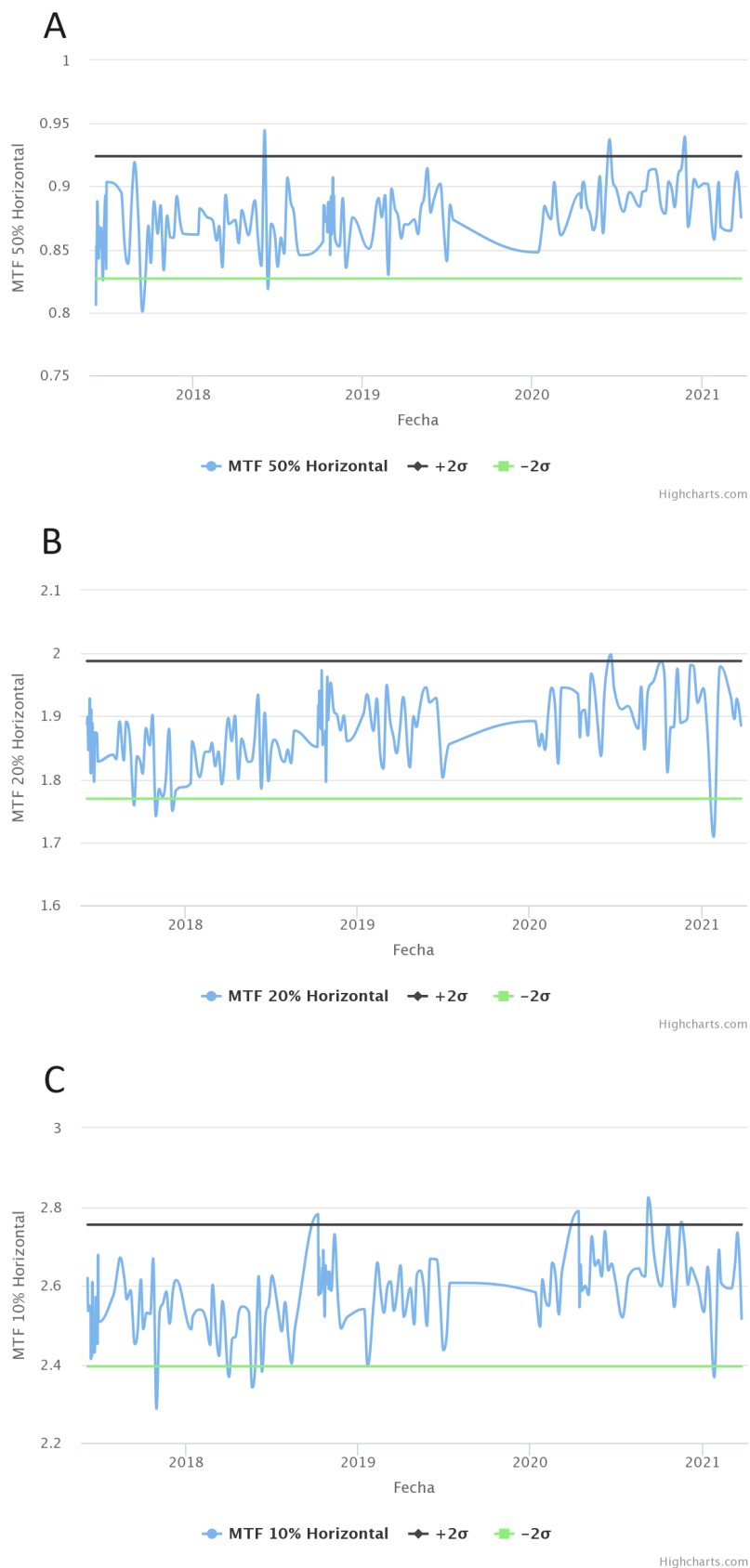


Figura 5.18: Gráficos de control para RX correspondientes a MTF horizontal 50 % (A), 20 % (B) y 10 % (C) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).



Figura 5.19: Gráficos de control para RX correspondientes a MTF vertical 50 % (A), 20 % (B) y 10 % (C) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

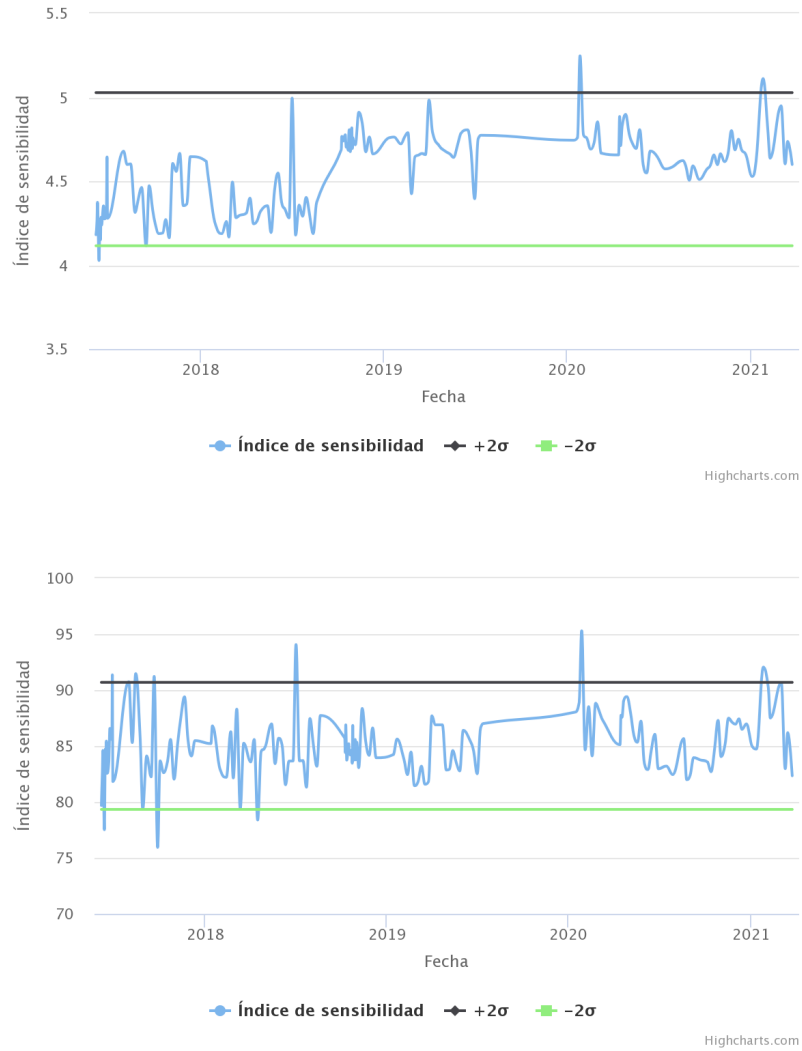


Figura 5.20: Gráficos de control para RX correspondientes a d' para $D = 0,3$ mm (arriba) y $D = 4$ mm (abajo) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

Para el caso de mamografía, se exponen los respectivos gráficos de control correspondientes a SDNR y SNR (figura 5.21), MTF horizontal (figura 5.22), MTF vertical (figura 5.23) e índice de sencibilidad (figura 5.24).

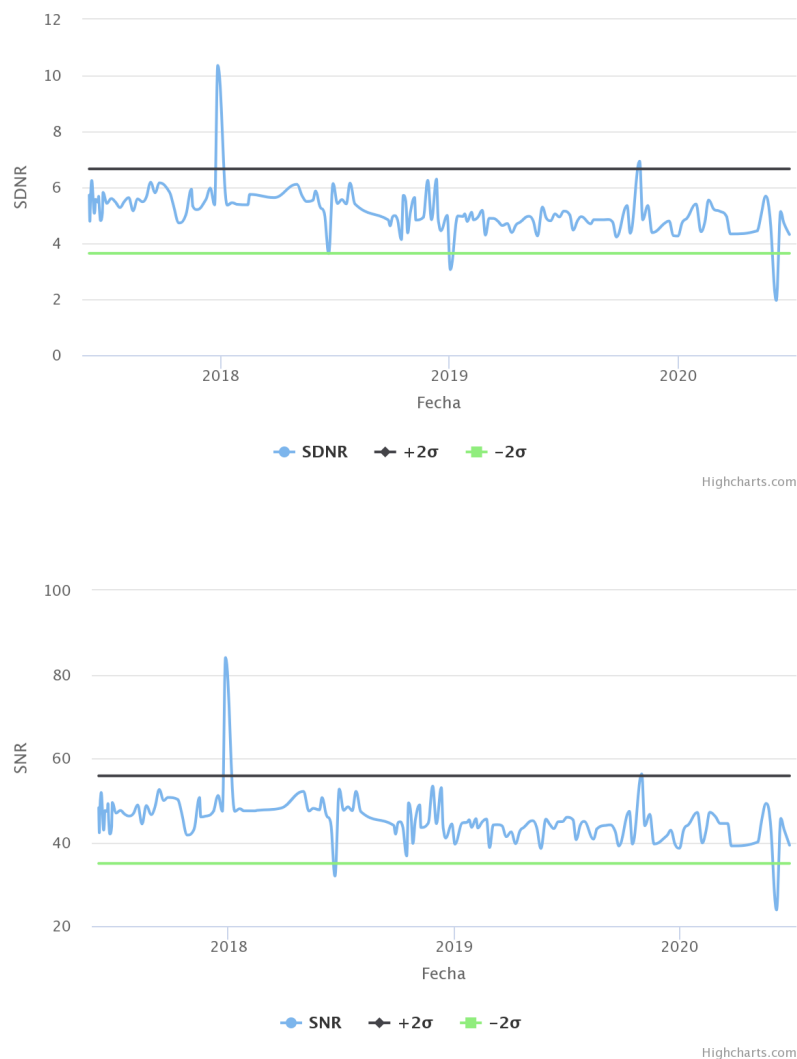


Figura 5.21: Gráficos de control para mamografía correspondientes a SDNR (arriba) y SNR (abajo) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

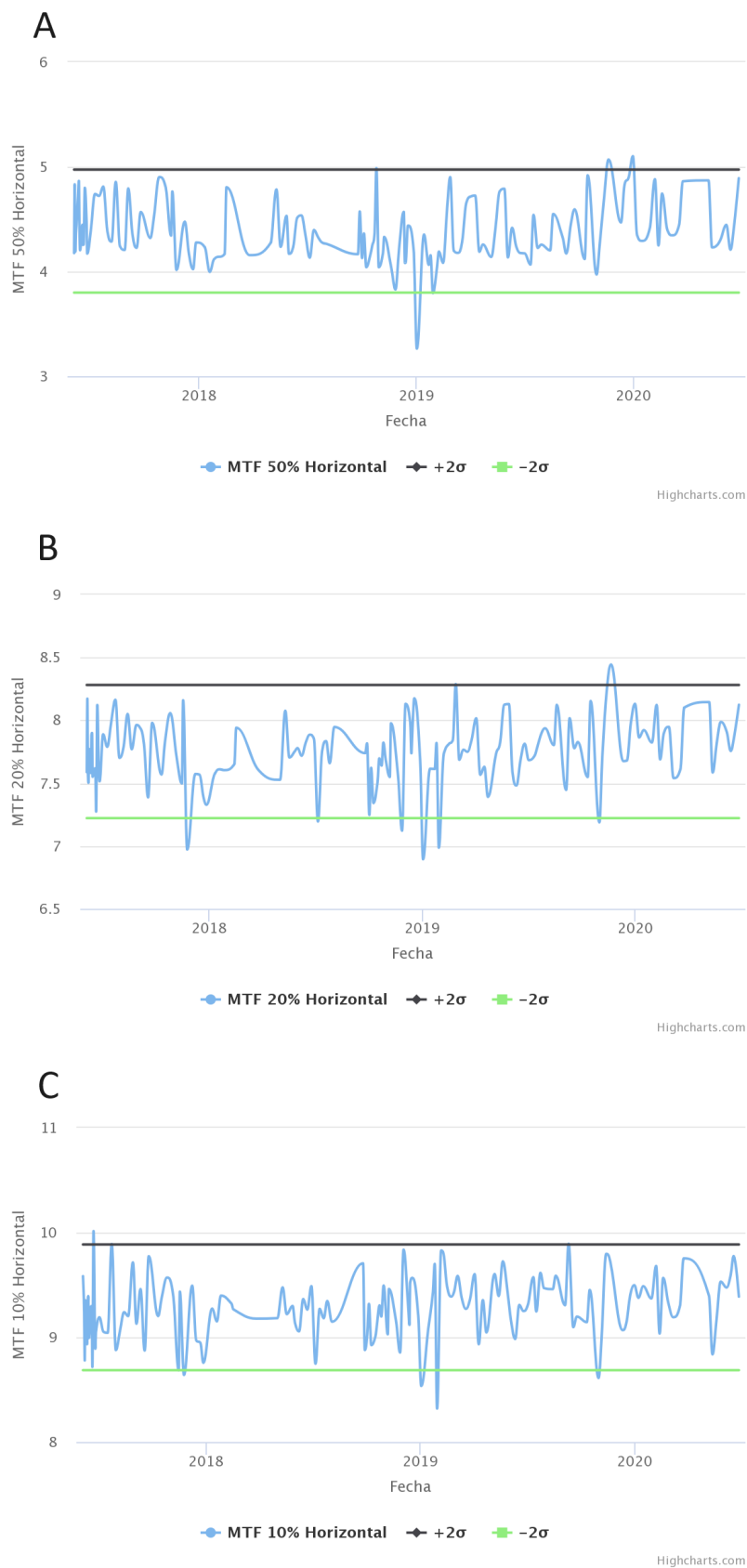


Figura 5.22: Gráficos de control para mamografía correspondientes a MTF horizontal 50 % (A), 20 % (B) y 10 % (C) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

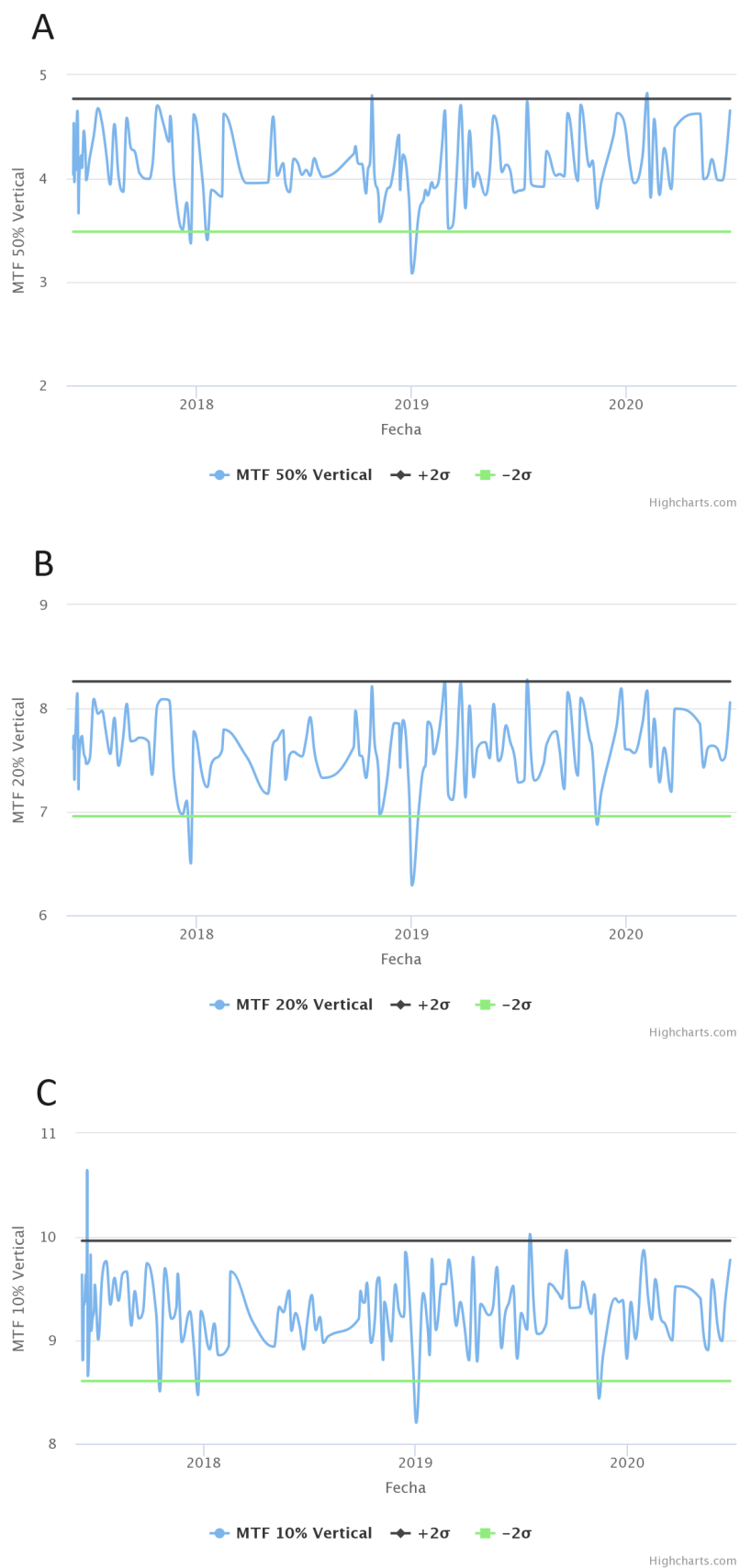


Figura 5.23: Gráficos de control para mamografía correspondientes a MTF vertical 50 % (A), 20 % (B) y 10 % (C) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

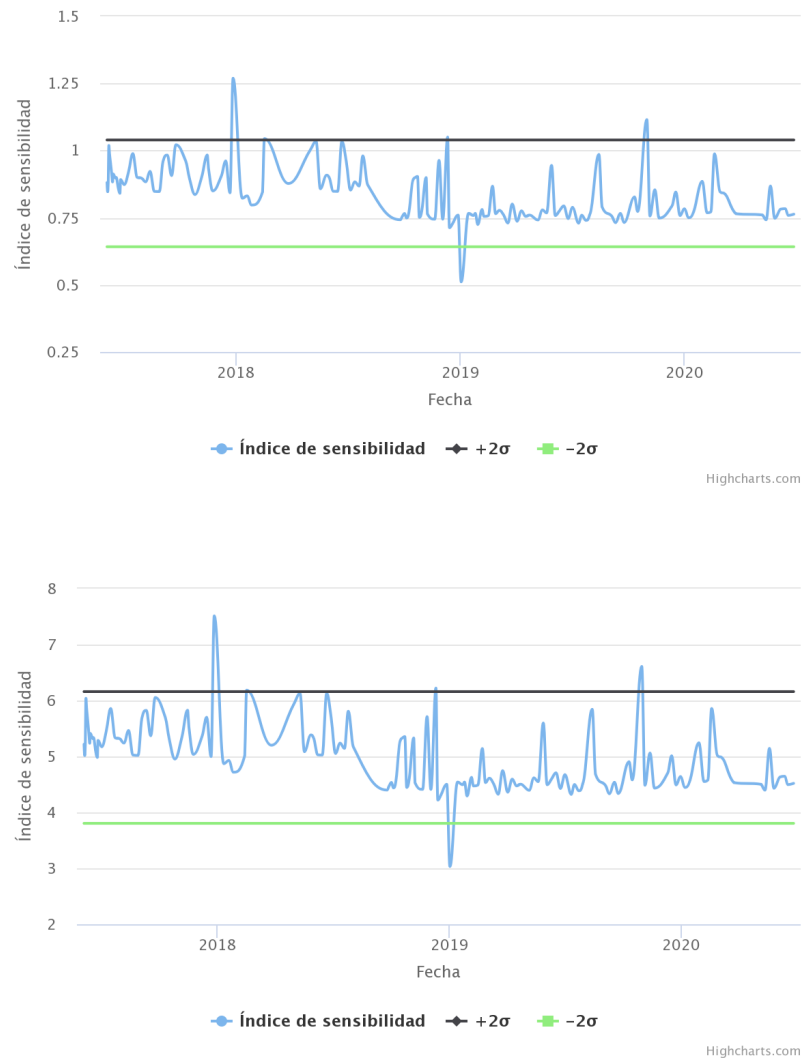


Figura 5.24: Gráficos de control para mamografía correspondientes a d' para $D = 0,1$ mm (arriba) y $D = 0,25$ mm (abajo) presentados en el sitio web. Elaboración propia (2021).

5.3 Validación del sitio web

La factibilidad del sitio web para el análisis de la métricas de calidad mediante los gráficos de control requirió una validación. Se procedió de manera independiente a realizar cada uno de los mencionados gráficos en una hoja de cálculo, con la ventaja adicional de que son más sencillos de manipular. La figura 5.25 da una muestra de las comparaciones hechas a cada uno de los gráficos.

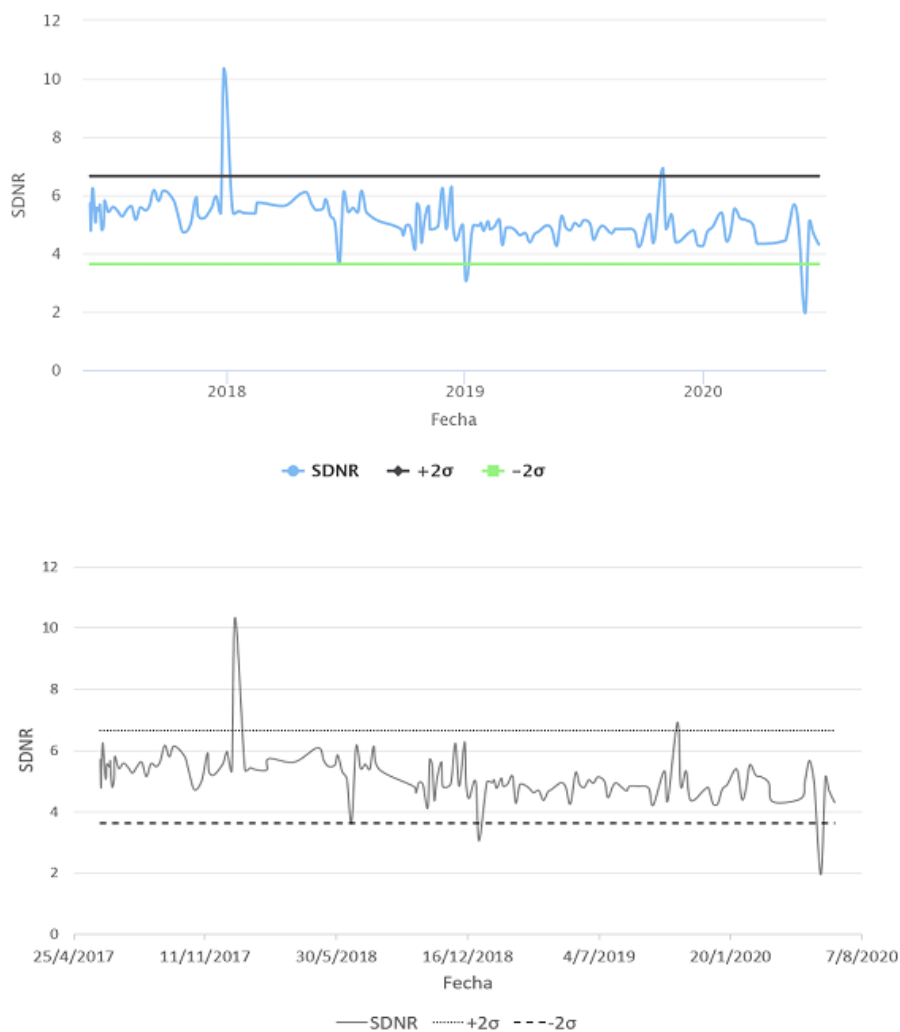


Figura 5.25: Validación del gráfico SDNR del sitio web (arriba) mediante comparación utilizando una hoja de cálculo (abajo). Elaboración propia (2021).

6 Discusión

El software gratuito ATIA permitió la extracción de métricas de calidad así como los mapas de varianza, eventualmente complementarán las pruebas de control de calidad de un programa establecido en las instituciones, siendo de esta manera, paralelo a los programas de QC. Seguidamente, se discuten los resultados obtenidos a partir de las variaciones observadas en las métricas y los mapas de varianza a lo largo del tiempo

6.1 Mapas de varianza

El análisis del cambio de los mapas de varianza en el tiempo tienen una beneficio inherente, sin embargo, es importante notar que no está destinado a ser utilizado para verificar la reproducibilidad entre equipos distintos. El análisis de los mapas de varianza permite reconocer píxeles defectuosos que puedan agudizar problemas a largo plazo.

Como es de esperar, en los gráficos del conteo de píxeles, en todos los casos, se manifiesta una cantidad importante de dispersión entre datos debido a que la aleatoriedad juega un papel notable al momento de obtener la cantidad de colores, no obstante, fue importante identificar valores atípicos y de esta manera no ser incluidos en el posterior análisis. Para distinguir y excluir datos atípicos se utilizó el complemento de Microsoft Excel, Análisis de datos, con este se obtuvo la lista de los residuos estándares.

Como regla general se puede considerar un valor atípico a aquel cuyo valor absoluto de los residuos estándares sea mayor a 2 (Illowsky and Dean, 2023). La regla anterior se aplicó al análisis de la cantidad de píxeles verdes, amarillos y rojos.

6.1.1 Análisis estadístico integral de los mapas de varianza en mamografía

La hipótesis propuesta es que, antes del cambio de detector y a medida que pasa el tiempo, la cantidad de píxeles verdes deben mostrar un decrecimiento, implicando un crecimiento de píxeles amarillos mayoritariamente y una tendencia casi constante de rojos, en otras palabras, la fatiga del equipo debe ser un proceso progresivo pasando poco a poco de verde a amarillo y muy lentamente a rojo. Luego del cambio de detector, el cambio de colores con respecto al tiempo debe ser menos pronunciado. Para

que el modelo lineal pueda ser utilizado se deben cumplir los siguientes supuestos (Statologos, 2021):

1. Existe una relación lineal entre la variable dependiente e independiente.
2. Los residuos son independientes (no hay una relación entre residuos consecutivos).
3. Existe homocedasticidad, es decir, la varianza de los residuos es constante.
4. Los residuos se distribuyen de manera normal.

El primer supuesto (linealidad) puede ser comprobado utilizando el complemento Análisis de datos de MS Excel con la prueba t para la pendiente. La hipótesis nula para la prueba t para la pendiente dicta que no existe relación lineal entre las variables ($pendiente = 0$) y la hipótesis alternativa indica que existe una relación lineal entre las variables ($pendiente \neq 0$) (Hartmann, 2023). Para acoger la hipótesis alternativa como razonable, el p-valor deberá ser menor al nivel de significancia (α) elegido como 0,05, esto debido a que si $p < \alpha$ indicaría que los valores obtenidos son poco probables de ocurrir, señalando así, que la linealidad es adecuada (hipotesis alternativa).

En los cuadros 6.1 y 6.2 se muestra los respectivos p-valores para antes y después del cambio de detector, en donde el p-valor para verde y amarillo antes del cambio de detector es menor al nivel de significancia indicando que no se puede descartar que la linealidad está presente, lo anterior no aplica al rojo. Posterior al cambio de detector, el p-valor es mayor al nivel de significancia por lo que no se puede rechazar la hipótesis nula.

Color de pixeles	p-valor
Verde	<0,0001
Amarillo	<0,0001
Rojo	0,07

Cuadro 6.1: Prueba t para pendientes para mamografía antes del cambio de detector.

Color de pixeles	p-valor
Verde	0,94
Amarillo	0,83
Rojo	0,35

Cuadro 6.2: Prueba t para pendientes para mamografía después del cambio de detector.

El segundo supuesto (independencia de los residuos) se puede comprobar utilizando la prueba de Durbin-Watson cuya hipótesis nula dicta que no existe correlación entre los residuos. Se considera en general que si el estadístico Durbin-Watson tiene un valor entre 1,5 y 2,5 (Zakerian and Subramaniam, 2009) (zona de no autocorrelación), no existe evidencia suficiente para descartar la hipótesis nula. En los cuadros 6.3 y 6.4 (usando *Jamovi*) se muestra el valor del estadístico DW que se halla entre 1,5 y 2,5 en todos los casos, lo que fortalece la idea de que no existe correlación entre los residuos, también se observa que los p-valores son mayores al nivel de significancia ($\alpha = 0,05$), sugiriendo que la hipótesis alternativa no es convincente de acuerdo con la evidencia.

Color de pixeles	Estadístico DW	p-valor
Verdes	2,40	0,170
Amarillo	2,31	0,302
Verdes	1,74	0,246

Cuadro 6.3: Prueba de Durbin-Watson para mamografía antes del cambio de detector

Color de pixeles	Estadístico DW	p-valor
Verdes	1,98	0,790
Amarillo	2,21	0,340
Verdes	1,95	0,768

Cuadro 6.4: Prueba de Durbin-Watson para mamografía después del cambio de detector

Para el tercer supuesto, homocedasticidad, se utiliza la prueba de Breusch-Pagan para la cual la hipótesis nula menciona que existe homocedasticidad y la alternativa que no hay homocedasticidad (Xlstat, sf). Para la obtención de los p-valores se utilizó la herramienta estadística XLSTAT. Para mamografía antes del cambio de detector se tienen los siguientes valores mostrados en el cuadro 6.5:

Del mismo modo, el análisis para los datos posteriores al cambio de detector se muestran en el cuadro 6.6:

Color de pixeles	p-valor
Verde	0,245
Amarillo	0,724
Rojo	0,533

Cuadro 6.5: Prueba de Breusch-Pagan para mamografía antes del cambio de detector.

Color de pixeles	p-valor
Verde	0,325
Amarillo	0,517
Rojo	0,014

Cuadro 6.6: Prueba de Breusch-Pagan para mamografía después del cambio de detector.

Para el cuadro 6.5 se manifiesta que el p-valor es mayor que el nivel de significancia $\alpha = 0,05$ para los tres colores, por lo que no se puede rechazar la hipótesis nula de homocedasticidad y dada la evidencia sugiere que la presencia de homocedasticidad es convincente. En el caso del cuadro 6.6 sucede algo particular puesto que el análisis correspondiente al color rojo muestra un p-valor menor al nivel de significancia, rechazando la hipótesis nula y aceptando la hipótesis alternativa, es decir, existe heterocedasticidad.

Finalmente para el cuarto supuesto, normalidad de los residuos, se realizó la prueba de Anderson-Darling que permite evaluar si un grupo de datos manifiestan provienen de una distribución específica, en este caso, una distribución normal, si los p-valores son mayores al nivel de significancia, de nuevo 0,05, indica que no hay suficiente evidencia para rechazar que la distribución es normal (Tapia and Cevallos, 2021). Con la herramienta XLSTAT se obtuvieron los siguientes resultados para antes y después del cambio del detector respectivamente:

Color de pixeles	p-valor
Verde	0,891
Amarillo	0,226
Rojo	0,123

Cuadro 6.7: Prueba de Anderson-Darlin para mamografía antes del cambio de detector.

Los valores en el cuadro 6.8 indican que no es posible rechazar la hipótesis alternativa, esto es, los residuos para las tres variables no siguen una distribución normal, siendo razonable considerar una normalidad de los datos.

Color de pixeles	p-valor
Verde	0,003
Amarillo	0,007
Rojo	0,011

Cuadro 6.8: Prueba de Anderson-Darlin para mamografía después del cambio de detector.

Resumiendo el análisis anterior, para los datos de mamografía previos al cambio de detector, tanto verde como amarillo manifiestan un comportamiento tal que el modelo lineal es apropiado. En el análisis para mamografía posterior al cambio, los tres colores no cumplen con el supuesto de independencia lineal y además, el rojo no cumple con homocedasticidad y la triada de colores no cumplen con la normalidad de los residuos implicando que el modelo lineal no es adecuado.

Análisis de los modelos

Previo al cambio del detector

Iniciando con las variables previo al cambio de detector, para el color verde y amarillo, es razonable asumir que se puede aplicar un modelo lineal. El color rojo únicamente no cumple con la relación la relación lineal entre variables por lo que se propone que el color rojo se mantiene constante a lo largo del tiempo. Se presenta a continuación en las Figuras 6.1, 6.2 y 6.3 los gráficos correspondientes para verde, amarillo y rojo añadiendo una línea de tendencia.

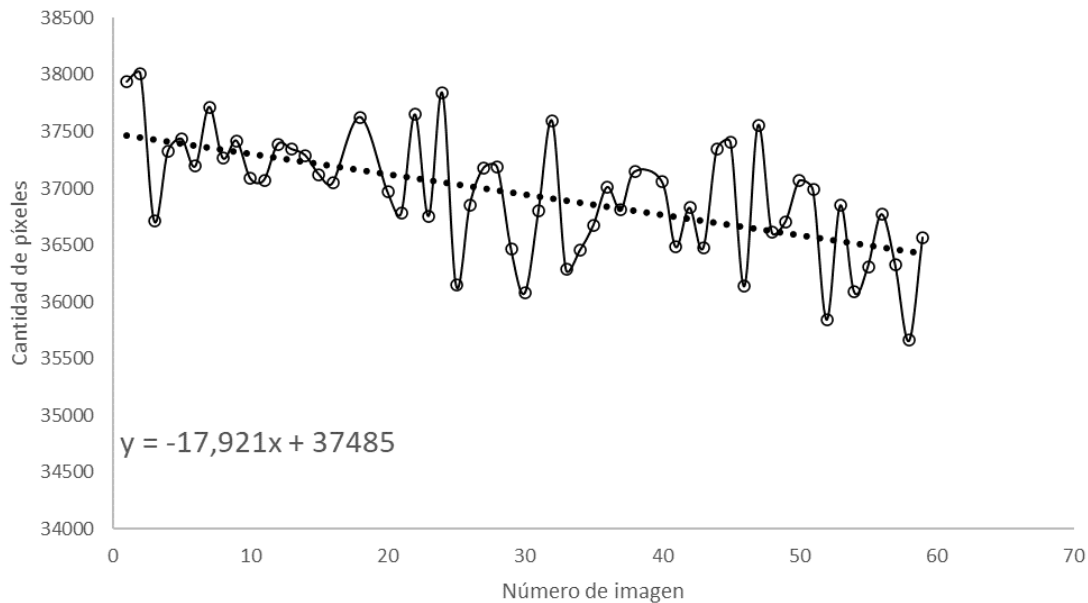


Figura 6.1: Modelo lineal para píxeles verdes previo al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

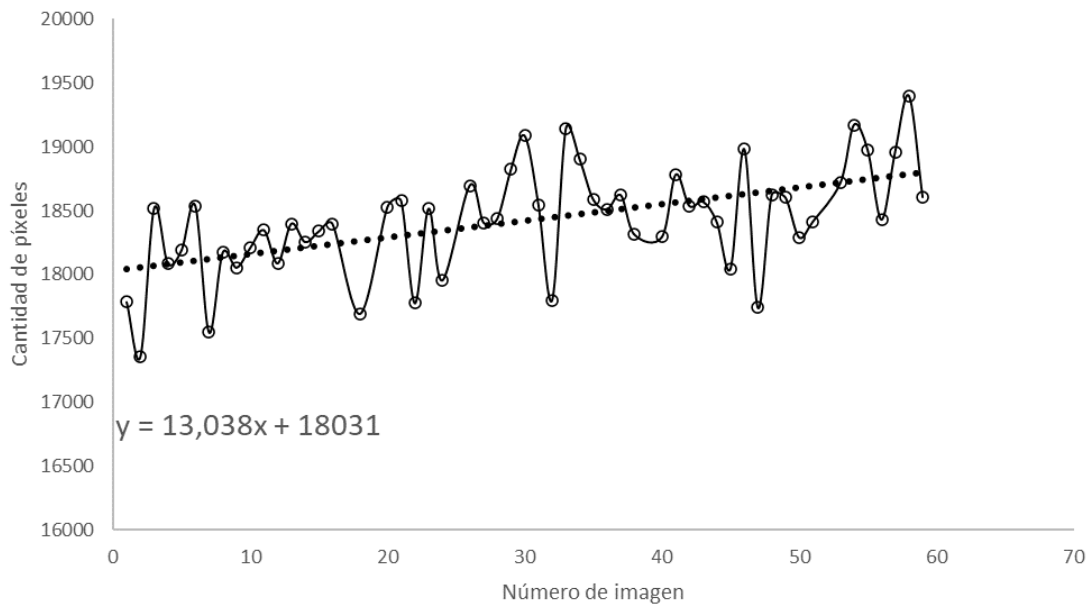


Figura 6.2: Modelo lineal para píxeles amarillos previo al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

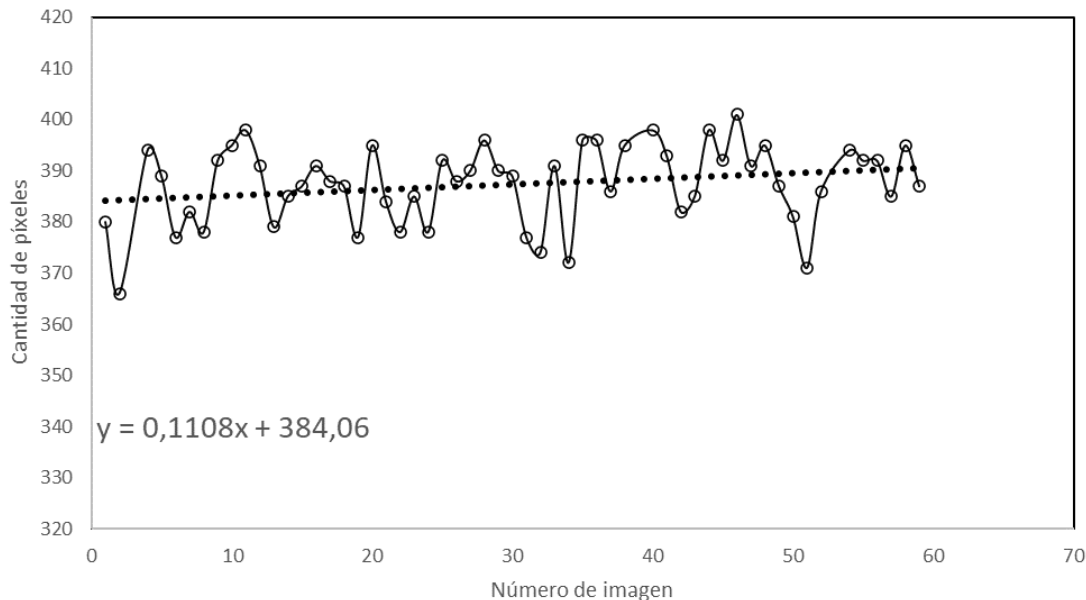


Figura 6.3: Modelo lineal para píxeles rojos previo al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

El razonamiento planteado indica que la uniformidad debería ir disminuyendo implicando a su vez una disminución de los valores de píxeles verdes, hecho que se ve reflejado en el valor negativo de la pendiente, cuyo valor es de -17,92. Para dar mayor validez al resultado y utilizando el complemento Análisis de datos de Microsoft Excel, se extrae un intervalo de confianza del 95 % inferior, cuyo valor es de -24,61 y el superior de -11,23, indicando así que el valor de la pendiente se encuentra en tal rango con un 95 % de confianza (véase el cuadro 6.9).

Pendiente	Inferior 95 %	Superior 95 %	R^2
-17,92	-24,61	-11,23	0,35

Cuadro 6.9: Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles verdes.

El razonamiento es similar para los píxeles amarillos, estos deberían aumentar conforme los verdes decrecen, nuevamente se ve ratificado en la pendiente positiva de valor aproximado de 13,04, con intervalos de confianza del 95 % de 7,41 y 18,67 (véase el cuadro 6.10).

Si el equipo tiene un funcionamiento adecuado, cabe esperar que el deterioro en

Pendiente	Inferior 95 %	Superior 95 %	R ²
13,04	7,41	18,67	0,28

Cuadro 6.10: Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles amarillos.

cuanto a la uniformidad sea lento, por lo que la cantidad de píxeles rojos debería mantenerse aproximadamente estacionario a lo largo de tiempo. De lo anterior se podría inferir que la pendiente debería ser pequeña y cercana a cero. Efectivamente se puede confirmar al observar que la pendiente es 0,11 con intervalos de confianza del 95 % de -0,01 y 0,23 mostrado el cuadro 6.11.

Pendiente	Inferior 95 %	Superior 95 %	R ²
0,11	-0,01	0,23	0,04

Cuadro 6.11: Pendiente, intervalo de confianza y coeficiente de determinación para píxeles rojos.

Es evidente que la capacidad predictiva del modelo no entra en discusión puesto que, pese a que el modelo cumple todos los supuestos para ser considerado válido, el coeficiente de determinación R^2 es bajo. Esto es evidente al mirar la dispersión de los datos en las gráficas, sin embargo, el interés del modelo es mostrar una tendencia creciente o decreciente (claro está que el coeficiente de determinación para los píxeles rojos debería ser cercano a cero puesto que se trata de una función constante).

Posterior al cambio de detector

Anteriormente se comprobó que el modelo lineal no es un buen modelo para el caso posterior al cambio del tubo debido a que no cumple con los supuestos necesarios. De manera alternativa se puede comprobar si alguna de las tres variables tiene un comportamiento estacionario, esto es, que la media, la varianza y autocorrelación no varían con el tiempo (Granados, 2013). Para determinar la existencia de estacionariedad se puede utilizar, la prueba de Dickey-Fuller aumentada, cuya hipótesis nula señala que la serie no es estacionaria y la hipótesis alternativa es que sí es estacionaria. Si el p-valor es mayor al nivel de significancia no se puede rechazar la hipótesis nula, en caso contrario se rechaza. El valor estadístico de Dickey-Fuller es un valor que mientras más negativo es, mayor es el rechazo de la hipótesis nula (King et al., 2017). Una vez más, utilizando XLSTAT se obtienen los siguientes valores estadísticos para el

color verde, amarillo y rojo (cuadro 6.12):

Color de píxeles	τ observado	τ crítico	p-valor
Verde	-3,585	-3,409	0,032
Amarillo	-5,525	-3,410	<0,0001
Rojo	-4,224	-3,410	0,005

Cuadro 6.12: Prueba de Dickey-Fuller para mamografía después del cambio de detector

Con respecto a los valores estadísticos de τ observado, cuanto más negativo sea, mayor evidencia para rechazar la hipótesis nula. El valor de τ crítico cobra importancia al conocer el observado, esto se debe a que, si el valor observado es menor que el crítico se puede rechazar la hipótesis nula inmediatamente (Minitab, 2020), en este caso las tres variables cumplen con que $\tau_{crítico} > \tau_{observado}$ rechazando así la hipótesis nula, además este hecho se ve reforzado por el p-valor que es mayor al nivel de significancia en los tres casos permitiendo aceptar con mayor fuerza la hipótesis alternativa: se trata de una serie estacionaria. Es interesante tal resultado porque se puede considerar que, por ejemplo, si la cantidad de píxeles verdes llegase a disminuir debería existir un aumento en el amarillo (o incluso el rojo). Por otro lado, si dos de los colores se mantienen estacionarios, implicaría automáticamente que los tres colores tienen una media aproximadamente constante y es lo que se observa con la prueba de Dickey-Fuller. En las Figuras 6.4, 6.5 y 6.6 se observa la tendencia de la serie para píxeles verdes, amarillos y rojos.

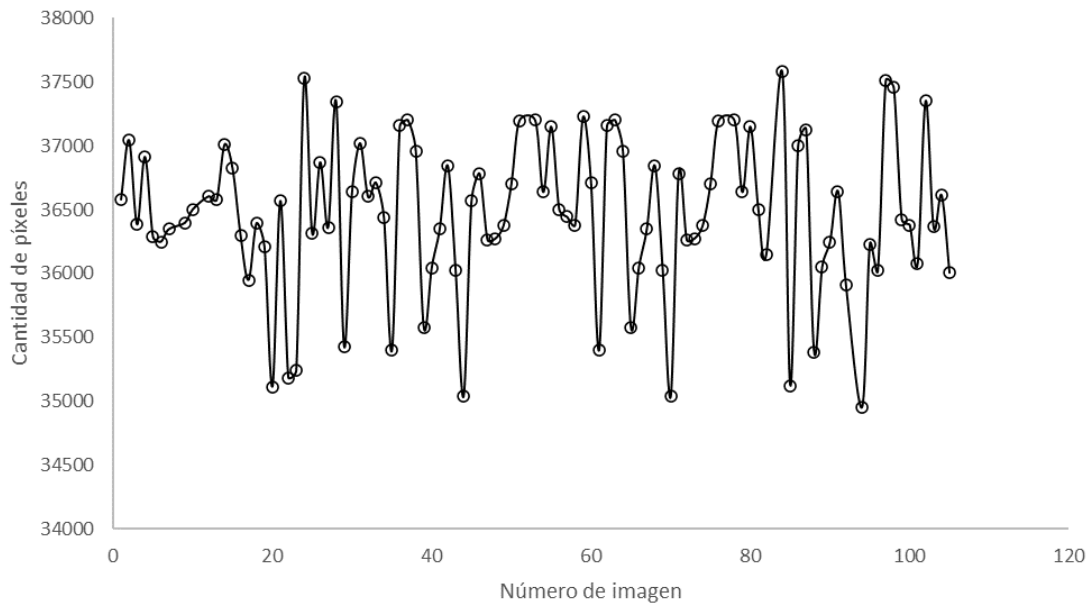


Figura 6.4: Tendencia estacionaria para conteo de píxeles verdes posterior al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

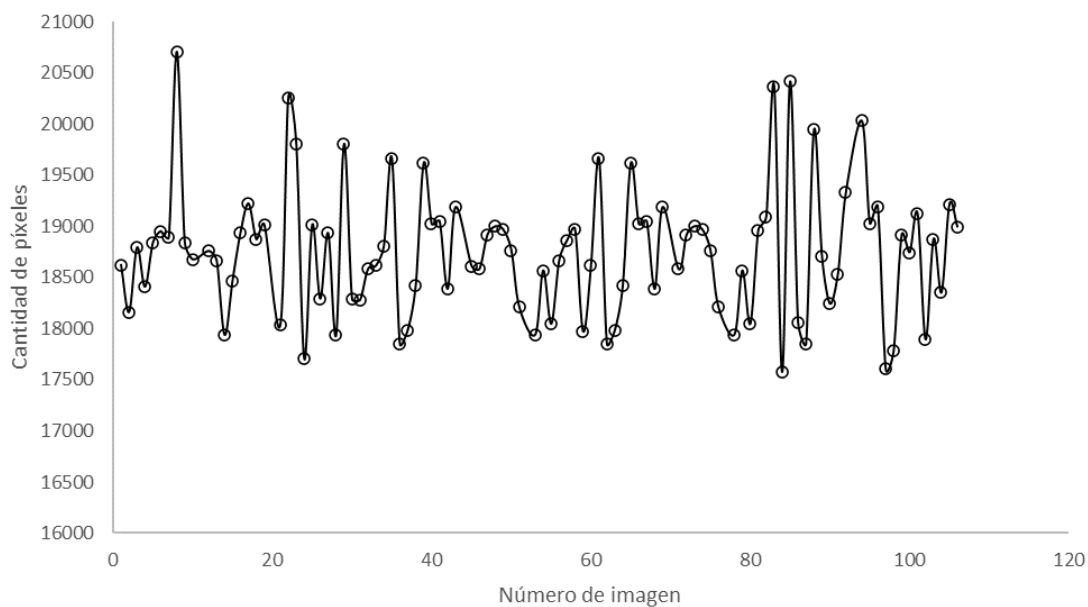


Figura 6.5: Tendencia estacionaria para conteo de píxeles amarillos posterior al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

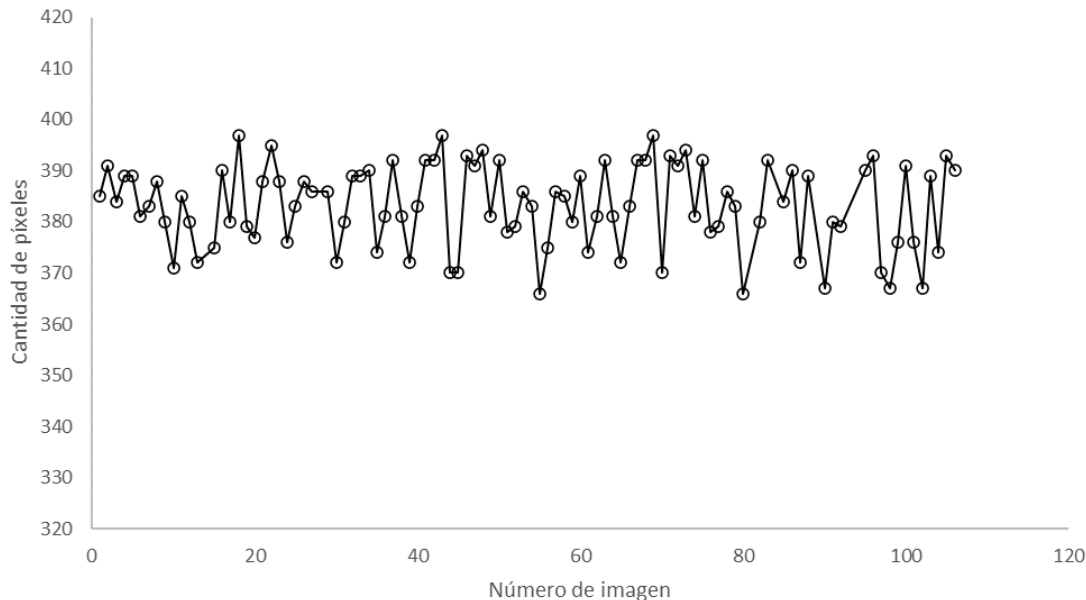


Figura 6.6: Tendencia estacionaria para conteo de píxeles rojos posterior al cambio de detector. Elaboración propia (2023).

En consecuencia y como se podría esperar, se puede inferir que el cambio de detector tuvo un impacto directo sobre la uniformidad.

6.1.2 Mapas de varianza en RX

Tal y como fue descrito en el capítulo 5, no fue posible obtener de manera satisfactoria el conteo de píxeles para RX antes del cambio del tubo debido a la poca semejanza entre imágenes.

Los gráficos de conteo de píxeles posterior al cambio poseen mucha dispersión (ver Figuras 5.7, 5.8 y 5.9), adicionalmente no poseen un patrón claro por lo que al realizar las pruebas para los supuestos del modelo lineal y para la estacionariedad, estos indican que lamentablemente no cumplen con ninguno de los dos modelos. Existen posibles razones o una combinación de ellas para justificar el porqué de lo que sucede, entre ellas se pueden mencionar:

1. La manera en la que la persona encargada toma los datos afectando en particular los mapas de variación.

2. Fatiga en el detector ocasionando tan alta dispersión.
3. El modelo adecuado para la descripción de la evolución temporal podría ser más complejo y menos evidente.

6.1.3 Vídeos de mapas de varianza

Una forma alternativa de llevar control de los mapas de varianza es colocar cada mapa de varianza en orden cronológico en videos (según la tabla 5.1) para poder observar de manera superficial si existen zonas de cambio de variabilidad en función del tiempo. Salvo unos pocos detalles observables no es satisfactorio el resultado al menos para la presente tesis debido al sutil y progresivo cambio de colores a lo largo del tiempo (a excepción del video respectivo a RX antes del cambio del tubo puesto que resulta sumamente complicado analizar tales mapas por los motivos mencionados en apartado anterior).

Aun así, no se recomienda dejar de lado por completo tal alternativa debido a que en otro tipo de equipos o poseyendo una mayor cantidad de mapas de varianza puede ser plausible su uso y una persona con un ojo entrenado puede percibir como los píxeles verdes van desapareciendo y en su lugar aparecen píxeles amarillos o incluso rojos.

6.1.4 Consideraciones generales

Tanto para RX como mamografía, el físico médico puede elaborar un análisis matemático profundo de imágenes donde se ve un aumento del número de píxeles de determinado color, de acuerdo a los mapas mostrados, notando una no uniformidad a lo largo del tiempo debido a los detectores o a las IP's. De manera local, la persona técnica realiza un escaneo visual de las zonas donde la no uniformidad podría llegar a detectarse, sin embargo, algún cambio podría ser difícil de detectar por lo que lo recomendable es mantener un conteo de píxeles a lo largo del tiempo con un algoritmo computarizado, después de todo, se requiere llevar el control antes de que afecte la imagen clínica e incluso hacer proyecciones de cambio del respectivo equipo o partes de este con el suficiente tiempo.

Es importante hacer notar que tal conteo de píxeles cobra sentido en largos lapsos de tiempo por lo que es imprudente una comparación entre días consecutivos o cercanos para indicar una tendencia, esto debido al lento y progresivo cambio entre colores

(por ejemplo de verdes a amarillos). Además el análisis no debe ser aplicado a diferentes equipos para ejecutar intercomparaciones entre ellos. Asimismo, el conteo de los colores de los píxeles podría cobrar aún mayor relevancia al ser ejecutado luego de un cambio de algún componente importante en la máquina para mamografía o RX y tener un control del antes y después.

6.2 Sitio web

Sin duda alguna, el sitio web es un instrumento valioso para el QC debido al valor remoto intrínseco que este conlleva. Se mencionan seguidamente algunas de las ventajas que se tienen con respecto a una hoja de cálculo convencional:

- No se requiere conocimientos previos en hojas de cálculo.
- Los gráficos de control son interactivos y de fácil acceso.
- Aun cuando no está optimizado para celular inteligente, las observaciones pueden ser subidas mediante este dispositivo si se cuenta con una conexión a internet.
- No requiere de ningún tipo de licencia pagada.
- No requiere de distintas hojas abiertas simultáneamente para cada tipo de gráfico de control.
- La interfaz permite un fácil acceso a los contenidos, navegar e interactuar.
- Es completamente independiente del sistema operativo que posea la máquina desde la cual se suben los datos.
- La interfaz puede ser modificada para comodidad del usuario.
- Es adaptable a la intranet de una institución o empresa.
- Permite la visualización e introducción de datos por numerosas personas simultáneamente.
- La DB permite visualizar al responsable de introducir los datos.
- De ser necesario se pueden añadir formularios o encuestas temporales para el mejoramiento del sitio web de acuerdo a la opinión de los usuarios.

Dicho lo anterior, es inevitable contar con desventajas frente a una hoja de cálculo, se citan las siguientes:

- Para colocar el sitio web en internet lo recomendable es un hosting pagado debido a la estabilidad, seguridad, y soporte que ofrecen distintos hostings comerciales.
- El mantenimiento y modificación del sitio web requiere de conocimientos previos en tal área.
- Al estar en internet puede ser expuesta a ataques informáticos y robo de información.
- El código de la programación puede volverse obsoleto con actualizaciones de php.
- Es estrictamente necesario por seguridad la creación continua de respaldos de la DB al menos una vez a la semana.
- No cuenta con la innumerable cantidad de funciones o fórmulas estadísticas de una hoja de cálculo.
- Con una conexión a internet poco estable puede ser enrevesado observar los gráficos de control e incluso subir datos a la DB.

Así, resulta claro que en algunos aspectos es ciertamente inferior a las hojas de cálculo según lo mencionado empero los beneficios son indudablemente superiores si lo que se busca es un control de calidad remoto a tiempo real y eficiente (tomando en cuenta además la continua mejora en el acceso y velocidad de conexión a internet a nivel nacional e internacional).

6.3 Gráficos de control

El fin último de la elaboración del sitio web es la presentación de los gráficos de control de las métricas de calidad de imagen y así, de esta manera, correlacionar dichas métricas con el desempeño de los equipos.

6.3.1 Análisis de las métricas de calidad en tiempo real: visión del físico médico

Cuando se habla de métricas en mamografía, existen suficientes datos sobre los límites recomendados de estas para equipos en particular (modelo y marca) pues existen

programas de tamizaje (pruebas de detección) que obligan a la realización de controles de calidad, sin embargo, en RX por lo general los valores recomendados de las métricas no están tabulados para equipos específicos como sí lo es para mamografía (en RX hay una variedad mayor en cuanto a equipos y típicamente no se requiere la observación de objetos pequeños como microcalcificaciones). Debido a lo anterior, a diferencia de RX, es que en las métricas de mamografía sí cuentan con datos comparativos de diversos autores y organizaciones.

La meta del análisis remoto a tiempo real es la detección inmediata de punto que no pertenecen al rango establecido, es decir, límites de control. En las Figuras 5.21, 5.22, 5.23 y 5.24 referentes a mamografía y en la Figuras 5.17, 5.18, 5.19 y 5.20 referentes a RX se observaron distintos puntos fuera de los límites de control que fueron identificados y que deben ser notificados, no obstante, los gráficos de control no tienen la capacidad para exponer la causa del problema, sin embargo, se debe solicitar una repetición para poder determinar de si se trata de un problema genuino o un fallo al momento de tomar la imagen.

Por otro lado, es inadecuado monitorear el correcto funcionamiento del equipo únicamente con uno o dos de los gráficos de control, obviando los otros, debido a que un valor atípico o erróneo puede no verse reflejado en otros de los gráficos aunque se observe la misma fecha. En la figura 5.17 correspondiente a SDNR y SNR (RX), se manifiesta un punto prominente de valor cercano a cero que, por ejemplo, no se ve reflejado en la figura 5.20 correspondiente al índice de sensibilidad horizontal (RX). En la Figura 6.7 se muestra una comparación de los gráficos mencionados anteriormente en donde no necesariamente un valor atípico se logra percibir en otro gráfico.

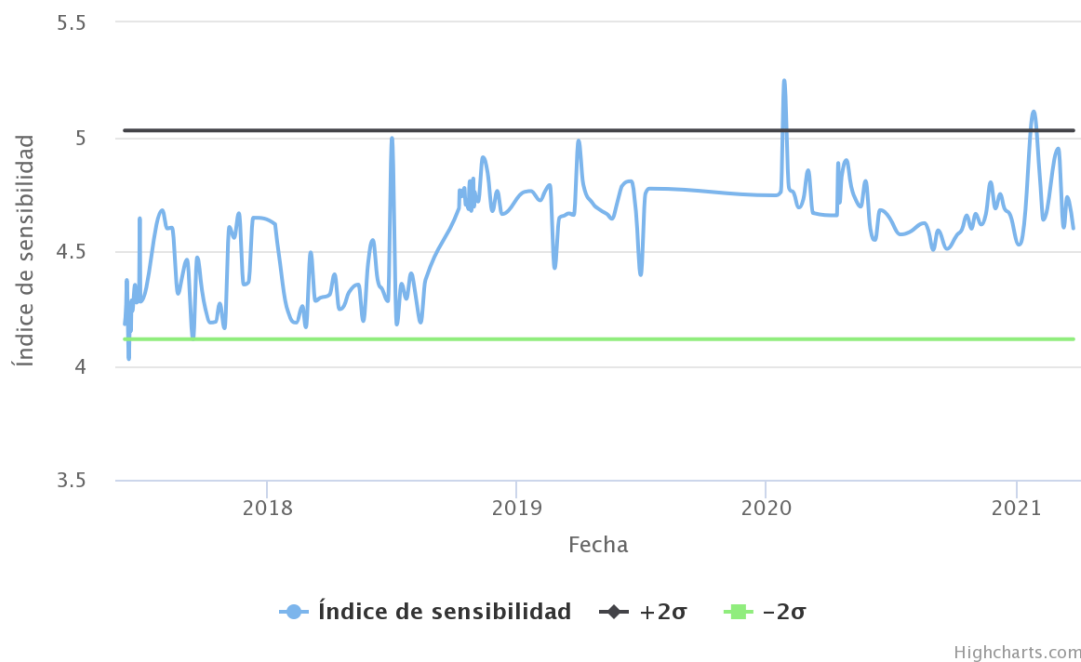
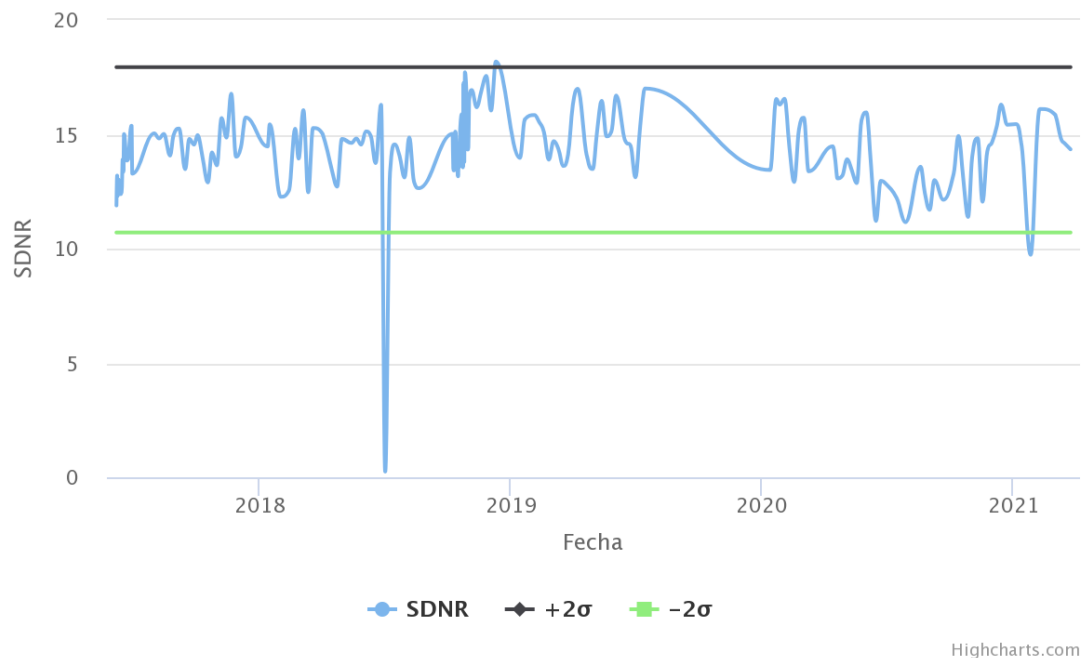


Figura 6.7: Comparación de valor atípico en los gráficos de control de SDNR (arriba) y d' (abajo). Elaboración propia (2024).

Al momento de interpretar los gráficos de control se puede sugerir una investigación más exhaustiva y pronta por parte del personal relacionado con la gestión del control de calidad clínico si se cumple con alguna de las siguientes tres reglas principales que aplican incluso si las observaciones están dentro de los límites de control (Mora et al., 2021):

- Varios puntos tienden a aumentar sin disminuir (y viceversa) de manera consecutiva.
- Varios puntos de manera consecutiva se encuentran del mismo lado de la línea del promedio o mediana.
- Patrones que no son usuales o que no tienen un comportamiento aleatorio considerable.

Finalmente, un análisis que arroje resultados positivos de las métricas de calidad usando los gráficos de control no sugiere que todos los componentes del equipo están funcionando correctamente pero sí evidencia que está funcionando de manera consistente (Mora et al., 2021).

6.3.2 Análisis estadístico integral de los gráficos de control: mamografía

En la actual y siguiente sección, se analiza estadísticamente la totalidad de los datos de las métricas de calidad de imagen con el fin de obtener hallazgos sobre la relación entre cambio de un componente del equipo y los respectivos efectos observados en las métricas.

Inicialmente, es necesario reconocer datos atípicos para cada métrica de calidad de imagen y posteriormente analizar los datos en conjunto, para esto último se puede realizar una comparación entre medianas y así comprobar si existe una diferencia significativa para los dos grupos de datos, es decir, antes y después del cambio de alguno de los componentes del equipo. Para identificar qué pruebas son adecuadas, se requiere comprobar si los datos no se distribuyen de manera normal, para ello se realiza nuevamente la prueba de normalidad Anderson-Darling para los valores de las métricas antes del cambio de detector, cuyos p-valores se muestran en el Cuadro 6.13:

Métrica	p-valor
SDNR	0,314
SNR	0,046
MTF 50 % horizontal	<0,0001
MTF 20 % horizontal	0,478
MTF 10 % horizontal	0,409
MTF 50 % vertical	0,017
MTF 20 % vertical	0,571
MTF 10 % vertical	0,469
d' (D = 0,01 mm)	0,001
d' (D = 0,25 mm)	0,002

Cuadro 6.13: Prueba de Anderson-Darlin para métricas de mamografía antes del cambio de detector.

Es evidente que una serie de métricas rechazan la hipótesis nula (normalidad) debido a que el p-valor es menor al nivel de significancia de 0,05. Realizando la prueba de normalidad para las métricas posterior al cambio se tiene el Cuadro 6.8:

Métrica	p-valor
SDNR	0,006
SNR	<0,0001
MTF 50 % horizontal	<0,0001
MTF 20 % horizontal	0,094
MTF 10 % horizontal	0,906
MTF 50 % vertical	0,0002
MTF 20 % vertical	0,502
MTF 10 % vertical	0,586
d' (D = 0,01 mm)	0,746
d' (D = 0,25 mm)	0,716

Cuadro 6.14: Prueba de Anderson-Darlin para métricas de mamografía después del cambio de detector.

Nuevamente, hay métricas de calidad con p-valor menor a 0,05, indicando que no hay evidencia suficiente para considerar con una distribución normal.

Tomando en cuenta esto, para eliminar los posibles valores atípicos en el conteo de colores se utiliza la prueba de Tukey (Hoaglin, 2003) o regla de la valla de Tukey, el cual define como un valor atípico (comúnmente conocido como outlier) si este sobrepasa el valor del tercer cuartil más 1,5 veces el RIC (rango intercuartílico) o si es menor que el valor del primer cuartil menos 1,5 veces el RIC, además, este método no requiere que los datos necesariamente tengan una distribución normal.

Para realizar la comparación entre el comportamiento previo y posterior al cambio

del componente de los equipos se pueden utilizar medianas en lugar del promedio puesto que la mediana es menos sensible a valores extremos y a asimetría de los datos y porque es conveniente debido a la prueba estadística que se utilizará. Se requiere entonces comparar si la mediana antes y después del cambio de un componente sufrió una diferencia significativa.

Para la comparación se utiliza una prueba no paramétrica, es decir, que no requiere una distribución particular. La prueba utilizada es la de Mann-Whitney que tiene por lo general dos supuestos principales dictan que la variable dependiente debe medirse a nivel ordinal o continuo y las observaciones de ambos grupos son independientes (Quispe et al., 2019). Generalmente las hipótesis a considerar de manera simplificada en la prueba son las siguientes:

- Hipótesis nula: no hay diferencia significativa entre las dos distribuciones.
- Hipótesis alternativa: hay diferencia significativa entre las dos distribuciones.

La ventaja principal de la prueba Mann-Whitney en contraste con una simple diferencia de medianas es que permite saber si la distribución de los valores en una muestra es mayor o menor que en la otra, utilizando los rangos de los datos (LaerdStatistics, 2018), en otras palabras y de manera simplificada, facilita la comparación para determinar si dos distribuciones provienen de poblaciones diferentes.

En el cuadro 6.15 se aprecian los p-valores menores a 0,05 que indican que se debe rechazar la hipótesis nula y se debe aceptar la alternativa (las poblaciones son distintas).

Métrica	p-valor
SDNR	<0,0001
SNR	<0,0001
MTF 50 % horizontal	0,170
MTF 20 % horizontal	0,125
MTF 10 % horizontal	0,001
MTF 50 % vertical	0,194
MTF 20 % vertical	0,561
MTF 10 % vertical	0,283
d' (D = 0,1 mm)	<0,0001
d' (D = 0,25 mm)	<0,0001

Cuadro 6.15: Prueba de Mann-Whitney entre métricas de mamografía antes y después del cambio de detector.

Es imperativo resaltar que la prueba de Mann-Whitney no compara directamente las medianas, sin embargo, es común que un resultado como el mostrado en cuadro 6.15 junto con gráficas permita ser interpretado como un indicativo de que las medianas pertenecen a poblaciones distintas ya que la hipótesis alternativa indicaría que una de las distribuciones tiende a tener valores mayores que la otra.

Consideraciones para SDNR

La Figura 6.8 muestra el comportamiento de la métrica SDNR conforme avanza el tiempo. Para el análisis, también se trazan las respectivas medianas. En dicha figura se observa que luego del cambio hay una disminución significativa en la mediana, hecho que se ve reforzado con el p-valor menor a 0,05 ($<0,0001$).

La métrica posee una disminución en las medianas correspondiente a -11,89 % con respecto a los valores previos al cambio, no obstante, los valores para la métrica SDNR siguen siendo adecuados, ya que por lo general valores mayores a aproximadamente 4 se consideran correctos para la detección de lesiones o cuerpos propios de estudio médico (Yaffe, 2010).

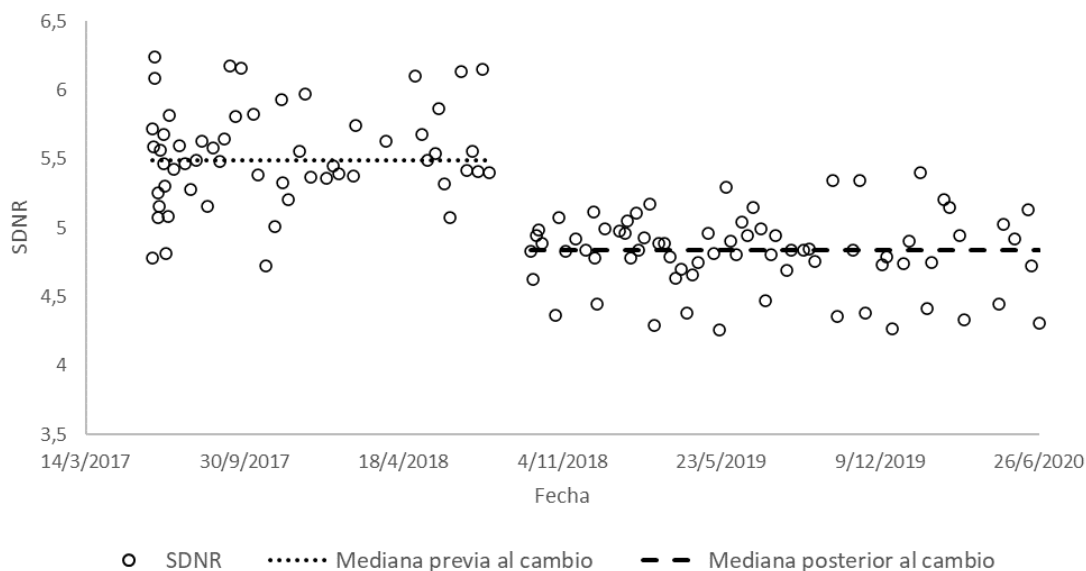


Figura 6.8: Valores de las observaciones de SNDR antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

Consideraciones para SNR

Resulta claro al observar el gráfico de SNR (Figura 6.9) y SDNR (Figura 6.8), que ambos poseen la misma forma, rasgo característico que es de esperar debido a la similitud de las ecuaciones 3.1 y 3.2. El comportamiento del gráfico es similar al caso anterior cuya diferencia entre distribuciones es significativa ($p\text{-valor} < 0,0001$) y cuyo porcentaje de diferencia entre medianas es de $-7,29\%$.

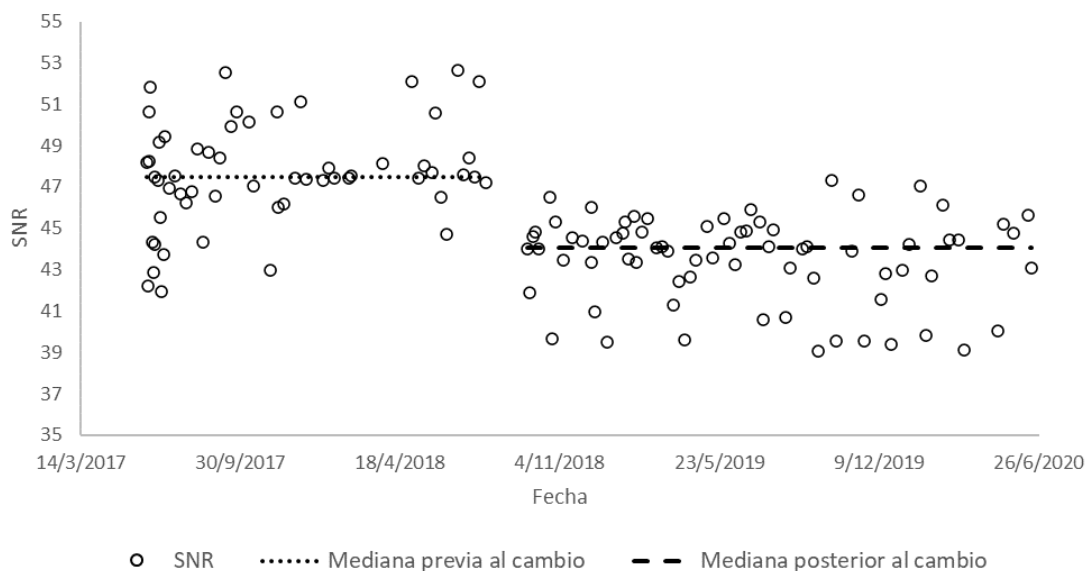


Figura 6.9: Valores de las observaciones de SNR antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2022).

Consideraciones para MTF horizontal

En las Figuras 6.10, 6.11 y 6.12 no se aprecia una gran diferencia entre las líneas de la mediana sin embargo se debe resaltar que luego del cambio de detector los valores para MTF 20 % y 10 % si presentan un aumento. Los porcentajes de diferencia son relativamente bajos: $-1,40\%$ para MTF 50 %, $0,75\%$ para MTF 20 % y $1,67\%$ para MTF 10 %, no obstante, surge un hecho importante: con el resultado de la prueba Mann-Whitney del cuadro 6.15 se tiene que el $p\text{-valor}$ para MTF 10 % es inferior al nivel de significancia ($p\text{-valor} < 0,0001$) conduciendo a aceptar la hipótesis alternativa, es decir, si existe una diferencia significativa entre las distribuciones pudiendo venir de pobla-

ciones distintas.

Caso contrario para MTF 50 % y 20 %, cuyos p-valores son 0,170 y 0,125, es decir, superiores al valor de significancia, no pudiendo rechazar la hipótesis nula. Esto es de suma relevancia porque se puede justificar que posterior del cambio de detector si existe una variación significativa en el valor de la métrica correspondiente a MTF 10 %.

Nótese que los valores de las frecuencias (eje vertical) aumentan conforme el porcentaje del MTF cae del 50 % al 20 % y al 10 % debido a que, a mayor frecuencia, menor MTF.

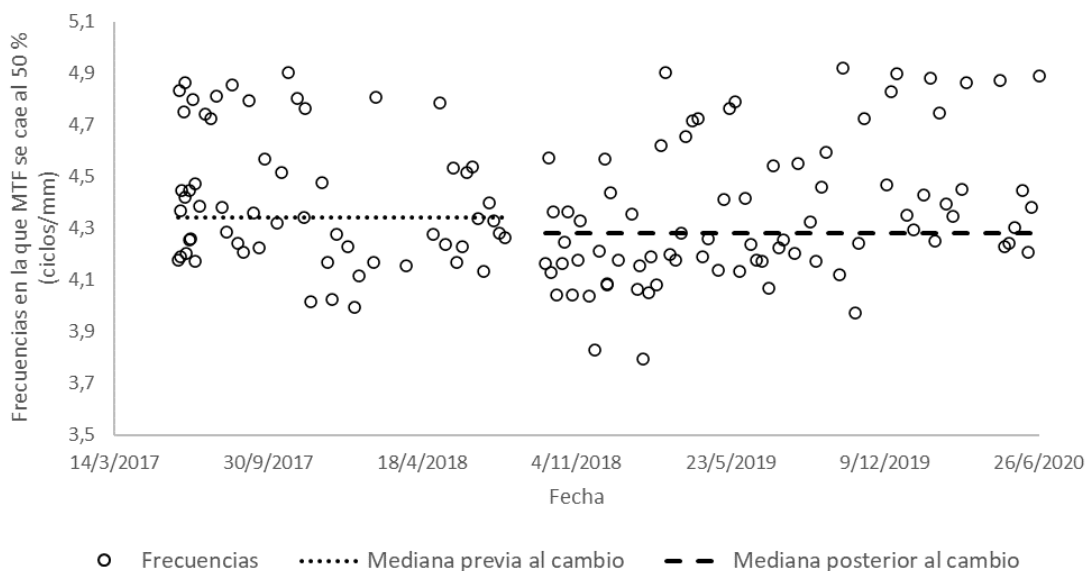


Figura 6.10: Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 50 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

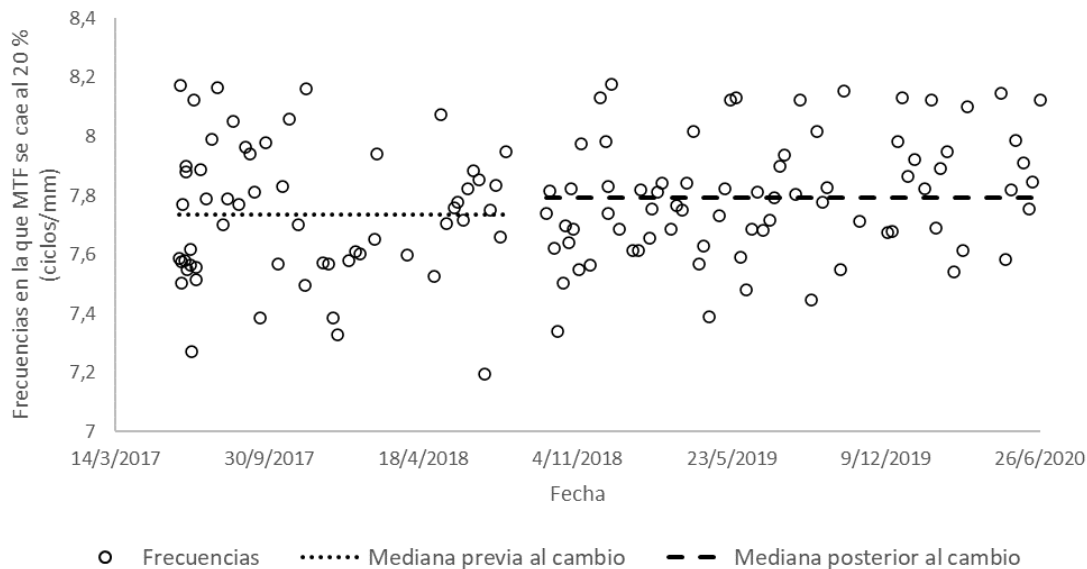


Figura 6.11: Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 20 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

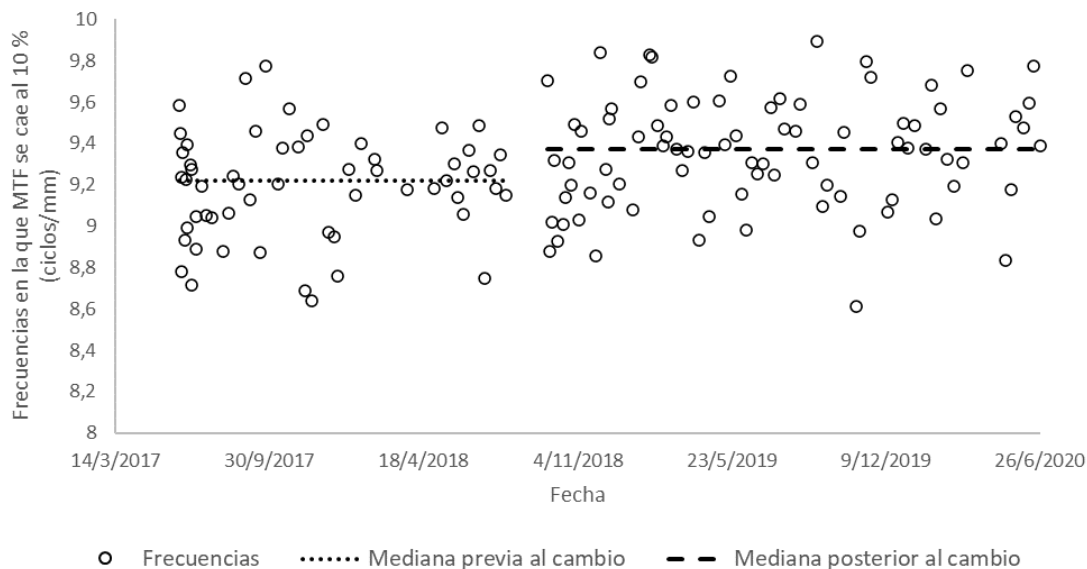


Figura 6.12: Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 10 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

MTF vertical

Similarmente al MTF horizontal basta con observar las Figuras 6.13, 6.14 y 6.15 para comprobar que se mantiene una diferencia de medianas relativamente bajas: -1,31 %, -0,67 % y 0,74 % para MTF 50 %, 20 % y 10 % respectivamente. En el Cuadro 6.15 se comprueba, para las tres métricas, que realmente no se puede considerar que existe una variación significativa entre el antes y el después del cambio del componente, es decir, sus p-valores (0,194, 0,561 y 0,283) son mayores al nivel de significancia no pudiendo rechazar la hipótesis nula. De esta manera, no se tiene evidencia para sugerir que el cambio de detector tuvo un impacto real en las métricas especificadas.

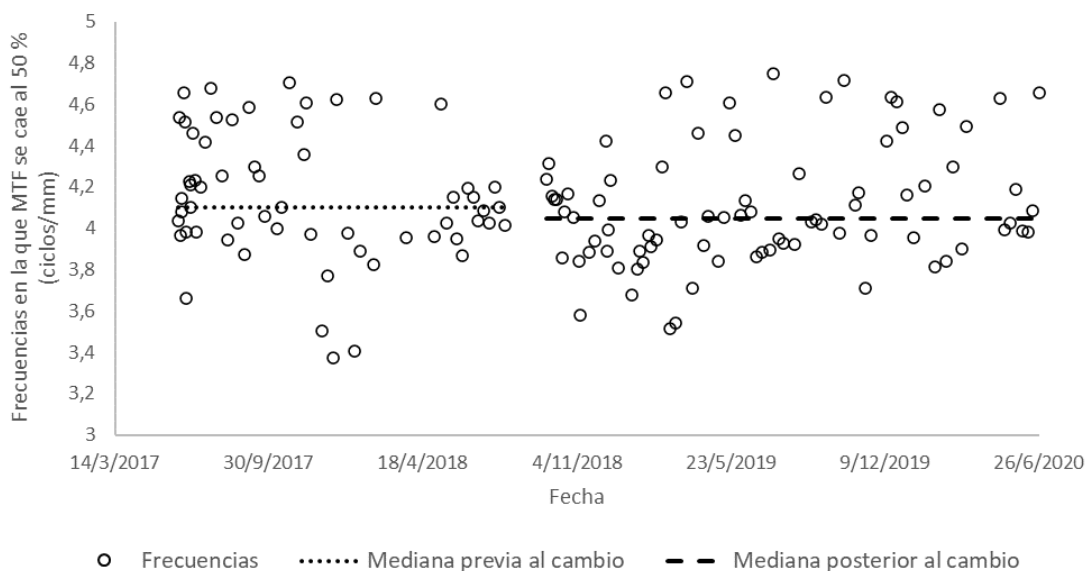


Figura 6.13: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 50 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

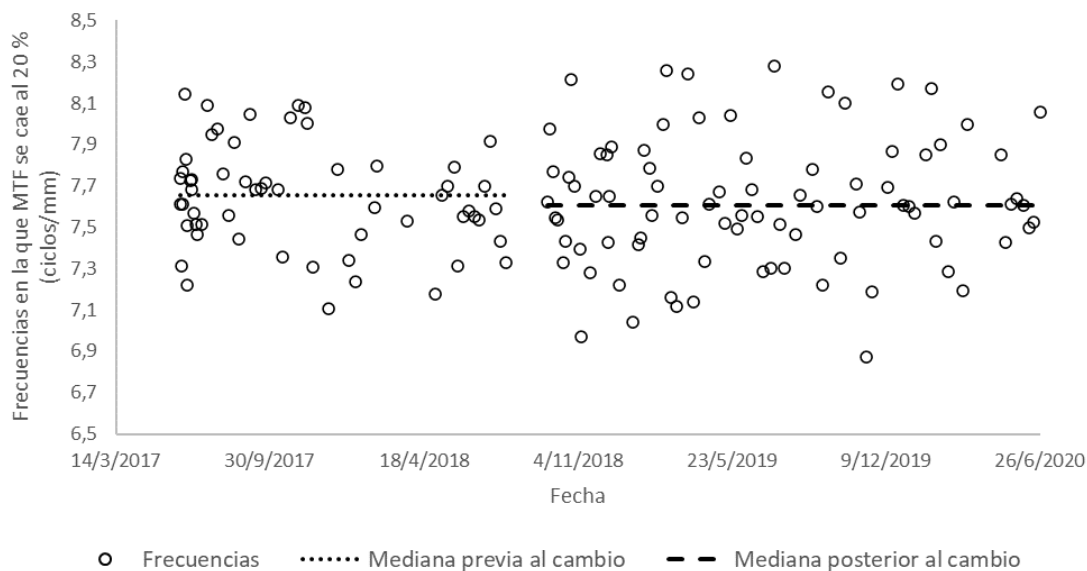


Figura 6.14: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 20 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2023).

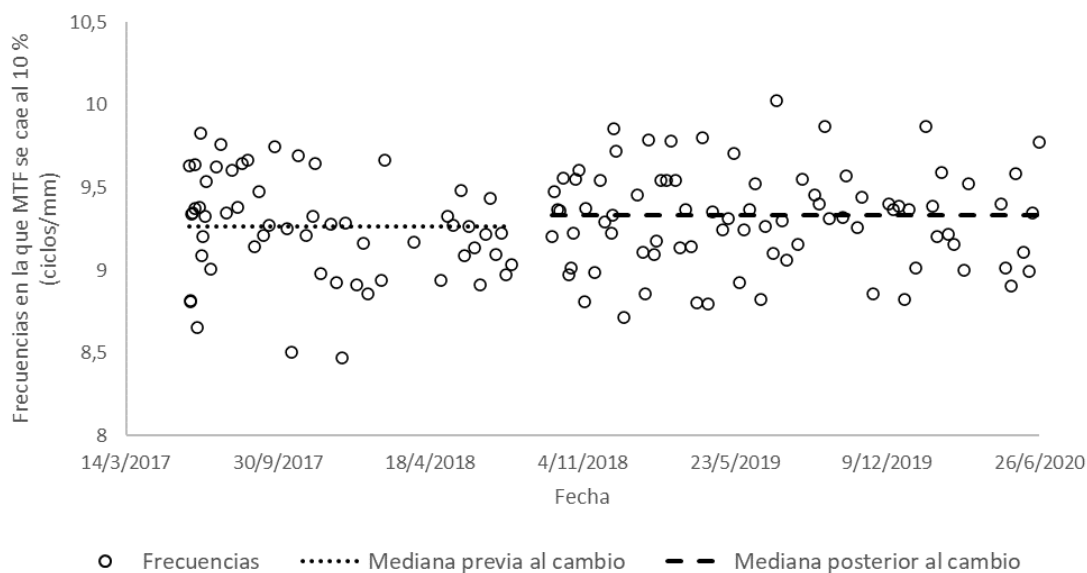


Figura 6.15: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 10 % antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2022).

Índice de sensibilidad

El d' para valores de diámetro de 0,1 mm (Figura 6.16) presenta una diferencia de medianas importante, cuyo valor porcentual es de aproximadamente -15,29 %, no obstante, se logra observar que los valores de d' disminuyen posterior al cambio, dicha diferencia se puede asociar con la prueba de Mann-Whitney señalando que es significativa. Sin embargo, un mayor d' indica que la señal se puede detectar más fácilmente, por lo que la disminución del d' indica una caída en la capacidad de detectabilidad.

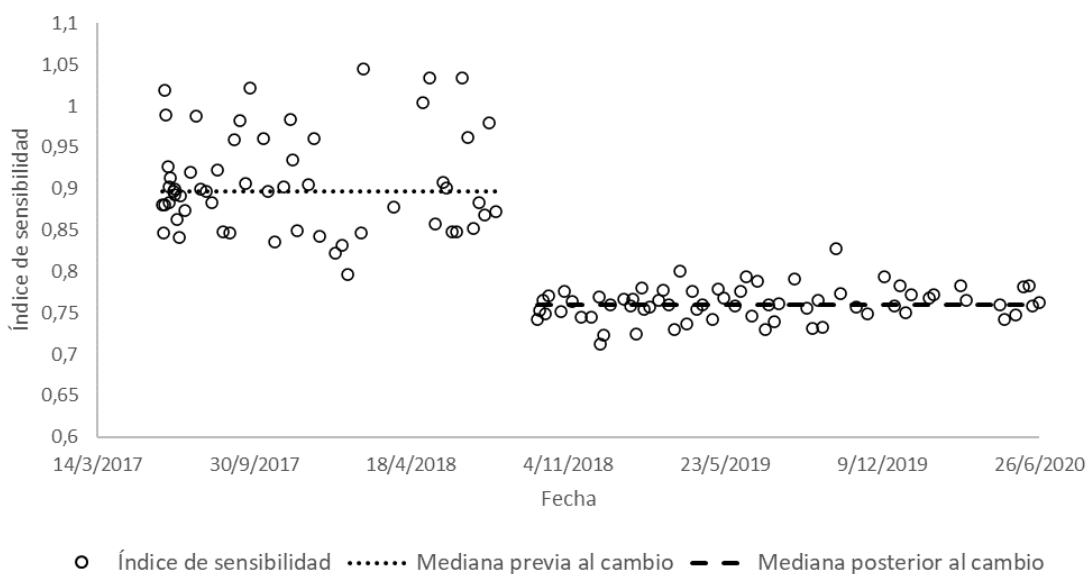


Figura 6.16: Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 0,1 mm) antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2022).

De la misma manera sucede para d' con valores del diámetro de 0,25 mm, donde la diferencia de medianas es cercana a -15,32 %, nuevamente es una diferencia significativa, apoyada bajo el p-valor dado que es menor al nivel de significancia (aceptando la hipótesis alternativa), lo que podría conducir a una pérdida en la capacidad de diferenciar ruido de la señal.

6.3.3 Análisis estadístico integral de los gráficos de control: RX

Al igual que los gráficos de control para mamografía, es imperante reconocer si no se trata de una distribución normal, para ello se aplica una vez más la prueba de

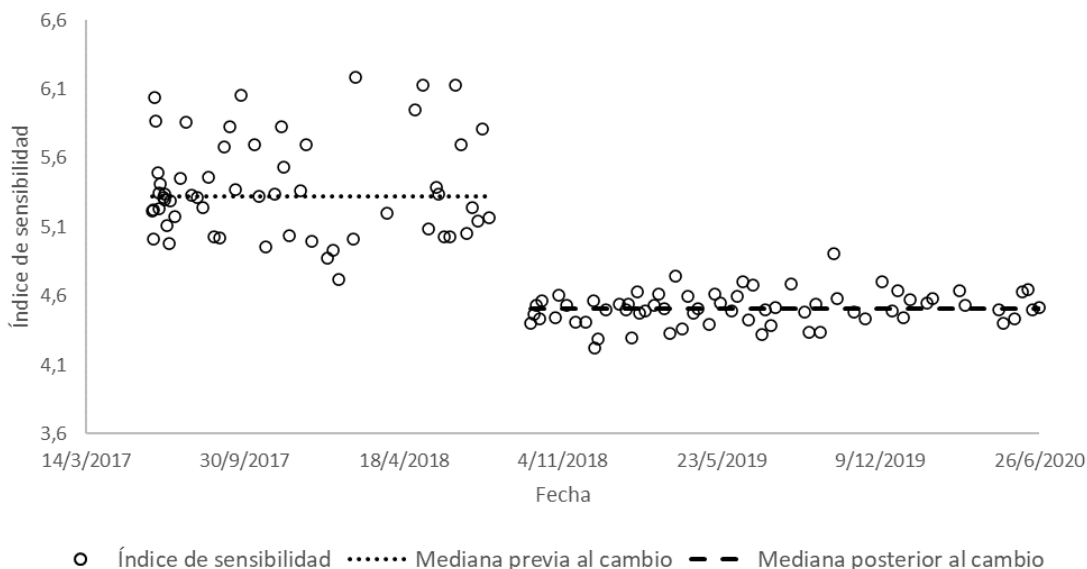


Figura 6.17: Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 0,25 mm) antes y después del cambio de detector. Elaboración propia (2022).

Anderson-Darling dando por resultados los mostrados en el Cuadro 6.16

Métrica	p-valor
SDNR	0,096
SNR	0,326
MTF 50 % horizontal	0,900
MTF 20 % horizontal	0,868
MTF 10 % horizontal	0,822
MTF 50 % vertical	0,985
MTF 20 % vertical	0,039
MTF 10 % vertical	0,287
d' (D = 0,3 mm)	0,001
d' (D = 4 mm)	0,529

Cuadro 6.16: Prueba de Anderson-Darlin para métricas de RX antes del cambio del tubo de RX.

Es interesante observar que a diferencia de mamografía, la mayoría de métricas no pueden rechazar la hipótesis nula exceptuando las métricas correspondientes a MTF 20 % vertical y a d' con $D = 0,3$ mm. Del mismo modo realizando la prueba de normalidad para las observaciones después del cambio del tubo de RX se tiene el Cuadro 6.17.

Nótese que la métrica correspondiente a MTF 50 % vertical rechaza la hipótesis

Métrica	p-valor
SDNR	0,915
SNR	0,099
MTF 50 % horizontal	0,857
MTF 20 % horizontal	0,876
MTF 10 % horizontal	0,056
MTF 50 % vertical	0,008
MTF 20 % vertical	0,714
MTF 10 % vertical	0,636
d' (D = 0,3 mm)	0,192
d' (D = 4 mm)	0,053

Cuadro 6.17: Prueba de Anderson-Darlin para métricas de RX después del cambio del tubo de RX.

nula.

Pese a que la mayoría de métricas no tienen evidencia para descartar la normalidad de la distribución, existen métricas que no se pueden clasificar bajo esa distribución, por ello, se utilizarán las mismas pruebas que en mamografía dado que no requieren como supuesto la normalidad, de esta forma, se mantiene uniformidad en los análisis, es otras palabras, para valores atípicos se utiliza el RIC y la prueba de Mann-Whitney para, grosso modo, identificar si dos distribuciones provienen de poblaciones diferentes.

En el Cuadro 6.18 se muestra la prueba de Mann-Whitney entre métricas.

Métrica	p-valor
SDNR	0,076
SNR	<0,0001
MTF 50 % horizontal	<0,0001
MTF 20 % horizontal	<0,0001
MTF 10 % horizontal	<0,0001
MTF 50 % vertical	<0,0001
MTF 20 % vertical	<0,0001
MTF 10 % vertical	<0,0001
d' (D = 0,01 mm)	<0,0001
d' (D = 0,25 mm)	0,006

Cuadro 6.18: Prueba de Mann-Whitney para métricas de RX antes y después del cambio del tubo de RX.

SDNR

Los gráficos de control para SDNR y SNR muestran un comportamiento similar, no obstante, de nuevo resulta interesante analizar un dato en particular que aparece si no

se filtran los valores atípicos (día 2 de julio de 2018) como se aprecia en la Figura 6.18. Esta anomalía no vuelve a ser visible a lo largo de todo el análisis por lo que pudo ser un error operacional, además, tal valor es cercano a cero con respecto a los demás datos graficados, por lo que teóricamente indicaría que no es posible distinguir objetos con respecto al fondo de acuerdo con la definición matemática de SDNR (ecuación 3.3). En tal circunstancia y bajo un programa activo, el físico médico inmediatamente debe informar a la institución o persona encargada respectiva que repita el análisis para descartar un mal funcionamiento del equipo, algún descuido o equivocación de la persona generadora del estudio.

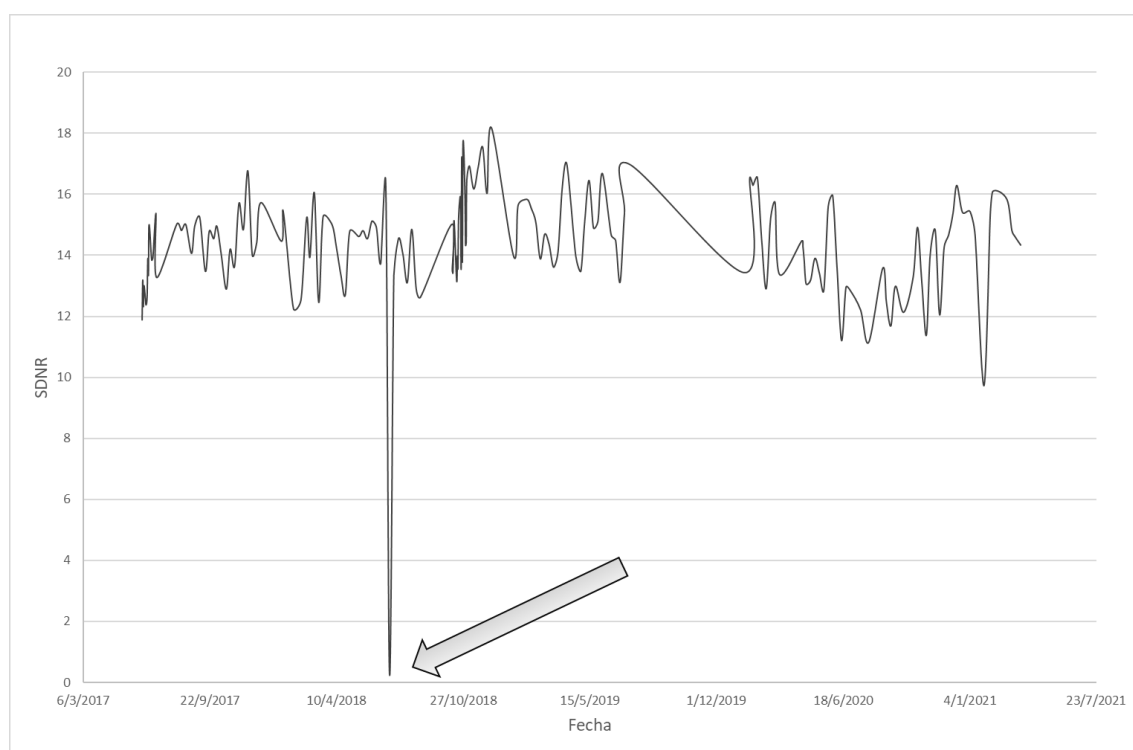


Figura 6.18: Puntos fuera de los límites de control para SDNR en RX. Elaboración propia (2023).

Con respecto a los valores numéricos es necesario remitir al criterio de Rose (llamado así por Albert Rose), el cual establece que para identificar de manera fiable un objeto es necesario que se cumpla que el SNR tenga un valor al menos de 5 (Bushberg and Boone, 2011) y aunque se pueden detectar objetos con valores inferiores a 5 la probabilidad de detección no es del 100 %.

Conveniente es mencionar que existe un ligero aumento en el valor de las métricas

mencionadas antes y después del cambio del tubo de RX, a partir del cual, se da inicio con el nuevo tubo de RX.

Para poder apreciar el aumento de 2,09 % se observan las medianas en la Figura 6.19 para los datos correspondientes a antes y después del cambio del tubo de RX considerando este aumento no significativo de acuerdo con el Cuadro 6.18 ya que el p-valor es 0,076, no pudiendo rechazar la hipótesis nula que indica que no hay una diferencia significativa entre las distribuciones, determinando así, que las muestras estadísticamente provienen de una misma población.

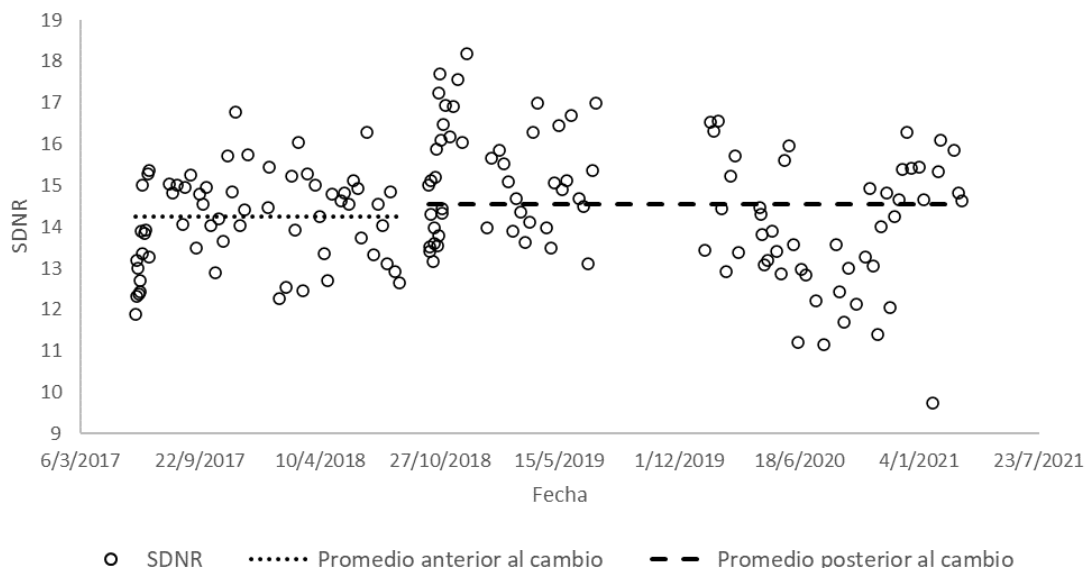


Figura 6.19: Valores promedio de SNDR antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

El aumento es más significativo en los valores promedio de SNR puesto que la discrepancia entre medianas es de 9,33 % con respecto al valor antes del cambio, acompañado de un p-valor menor a la significancia, de esta manera indicando que es convincente razonar sobre su origen en poblaciones distintas considerando que existe una mejor señal en relación con el ruido. Gráficamente se observa en la Figura 6.20 el aumento de los valores promedio para SNR.

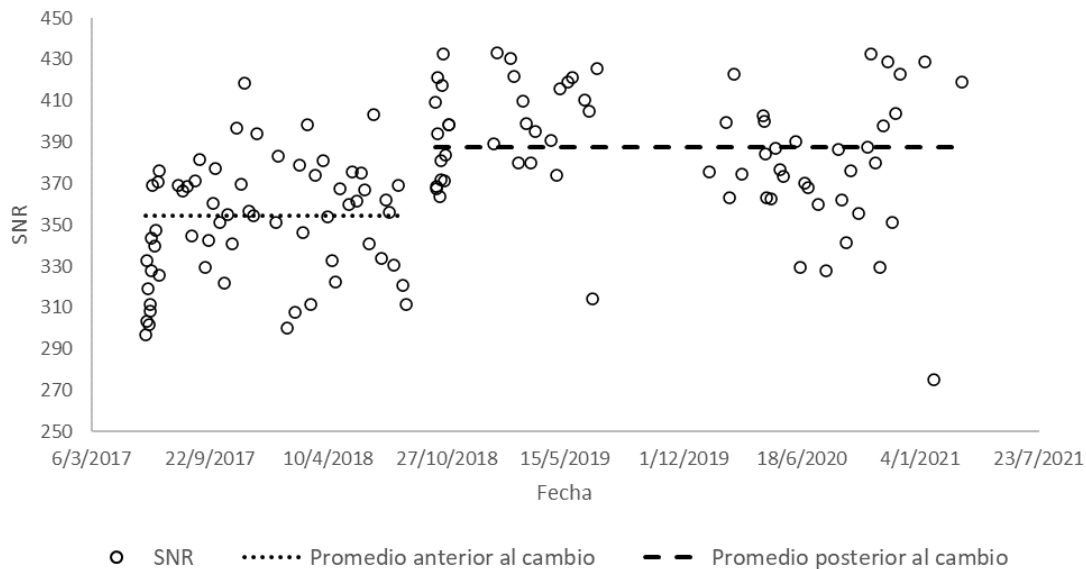


Figura 6.20: Valores de las observaciones de SNR antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

MTF horizontal

En la Figura 6.21, referente a MTF horizontal, se muestra los valores de las frecuencias a los que el MTF cae al 50 % en donde existe un valor de diferencia porcentual de las medianas de 2,45 %, marcando un aumento en el valor de la métrica, notando que el p-valor es menor a la significancia indicando diferentes poblaciones.

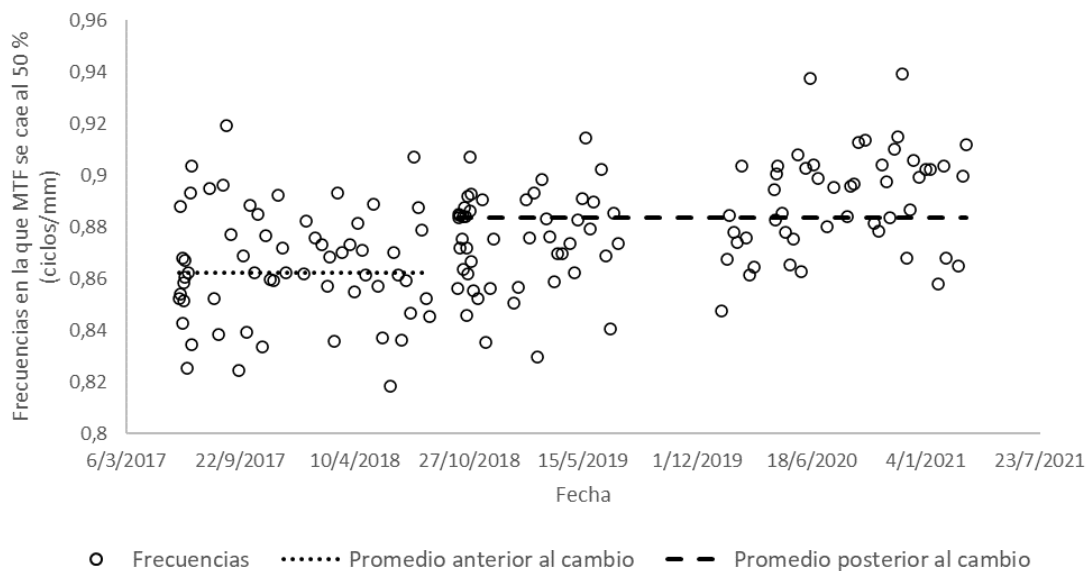


Figura 6.21: Valores de las observaciones para los que el MTF horizontal cae al 50 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

Lo propio sucede con valores respectivos al 20 % (Figura 6.22) y 10 % (figura 6.23) horizontales, cuyos valores de discrepancia son de 3,22 % y 2,89 %, donde nuevamente, la diferencia es significativa apoyándose en los valores del Cuadro 6.18 menores a 0,05.

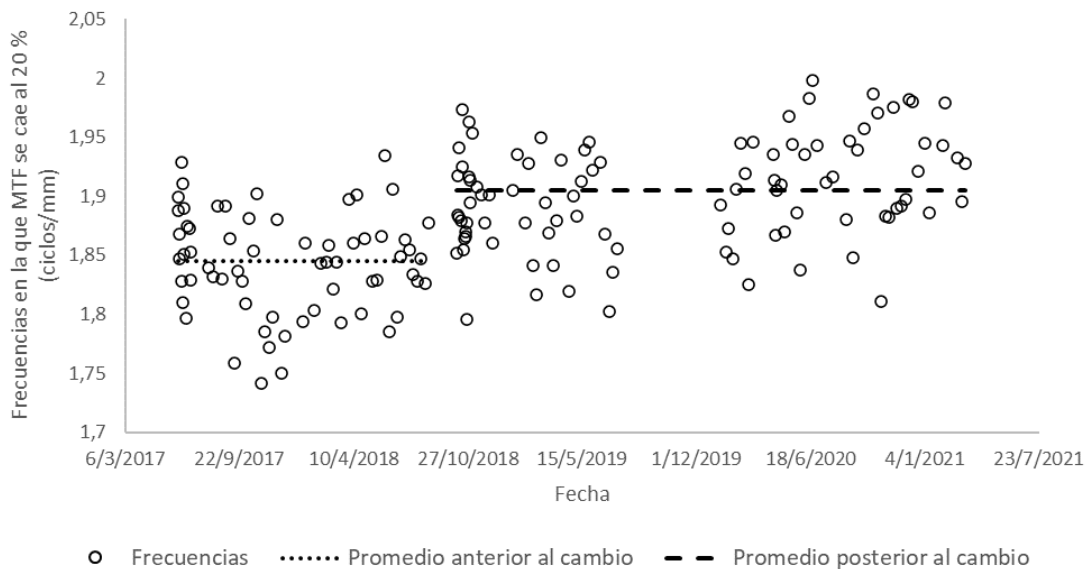


Figura 6.22: Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 20 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

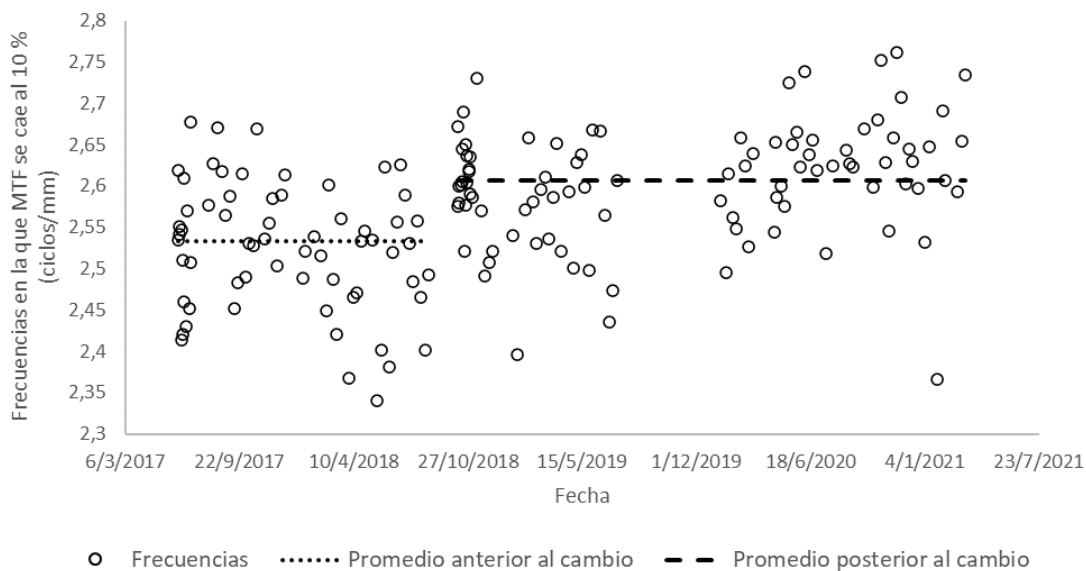


Figura 6.23: Valores de frecuencia para los que el MTF horizontal cae al 10 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

MTF vertical

Para las gráficas propias de la métrica MTF vertical que muestran los valores de las frecuencias, a los que el MTF cae al 50 %, 20 % y 10 %, prevalece nuevamente el patrón de crecimiento posterior al cambio del tubo, mejorando el valor de la métrica. Las tres métricas poseen un p-valor menor a 0,05 por lo que estadísticamente son poblaciones significativamente diferentes cuyas discrepancias entre medianas para MTF vertical de 50 % (Figura 6.24), 20 % (Figura 6.25) y 10 % (Figura 6.26) son de 2,61 %, 4,30 %, y 5,81 % respectivamente.

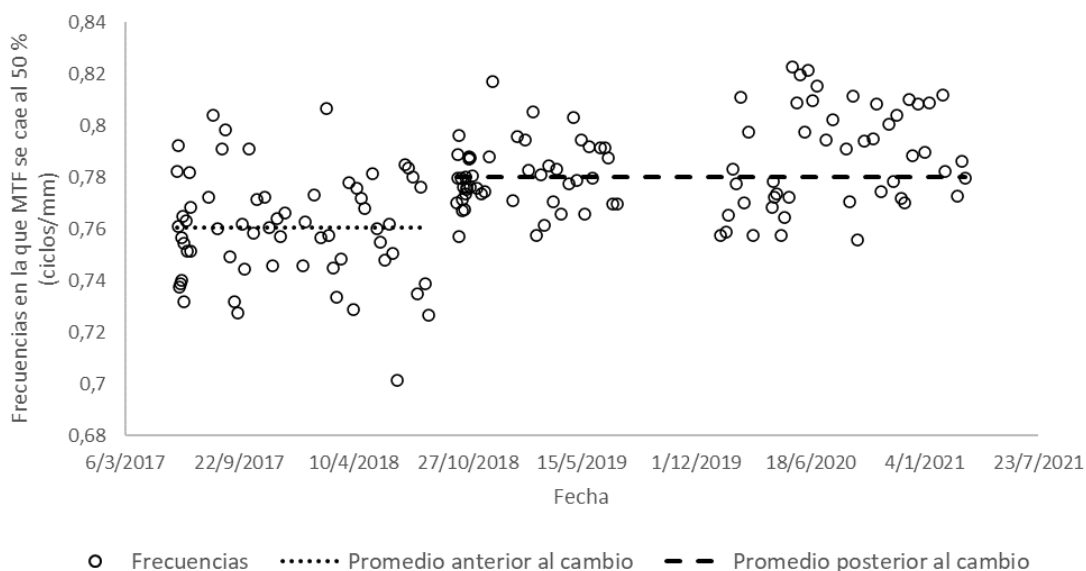


Figura 6.24: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 50 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2022).

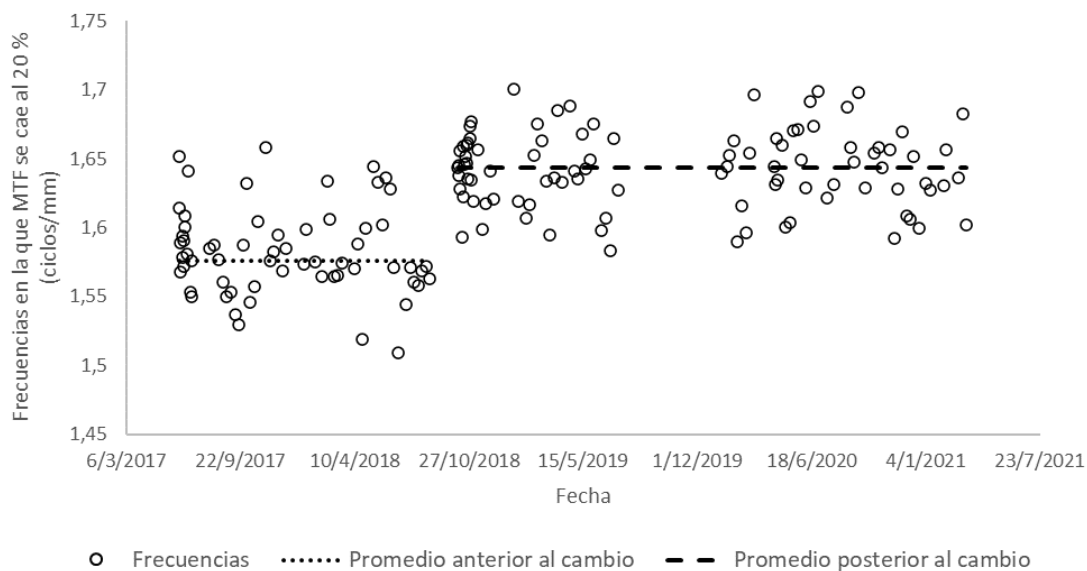


Figura 6.25: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 20 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2022).

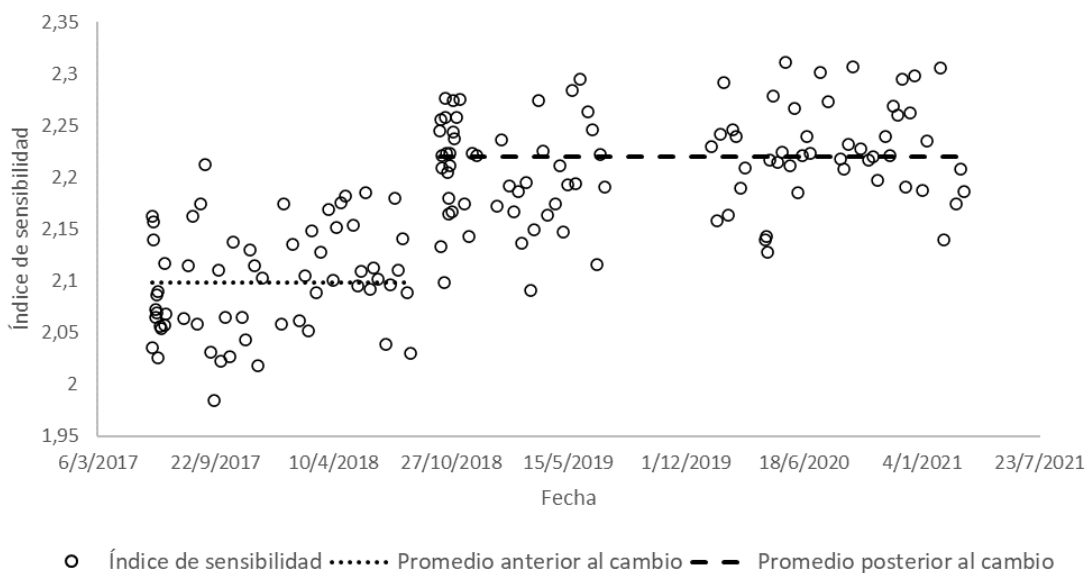


Figura 6.26: Valores de frecuencia para los que el MTF vertical cae al 10 % antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2022).

Índice de sensibilidad

En el índice de sensibilidad hay un cambio importante para valores de diámetro de 0,3 mm en vista de que, como lo muestra la Figura 6.27, luego del cambio los valores de la métrica aumentaron, siendo un 9,01 % el valor de discrepancia entre medianas respaldando la hipótesis alternativa dado un p-valor menor a 0,05. Existe una mejora en virtud de que una d' más alta indica menos errores o falsas alarmas (McIntosh, 2017), en otras palabras, un d' más alto indica una mayor capacidad del sistema para detectar las lesiones o características de interés.

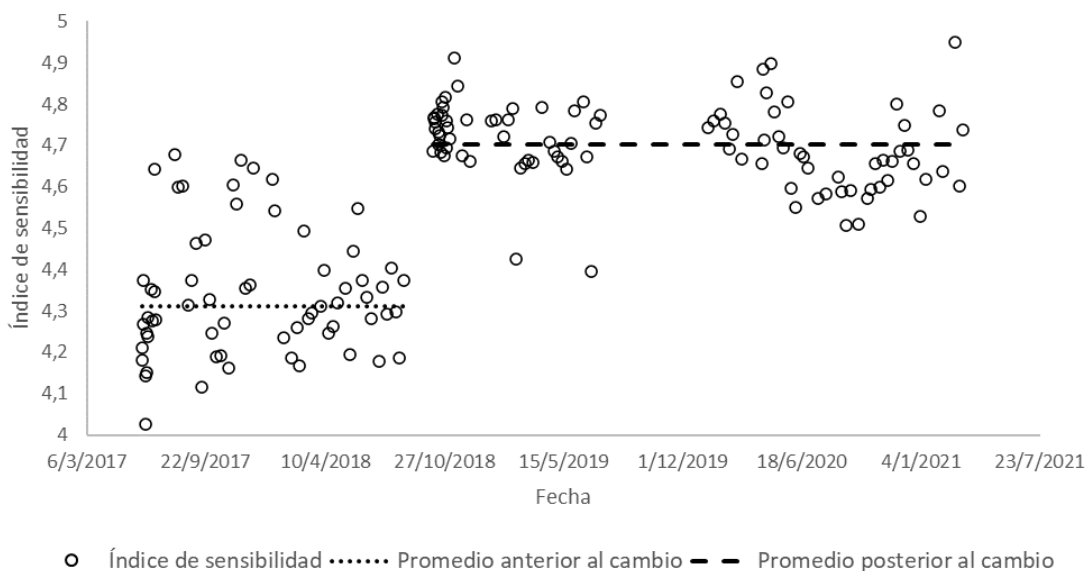


Figura 6.27: Valores de las observaciones para para el índice de sensibilidad (diámetro 0,3 mm) antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

Para un diámetro de 4 mm, la discrepancia porcentual tiene un valor de 1,11 % por lo que la diferencia entre medianas es pequeña, sin embargo, pese a ser bajo, el p-valor es lo suficientemente bajo como para considerarse que las medianas provienen de dos poblaciones distintas. En la figura 6.28 se muestran los valores de la métrica d' para 0,3 mm, sin embargo, al igual que todas las métricas anteriores, la discrepancia porcentual indica un valor mayor posterior al cambio del tubo de RX.

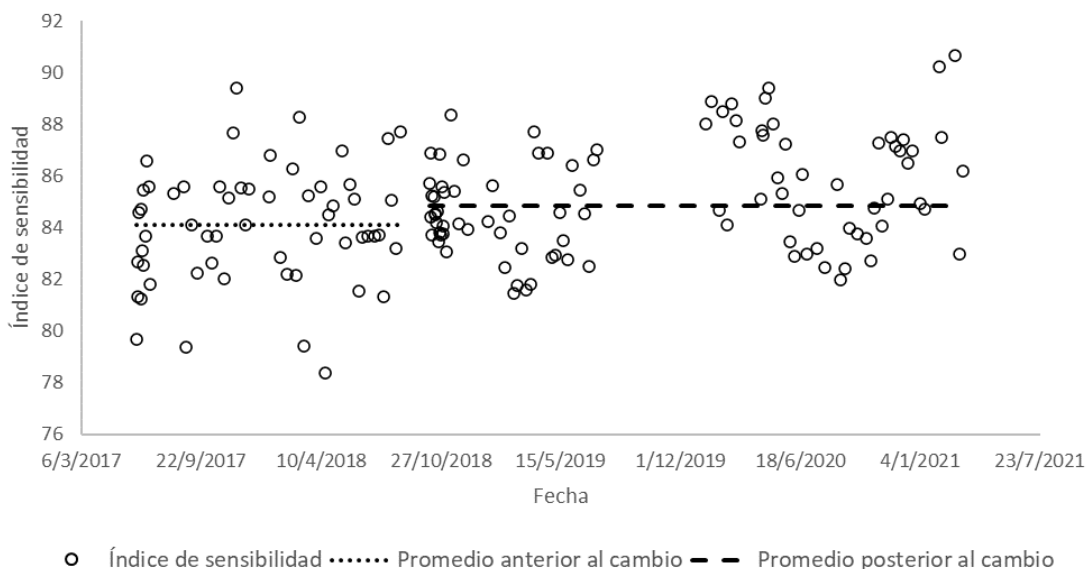


Figura 6.28: Valores de las observaciones para el índice de sensibilidad (diámetro 4 mm) antes y después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2023).

6.3.4 Consideraciones generales para mamografía y RX

A pesar de las expectativas, no existe una relación entre el personal técnico que realizó la toma de datos en mamografía y los picos que salen de las cotas, observados en los distintos gráficos. Tras analizar los datos, se observó que no existía una tendencia clara a obtener ya sea valores altos o valores bajos por parte de alguna o algunas personas del personal encargado de la toma de datos. En lugar de ello, se encontró que los valores fluctuaban en todos los casos, independientemente de la persona responsable de la toma de datos. La misma tendencia sucede en la toma de los datos de RX dado que es realizado únicamente por una persona.

Por otro lado, un aumento en el valor de las métricas de calidad sin un aumento en la dosis, significa una mejoría en la capacidad de detección. Para mamografía existen varias métricas cuyo valor disminuyó después del cambio pero que cuya variación es no significativa, por lo que, pese a que hubo un detrimento en el valor de las métricas, no se puede concluir inmediatamente la existencia de una pérdida en la detección y observación, puesto que, una disminución en la métrica podría compensarse con una mejoría en el equipo y su software.

En los Cuadros 6.19 y 6.20 se observa el resumen de la variación porcentual de las medianas antes y después del cambio de un componente importante en los equipos junto con la aceptación de la hipótesis alternativa de la prueba de Mann Whitney. Se observa la tendencia a la subida del valor de todas las métricas en RX, no obstante, en mamografía hay valores como lo son el SDNR, SNR, MTF H 50 %, MTF V 50 %, MTF V 20 %, d' (0,1 mm) y d' (0,25 mm) que tienen un cambio negativo, pese a que existe un cambio de detector. Lo visto en mamografía pareciera sugerir que el cambio en el detector permite suministrar una menor dosis (menor señal) pero implicando una reducción en las métricas.

Métrica	Cambio en el valor de la mediana	Hipótesis alternativa
SDNR	11,89 % ↓	Sí
SNR	7,29 % ↓	Sí
MTF H 50 %	1,40 % ↓	No
MTF H 20 %	0,75 % ↑	No
MTF H 10 %	1,67 % ↑	Sí
MTF V 50 %	1,31 % ↓	No
MTF V 20 %	0,67 % ↓	No
MTF V 10 %	0,74 % ↑	No
d' D = 0,01 mm	15,29 % ↓	Sí
d' D = 0,25 mm	15,32 % ↓	Sí

Cuadro 6.19: Comparación de la variación porcentual de medianas y entre RX y mamografía antes y después del cambio de un componente en el equipo

Métrica para RX	Cambio en el valor de la mediana	Hipótesis alternativa
SDNR	2,09 % ↑	No
SNR	9,33 % ↑	Sí
MTF H 50 %	2,45 % ↑	Sí
MTF H 20 %	3,22 % ↑	Sí
MTF H 10 %	2,89 % ↑	Sí
MTF V 50 %	2,61 % ↑	Sí
MTF V 20 %	4,30 % ↑	Sí
MTF V 10 %	5,81 % ↑	Sí
d' D = 0,3 mm	9,10 % ↑	Sí
d' D = 4 mm	0,87 % ↑	Sí

Cuadro 6.20: Comparación de la variación porcentual de medianas entre RX y mamografía antes y después del cambio de un componente en el equipo

Pese al interesante resultado y como lo mencionan varios autores (Tsalafoutas et al., 2022), es imperativo mayor estudio en el área y evaluar con más detalle en qué medida las evaluaciones son aplicables en imágenes clínicas puesto que, como mencionan, “el

efecto de la dosis y la calidad del haz en las métricas de calidad de imagen puede estar oculto por el efecto superior del protocolo de procesamiento de dichas métricas". Es decir, el proceso de análisis de las métricas de calidad de imagen, así como el procesamiento de la imagen y los algoritmos utilizados, pueden tener un impacto mayor que la propia dosis de radiación en sí misma. Por otro lado, la causa real de la generación de los aumentos o disminución de los valores en ciertas métricas luego del cambio de un componente del equipo aún tiene cierto grado incertidumbre (Tsalafoutas et al., 2022).

La presente tesis, forma una parte inicial en la investigación e implementación de los controles de calidad remotos y automatizados mediante un sitio web y el uso del software ATIA a una escala mucho mayor a lo largo del globo, dado que su factibilidad muestra que es el camino que se debe seguir. Además, al ser una metodología nueva, aún se encuentra en investigación siendo necesario un mayor número de equipos a analizar y una mayor cantidad de profesionales de distintas áreas, puesto que existe un grupo internacional pequeño de profesionales dedicado a la implementación de programas de control de calidad remoto (Mora et al., 2021). Desde luego, esta metodología permite que puedan realizar controles de calidad automatizados y remotos en lugares en los que antes no se realizaban o no eran regulares. Se espera que los hallazgos encontrados en esta tesis promuevan una mayor investigación por parte de profesionales en el área, además de poder explorar distintas formas de realizar el control de calidad remoto y automatizado.

7 Conclusiones

Para la extracción de métricas en cada imagen del maniquí y los mapas de varianza, el software ATIA demostró ser una herramienta muy poderosa debido a su interfaz sencilla y capacidad para obtener satisfactoriamente dichas métricas. Conjuntamente a lo anterior, es un software gratuito y asequible para medir la calidad de las imágenes y ha sido validado numerosas veces por personal capacitado (Mora et al., 2021).

Por otra parte, el sitio web fue creado para la visualización de los gráficos de las métricas de calidad en función del tiempo, siendo requerido crear la respectiva base de datos para el almacenamiento y consulta de los valores de las métricas y pese a que este fue creado de manera local y completamente funcional, debió ser probado en un "hosting" gratuito para comprobar su puesta en marcha de manera conforme, de este modo, las gráficas mostradas facilitaron en gran medida el análisis temporal de las métricas detectando valores que exceden las cotas establecidas. Así, la creación del sitio web para el análisis de los datos provenientes de un programa de control de calidad demostró ser una solución efectiva y novedosa para el seguimiento y optimización de los servicios de RX y mamografía dado que es automatizado y remoto.

La correcta evaluación del desempeño del equipo mediante el análisis temporal de las métricas de calidad mostró la factibilidad del sitio web, no obstante, fue imperativo comprobar el correcto funcionamiento haciendo uso de una hoja de cálculo para validar este. Se cumplió satisfactoriamente la validación funcionando de acuerdo con lo esperado, el sitio web cumplió la meta, siendo de suma utilidad para la monitorización de las métricas. Una planificación cuidadosa y una implementación de un programa de control de calidad robusto es, en definitiva, una solución valiosa para mejorar la eficiencia de los servicios de mamografía y RX. Los gráficos generados por el sitio web manifestaron una relación directa entre el cambio de tubo de RX aumentando en todos los casos el valor de las métricas de calidad de imagen, no obstante, en mamografía sucedió una tendencia distinta para las métricas SNR, SDNR, MTF horizontal 50 %, aunque este último presenta una muy leve disminución, lo mismo sucedió para MTF vertical 50 % y finalmente, para los índices de sensibilidad el descenso fue más

apreciable. Por otra parte, para la evolución de los mapas de varianza, fue creado un código generado en ImageJ, que contabilizaba la cantidad de píxeles rojos, amarillos y verdes pero que lamentablemente mostraba una gran dispersión, impidiendo observar una tendencia marcada evidente. Pese a esto, una ligera tendencia fue observada, esto es, la cantidad de píxeles verdes decreció con respecto al tiempo, indicando una ligera pérdida esperada de uniformidad que posiblemente es debida a la fatiga general del equipo debido al paso del tiempo, sucedido en el estudio para mamografía de manera similar antes y después del cambio del detector, para RX infortunadamente no se cuenta con datos antes del cambio del tubo de RX, no obstante, después del cambio de detector el comportamiento permanece similar al equipo de mamografía, decreciendo la uniformidad (píxeles verdes).

Finalmente, la metodología utilizada demostró ser efectiva, hecho que se ve reflejado en los resultados altamente satisfactorios que permitieron alcanzar los objetivos establecidos. El éxito obtenido por el uso de herramientas como el software ATIA y la implementación del sitio web, es un ejemplo de cómo en un futuro cercano llevar a cabo el control de calidad remoto y automatizado será la norma y teniendo la ventaja principal que los datos se podrán monitorear tiempo real logrando advertir anticipadamente a los centros de salud la existencia de alguna eventualidad de atención. Además se comprobó un efecto particularmente importante: un cambio en alguno de los componentes de los equipos de mamografía o RX sí genera una variación importante en algunas de las métricas lo que termina de demostrar la relevancia de la investigación en la presente tesis.

8

Recomendaciones

- Para el control de acceso a un sitio web es importante contar con una contraseña, sin embargo, no es suficiente sí sola, por lo que se recomienda el cambio periódicamente, autenticación de dos pasos, utilización de caracteres especiales y tamaño de la misma. Por otro lado, pese a que no se trata de información sensible, es una buena práctica encriptar la base de datos para mejorar la seguridad de la información y evitar la manipulación no deseada por parte de intrusos, a su vez que se protegen las contraseñas. No obstante, lo anterior presenta la desventaja de que puede afectar negativamente el rendimiento del sitio web.
- En la figura 6.2 se evidencia la imposibilidad de realizar un correcto análisis y conteo del cambio en la cantidad de pixeles rojo, amarillos y verdes con el paso del tiempo por lo que se debe recapitular la forma en la que se tomaron las imágenes para evitar caer en el mismo inconveniente.
- Es de suma importancia mantener en divulgación la herramienta ATIA para que un mayor número de profesionales en el área la puedan utilizar y a su vez, obtener más información para futuras investigaciones.
- El software ATIA es una valiosa herramienta para obtener métricas precisas y objetivas para promover los programas de control de calidad remotos y automatizados. Por lo que es necesario fomentar el uso de este software, además que al ser un software nuevo, su uso contribuirá al avance y mejoramiento de los estándares para los controles de calidad, sumado a esto se debe considerar que no consume una gran cantidad de recursos computacionales y puede ser usado en entornos con limitaciones computacionales. Además, como se demostró, los programas de control de calidad en línea son una solución temprana y rápida para prevenir problemas y tomar decisiones inmediatas por ello se debe impulsar su creación y uso tan pronto como sea posible.
- Pese a que los valores de las métricas pueden aumentar o disminuir, bajo ciertos cambios de los componentes del equipo, se introducen nuevos parámetros, por lo

que en algunas ocasiones podría llegar a ser necesario reiniciar el estudio como si de un equipo nuevo se tratase.

- Para los mapas de variación se propuso un modelo lineal, sin embargo, debido a que no existe un patrón claro en las gráficas, cabe la posibilidad que un modelo más complejo se ajuste mejor a las observaciones.

Bibliografía

- Anzar, S. and Sathidevi, P. (2012). An efficient pso optimized integration weight estimation using d-prime statistics for a multibiometric system. *International Journal on Bioinformatics and Biosciences*, 2(3).
- Apache (2020). What is the apache http server project? http://httpd.apache.org/ABOUT_APACHE.html.
- Asociación Colombiana de Radiología (2020). Historia de la radiología. <https://www.acronline.org/Nosotros/Historia-de-la-Radiologia>.
- Berners-Lee, T. J. and Cailliau, R. (1990). Worldwideweb: Proposal for a hypertext project.
- Bernhardt, P., Mertelmeier, T., and Hoheisel, M. (2006). X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study. *Medical Physics*, 33(11):4337–4349.
- Binst, J., Verhoeven, H., Lemmens, K., Jacobs, A., Jacobs, J., Dewilde, S., Marshall, N., and Bosmans, H. (2020). 15 years of remotely controlled daily quality control in digital mammography. In 15th International Workshop on Breast Imaging (IWBI2020), volume 11513. SPIE.
- Blanco, S. A. A., Canevaro, L., Fleitas, I., Khoury, H., Kodlulovich, S., Mora, P., and Roas, N. (2021). Protocolos de control de calidad para radiodiagnóstico en américa latina y el caribe.
- Boreman, G. D. (2001). Modulation transfer function in optical and electro-optical systems, volume 10. SPIE press Bellingham, WA.
- Bourdon, R. (2011). Wampserver, a windows web development enviroment. <https://www.wampserver.com/en/>.
- Brackets (2014). Why use brackets? <http://brackets.io/>.
- breastcancer.org (2022). Understanding Breast Calcifications.

- Busch, U. (2016). Wilhelm conrad roentgen. el descubrimiento de los rayos x y la creación de una nueva profesión médica. Rev Argent Radiol. [http://dx.doi.org/10.1016/j.rard, 3](http://dx.doi.org/10.1016/j.rard.2016.03.003).
- Bushberg, J. T. and Boone, J. M. (2011). The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins.
- Bustos, G. (2019). ¿qué es css? <https://www.hostinger.es/tutoriales/que-es-css/>.
- Bustos, G. (2020). ¿qué es html? explicación de los fundamentos del lenguaje de marcado de hipertexto. <https://www.hostinger.es/tutoriales/que-es-html/>.
- Camacho Castillo, S. P. (2015). Desarrollo de una plataforma web para el sistema de gestión de la información de proyectos de fiscalización realizados por la empresa tecnie, accesible local y remotamente. B.S. thesis, Quito: EPN, 2015.
- Commission, I. E. et al. (2007). Medical electrical equipment-characteristics of digital x-ray imaging devices-part 1-2: determination of detective quantum efficiency detectors used in mammography. IEC 62220-1-2, Ed. 1.0.
- Cuesta, I. (2016). Colores rgb. <https://www.calculadoraconvertidor.com/colores-rgb/>.
- Dance, D., Christofides, S., Maidment, A., McLean, I., and Ng, K. (2014). Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. endorsed by: American association of physicists in medicine, asia-oceania federation of organizations for medical physics, european federation of organisations for medical physics. International Atomic Energy Agency (IAEA): IAEA.
- Elhain, A. M. (2015). An investigation of the influence of radiographic malpositioning and image processing algorithm selection on ICU/CCU chest radiographs. PhD thesis, University of Bradford.
- Elrod, D. (2005). Auditory signal detection. http://www.csic.cornell.edu/201/signal_detection.
- Foundation, S. E. (2014). Medical image characteristics and quality factors. <http://www.sprawls.org/resources/>.

- Gálvez, M. M. (2013). Algunos hitos históricos en el desarrollo del diagnóstico médico por imágenes. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(1):5–13.
- Geha, H. (2021). The radiographic image radiographic contrast. <https://www.dentalcare.com/en-us/professional-education/ce-courses/ce571/radiographic-contrast#>.
- Granados, R. M. (2013). Variables no estacionarias y cointegración. Universidad de Granada.
- Hartmann, K., K. J. R. A. (2023). Statistics and geodata analysis using r (soga-r).
- Highcharts (2020). Highcharts javascript charting library. <https://www.highcharts.com/blog/products/highcharts/>.
- Hoaglin, D. C. (2003). John w. tukey and data analysis. *Statistical Science*, pages 311–318.
- Illowsky, B. and Dean, S. (2023). 12.6 valores atípicos - introducción a la estadística.
- ImageJ (2010). Imagej. <https://imagej.nih.gov/ij/macros/tools/ColorPickerTool.txt>.
- Jones, A. K., Heintz, P., Geiser, W., Goldman, L., Jerjian, K., Martin, M., Peck, D., Pfeiffer, D., Ranger, N., and Yorkston, J. (2015). Ongoing quality control in digital radiography: report of aapm imaging physics committee task group 151. *Medical physics*, 42(11):6658–6670.
- King, A. C., Rao, M. P., and Tregillis, C. D. (2017). Econometric analysis. *Litigation Services Handbook: The Role Of The Financial Expert*.
- Krtalić, A., Miljković, V., Gajski, D., and Racetin, I. (2019). Spatial distortion assessments of a low-cost laboratory and field hyperspectral imaging system. *Sensors*, 19(19):4267.
- LaerdStatistics (2018). Assumptions of the mann-whitney u test.
- Lapuente, M. J. L. (2020). Html: Lenguaje de etiquetas de hipertexto. <https://developer.mozilla.org/es/docs/Web/HTML>.

- Leiner, B. M., Cerf, V. G., Clark, D. D., Kahn, R. E., Kleinrock, L., Lynch, D. C., Postel, J., Roberts, L. G., and Wolff, S. (1999). Una breve historia de internet. *Revista Novática. Números*, 130:131.
- Li, G., Liu, P., Li, D., and Yan, Y. (2019). Misdiagnosis of constrictive pericarditis presenting with haemorrhagic pericardial effusion: a case report. *European Heart Journal - Case Reports*, 56.
- Mahesh, M. (2002). The aapm/rsna physics tutorial for residents: search for isotropic resolution in ct from conventional through multiple-row detector. *Radiographics*, 22(4):949–962.
- Manzanero, A. L., Recio, M., Alemany, A., and Martorell, A. (2011). Reconocimiento de caras y discapacidad intelectual. *Anuario de Psicología Jurídica*, 21:41–48.
- Martin, C. (2007). The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 3(2).
- McIntosh, L. (2017). What does a high d prime score mean?
- Ministerio de Educación, G. d. E. (2019). Características de la imagen digital. http://www.ite.educacion.es/formacion/enred/materiales_en_pruebas_2011/gimp_noviembre_11/pdf/m2_caracteristicas_de_la_imagen_digital.pdf.
- Minitab, I. (2020). Minitab.
- Monnin, P., Gutierrez, D., Bulling, S., Guntern, D., and Verdun, F. (2007). A comparison of the performance of digital mammography systems. *Medical physics*, 34(3):906–914.
- Monnin, P., Marshall, N., Bosmans, H., Bochud, F., and Verdun, F. (2011). Image quality assessment in digital mammography: part ii. npwe as a validated alternative for contrast detail analysis. *Physics in Medicine & Biology*, 56(14):4221.
- Mora, P., Pfeiffer, D., Zhang, G., Bosmans, H., Delis, H., Razi, Z., Arreola, M., and Tsapaki, V. (2021). Implementation of a remote and automated quality control programme for radiography and mammography equipment. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 22(11):126–142.

- mozilla.org (2005a). Hipertexto: El nuevo concepto de documento en la cultura de la imagen. <http://www.hipertexto.info/documentos/html.htm>.
- mozilla.org (2005b). World wide web. https://developer.mozilla.org/es/docs/Glossary/World_Wide_Web.
- NobelPrize.org (2020). Wilhelm conrad röntgen – biographical. <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1901/rontgen/biographical>.
- OIEA (2001). Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico. Documento de trabajo, 7.
- OIEA (2006). Control de calidad en mamografía, protocolo elaborado en el marco de dos proyectos regionales arcal/oiea. Documento de trabajo.
- Oracle (2020). ¿qué es una base de datos? <https://www.oracle.com/mx/database/what-is-database/>.
- Ortega, R. and Suárez-Obando, F. (2016). Displasia cleidocraneal: presentación de un caso. *Universitas Medica*, 57:115–122.
- Penelope, A.-R. and Williams, J. (2008). *Farr’s physics for medical imaging*.
- php.net (2011). Historia de php. <https://www.php.net/manual/es/history.php>.
- PTB (2020). Radiation qualities used for studies in radiation protection. https://www.ptb.de/cms/fileadmin/internet/fachabteilungen/abteilung_6/6.2/6.25/ptb_rad_qual_2015_01_07.pdf.
- Quispe, A., Calla, K., Yangali, J., Rodríguez, J., and Pumacayo, I. (2019). Estadística no paramétrica aplicada a la investigación científica con software spss, minitab y excel. Enfoque práctico.
- Raffin, M. E. (2020). ¿qué es la world wide web (www)? <https://concepto.de/www/>.
- Ratchev, S. (2010). Precision Assembly Technologies and Systems: 5th IFIP WG 5.5 International Precision Assembly Seminar, IPAS 2010, Chamonix, France, February 14-17, 2010, Proceedings, volume 315. Springer.

- Santillán, L. A. C., Ginestà, M. G., and Mora, Ó. P. (2014). Bases de datos en mysql. Universitat Oberta de Catalunya.
- Semmlow, J. (2018). Chapter 6 - Linear Systems in the Frequency Domain: The Transfer Function. Biomedical Engineering. Academic Press, third edition edition.
- Shaw, R. (2002). Image quality, spatial bandwidth, and design criteria for optimum digital enhancement techniques. In IS AND TS PICS CONFERENCE, pages 221–225. SOCIETY FOR IMAGING SCIENCE & TECHNOLOGY.
- Small, W. and Donnelly, E. D. (2012). Leibel and phillips textbook of radiation oncology. JAMA, 307(1):93–93.
- Smith, S. W. et al. (1997). The scientist and engineer's guide to digital signal processing.
- Sprawls, P. (1993). Physical principles of medical imaging. Aspen Publishers Gaithersburg.
- Stanislaw, H. and Todorov, N. (1999). Calculation of signal detection theory measures. Behavior research methods, instruments, & computers, 31(1):137–149.
- Statologos (2021). Los cuatro supuestos de la regresión lineal.
- Tapia, C. E. F. and Cevallos, K. L. F. (2021). Pruebas para comprobar la normalidad de datos en procesos productivos:: Anderson-darling, ryan-joiner, shapiro-wilk y kolmogórov-smirnov. Societas, 23(2):83–106.
- Tsalafoutas, I. A., AlKhazzam, S., Tsapaki, V., AlNaemi, H., and Kharita, M. H. (2022). Digital radiography image quality evaluation using various phantoms and software. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 23(12):e13823.
- Universidad de la República de Uruguay (2013). Modulación. https://eva.udelar.edu.uy/pluginfile.php/417584/mod_resource/content/1/04-modulacion.pdf.
- Wilkinson, L., Thomas, V., and Sharma, N. (2017). Microcalcification on mammography: approaches to interpretation and biopsy. The British journal of radiology, 90(1069):20160594.
- Xlstat (s.f.). Tests heterocedasticidad breusch-pagan white.

- Yaffe, M. J. (2010). Detectors for digital mammography. In *Digital mammography*, pages 13–31. Springer.
- Zakerian, S. A. and Subramaniam, I. D. (2009). The relationship between psychosocial work factors, work stress and computer-related musculoskeletal discomforts among computer users in malaysia. *International journal of occupational safety and ergonomics*, 15(4):425–434.
- Čihař, M. (2006). Bringing mysql to the web. <https://www.phpmyadmin.net/about-website/>.

Anexos

A Anexo A: Código utilizado

A.1 Código para la creación de tablas en MySQL

La creación de tablas en la DB en MySQL conlleva comandos muy sencillos, seguidamente se muestra el código escrito para crear la tabla llamada mammo (el código es el mismo para la DB de RX haciendo los cambios pertinentes en los nombres de los campos) que almacenará las métricas obtenidas de imágenes de mamografía:

```

1 CREATE TABLE IF NOT EXISTS 'mammo' (
2   'Contador' int(11) NOT NULL,
3   'Fecha' date NOT NULL,
4   'SDNR' double NOT NULL,
5   '2sigma_mas_SDNR' double NOT NULL,
6   '2sigma_menos_SDNR' double NOT NULL,
7   'SNR' double NOT NULL,
8   '2sigma_mas_SNR' double NOT NULL,
9   '2sigma_menos_SNR' double NOT NULL,
10  'MTF50H' double NOT NULL,
11  '2sigma_mas_MTF50H' double NOT NULL,
12  '2sigma_menos_MTF50H' double NOT NULL,
13  'MTF20H' double NOT NULL,
14  '2sigma_mas_MTF20H' double NOT NULL,
15  '2sigma_menos_MTF20H' double NOT NULL,
16  'MTF10H' double NOT NULL,
17  '2sigma_mas_MTF10H' double NOT NULL,
18  '2sigma_menos_MTF10H' double NOT NULL,
19  'MTF50V' double NOT NULL,
20  '2sigma_mas_MTF50V' double NOT NULL,
21  '2sigma_menos_MTF50V' double NOT NULL,
22  'MTF20V' double NOT NULL,
23  '2sigma_mas_MTF20V' double NOT NULL,
24  '2sigma_menos_MTF20V' double NOT NULL,
25  'MTF10V' double NOT NULL,
26  '2sigma_mas_MTF10V' int(11) NOT NULL,
27  '2sigma_menos_MTF10V' int(11) NOT NULL,
28  'd01mm' double NOT NULL,
29  '2sigma_mas_d01mm' double NOT NULL,
30  '2sigma_menos_d01mm' double NOT NULL,
31  'd025mm' double NOT NULL,
32  '2sigma_mas_d025mm' double NOT NULL,

```

```

33 '2sigma_menos_d025mm' double NOT NULL
34 ) ENGINE=InnoDB DEFAULT CHARSET=latin1;

```

A.2 Código para la lectura de una hoja de cálculo de Microsoft Excel en HTML

A continuación se muestra una pequeña parte del código PHP insertado en HTML para leer la hoja de cálculo y almacenar los datos requeridos en donde se utiliza la doble diagonal para colocar un breve comentario explicativo:

```

1 <?php
2 //Para incrustar cdigo php en HTML se inicia con <?php y se finaliza con ?>
3 if(isset($_POST["subir"])){
4     $punto = explode(".", $_FILES["excel"]["name"]);
5     $extension = strtolower(array_pop($punto));
6     $ext_funcional = array("xls", "xlsx", "csv");
7     if(in_array($extension, $ext_funcional)){
8         $documento = $_FILES["excel"]["tmp_name"];
9         //Libreria para reconocer archivos de excel.
10        include("libs/PHPExcel/IOFactory.php");
11        //Para cargar el documento de un archivo se necesita
12        el comando ::load.
13        $phpexcel_iofactory = PHPExcel_IOFactory::load(
14            $documento);
15        $mensaje = "<label>Datos de Rayos X subidos:</label>";
16        //Seguidamente se procede a guardar en la base de
17        datos los valores ledos.
18        foreach ($phpexcel_iofactory->getWorksheetIterator()
19            as $worksheet){
20            $mensaje .= "<tr>";
21            $fecha = mysqli_real_escape_string($conectar,
22                $worksheet->getCellByColumnAndRow(0, 4)->
23                getValue());
24            $SDNR = mysqli_real_escape_string($conectar,
25                $worksheet->getCellByColumnAndRow(4, 8)->getValue
26                ());
27            $SNR = mysqli_real_escape_string($conectar, $worksheet
28                ->getCellByColumnAndRow(5, 8)->getValue());
29            $MTF50H = mysqli_real_escape_string($conectar,
30                $worksheet->getCellByColumnAndRow(8, 7)->
31                getValue());
32            $MTF20H = mysqli_real_escape_string($conectar,
33                $worksheet->getCellByColumnAndRow(9, 7)->
34                getValue());

```

```

22     $MTF10H = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(10, 7)->
        getValue());
23     $MTF50V = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(8, 8)->
        getValue());
24     $MTF20V = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(9, 8)->
        getValue());
25     $MTF10V = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(10, 8)->
        getValue());
26     $d03mm = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(13, 7)->
        getValue());
27     $d4mm = mysqli_real_escape_string($conectar,
        $worksheet->getCellByColumnAndRow(13, 8)->
        getValue());
28     //Finalmente se guarda como una consulta los
        datos almacenados que luego sern mostrados
        para corroborar la correcta lectura y
        escritura de las mtricas de calidad de
        imagen.
29     $query = "INSERT INTO rx(fecha, SDNR, SNR, MTF50H,
        MTF20H, MTF10H, MTF50V, MTF20V, MTF10V, d03mm,
        d4mm) VALUES ('".$fecha."', '".$SDNR."', '".$SNR
        ."', '".$MTF50H."', '".$MTF20H."', '".$MTF10H."', '".$
        $MTF50V."', '".$MTF20V."', '".$MTF10V."', '".$d03mm
        ."', '".$d4mm."')";
30     }
31 }
32 ?>

```

A.3 Código para extracción de colores

Se presenta a continuación el código generado en ImageJ para discernir entre colores verde, amarillo y rojo en donde la doble diagonal se utiliza para comentar el código:

```

1 amarillo=0
2 rojo=0
3 verde=0
4 azul=0
5 run("Measure");

```

```

6  for (y = 0; y < getHeight; y++) { //En esta linea se colocan las
    coordenadas a analizar
7  for (x = 0; x < getWidth; x++) { //La coordenadas en este caso abarcan
    toda la imagen
8  valorpixel = getPixel(x,y);
9  //La imagen es de 24 bits por lo que 8 bits son de rojo + 8 verde + 8 azul
10 r = (valorpixel>>16)&0xff; // el operador >> desplaza 16 bits a la
    derecha para extraer los bits 23 al 17
11 v = (valorpixel>>8)&0xff; //0xff es un nmero representado en el sistema
    numrico hexadecimal
12 a = valorpixel&0xff;
13 if (r> 200 && v > 153 && a < 50) amarillo++;
14 else if (r < 120 && v > 200 && a < 60) verde++;
15 else if (r > 153 && v < 60 && a< 102) rojo++;
16 }
17 }
18 setResult("rojo", nResults-1, rojo); // ("Nombre", fila, variable),
    nResults devuelve el valor del contador de medidas cuando se hace el
    STACK (-1 porque las filas empiezan en 0).
19 setResult("amarillo", nResults-1,amarillo);
20 setResult("verde", nResults-1,verde);
21 updateResults(); // actualiza los resultados

```

En ImageJ se manejaron los colores en bits ImageJ (2010) y fueron extraídos según se observa de la línea 10 a la 12 por lo que para discernir los colores verde, amarillo y rojo que aparecen en los mapas de varianza se convierten los bits a código decimal RGB. Para ello se utilizó un conversor web Cuesta (2016) para obtener el valor de los respectivos valores de combinación de rojo, amarillo y azul (RGB) y así obtener la gama de colores que muestra los mapas de varianza.

Por ejemplo, el color amarillo puro es la combinación de rojo y verde por lo que en código decimal RGB es (255, 255, 0), de esta manera, para contar una amplia gama de colores amarillos similares a los encontrados en los mapas se utiliza rojo mayor a 200, verde mayor a 153 y azul menor a 50.

B Anexo B: Evaluación gráfica de distribuciones

A continuación se presenta una visualización de las gráficas de distribuciones de las métricas de calidad de imagen utilizadas en este estudio. Para ello, se ha empleado el software *Jamovi*. Este anexo complementa los análisis estadísticos vistos en el capítulo 6 ofreciendo una perspectiva visual.

B.1 Distribuciones para mamografía antes del cambio de detector

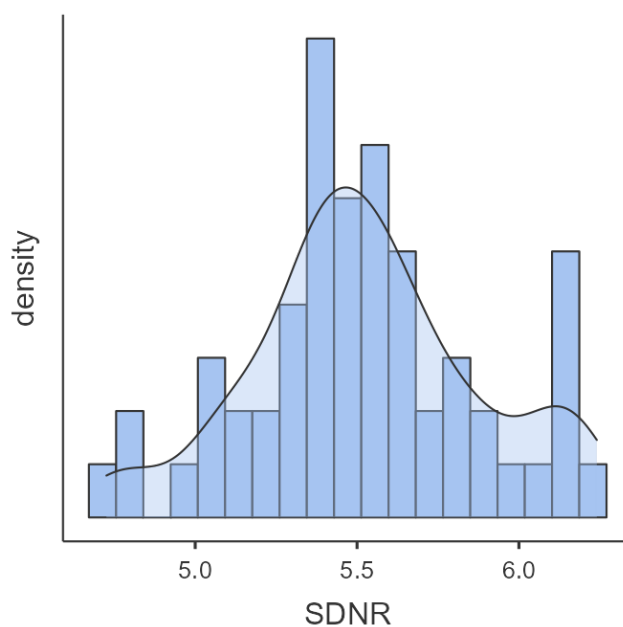


Figura B.1: Histograma de valores para SDNR antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

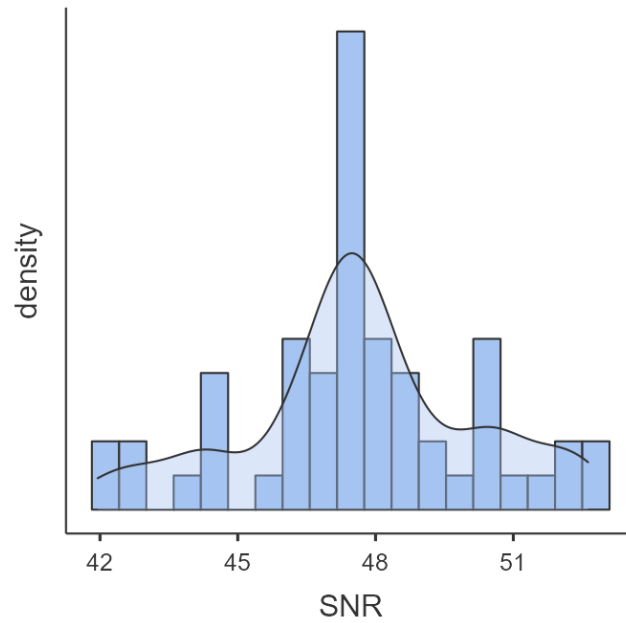


Figura B.2: Histograma de valores para SNR antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

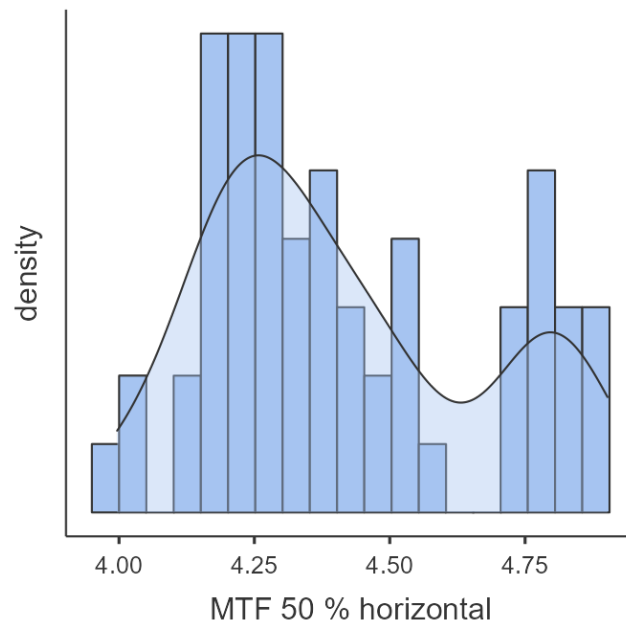


Figura B.3: Histograma de valores para MTF 50 % horizontal antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

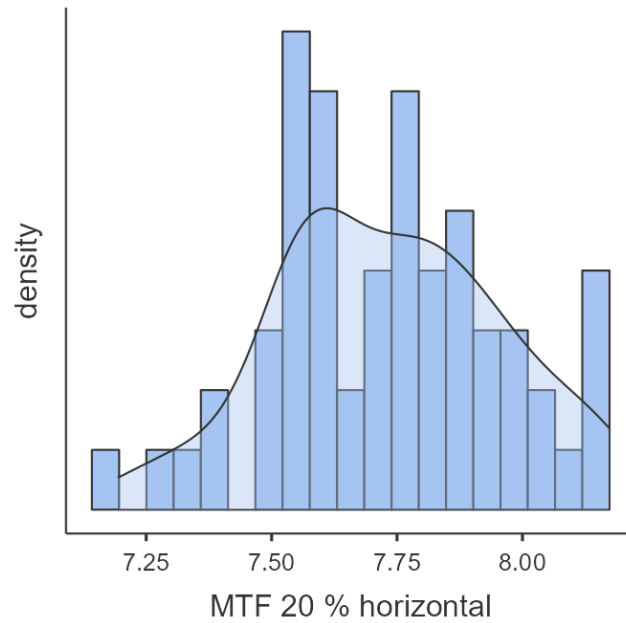


Figura B.4: Histograma de valores para MTF 20 % horizontal antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

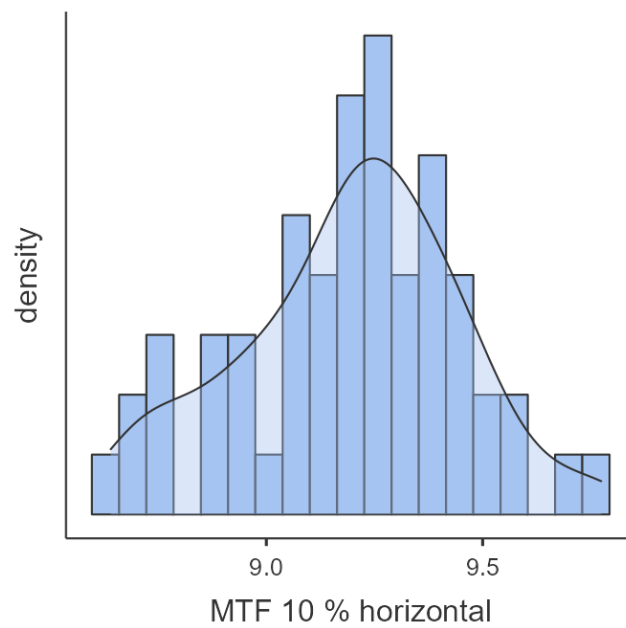


Figura B.5: Histograma de valores para MTF 10 % horizontal antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

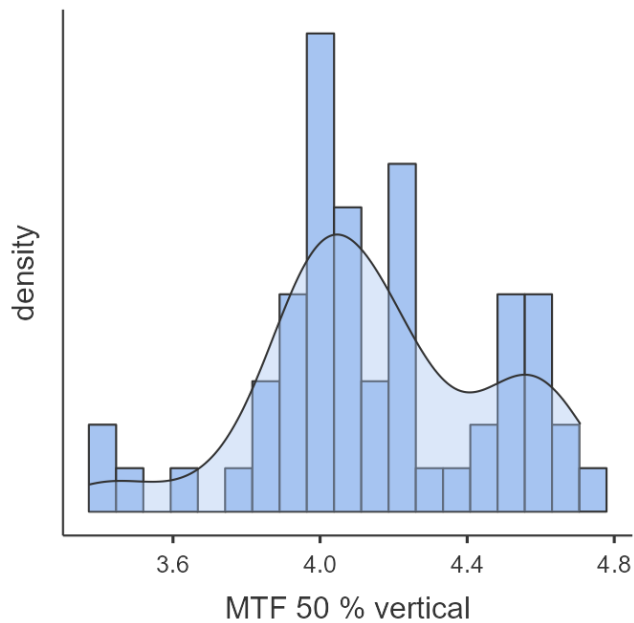


Figura B.6: Histograma de valores para MTF 50 % vertical antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

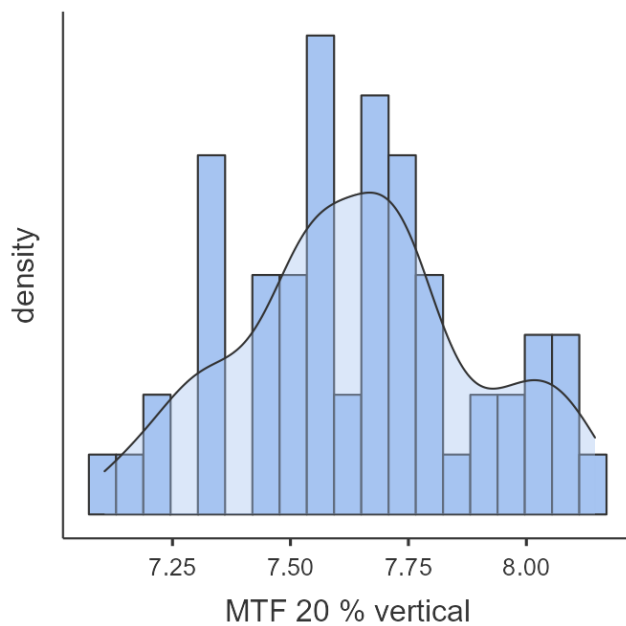


Figura B.7: Histograma de valores para MTF 20 % vertical antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

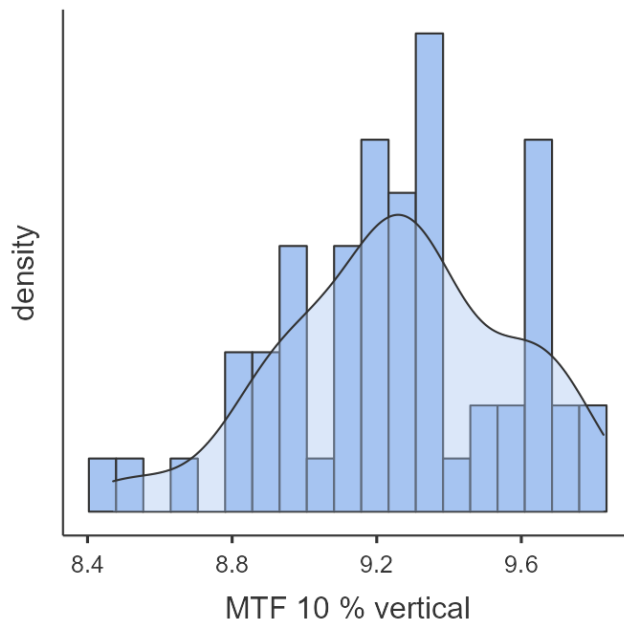


Figura B.8: Histograma de valores para MTF 10 % vertical antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

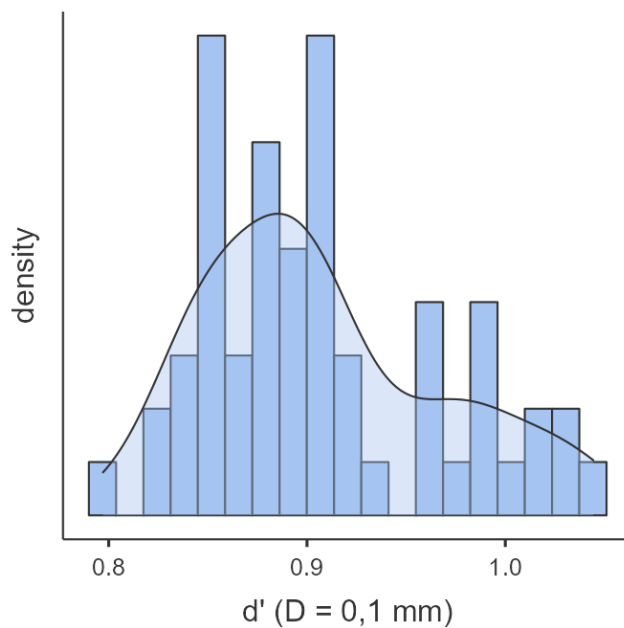


Figura B.9: Histograma de valores para d' (D = 0,1 mm) antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

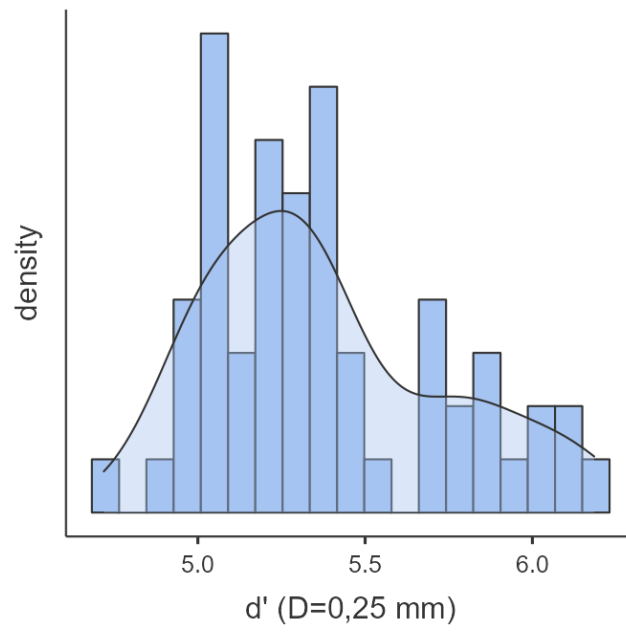


Figura B.10: Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) antes del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

B.2 Distribuciones para mamografía después del cambio de detector

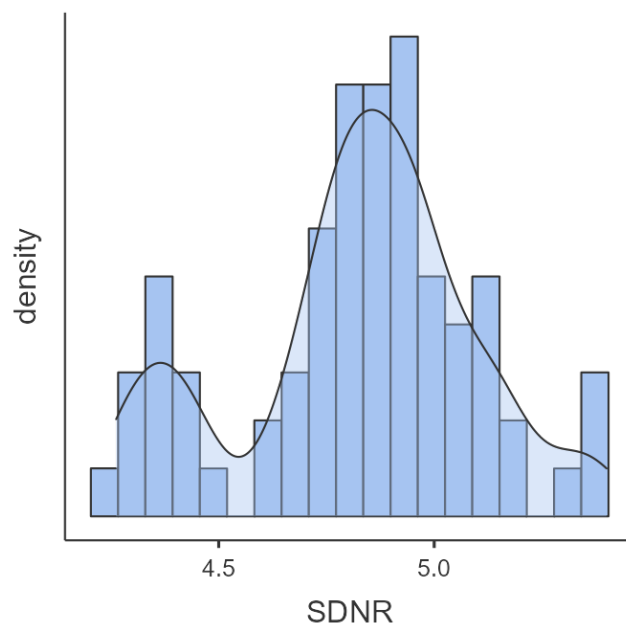


Figura B.11: Histograma de valores para SDNR después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

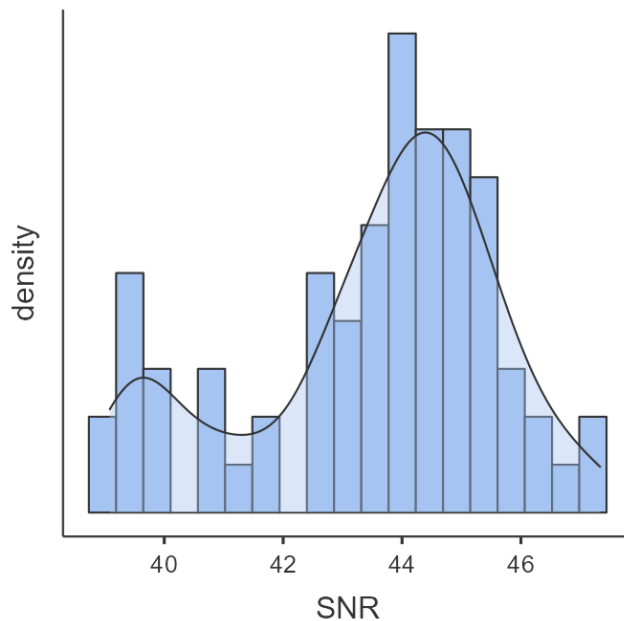


Figura B.12: Histograma de valores para SNR después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

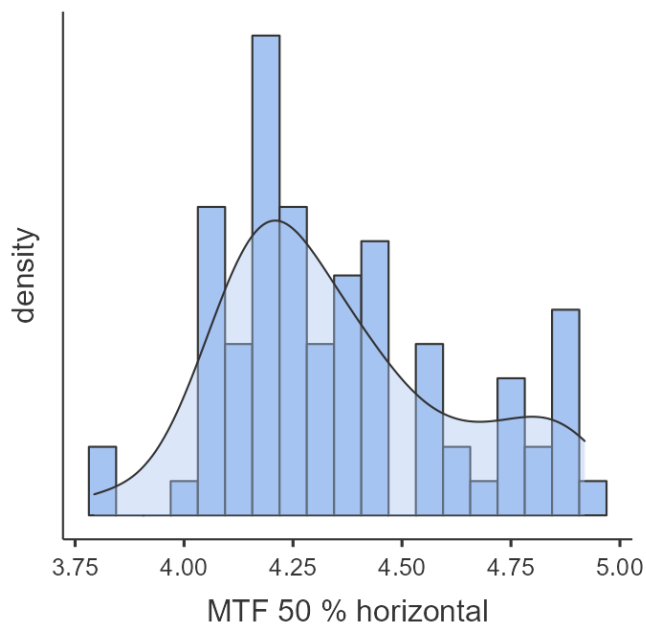


Figura B.13: Histograma de valores para MTF 50 % horizontal después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

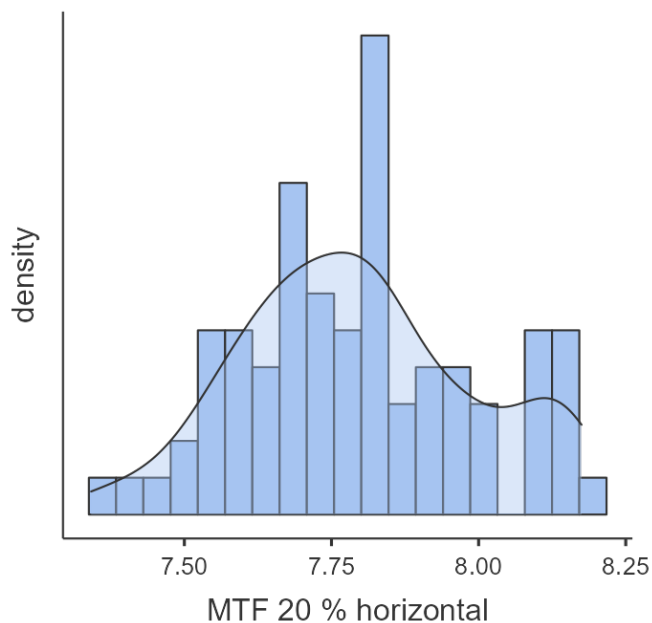


Figura B.14: Histograma de valores para MTF 20 % horizontal después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

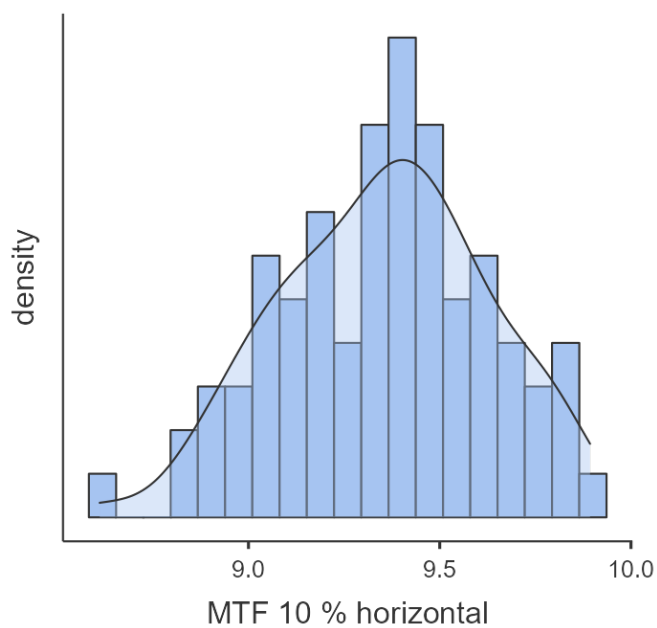


Figura B.15: Histograma de valores para MTF 10 % horizontal después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

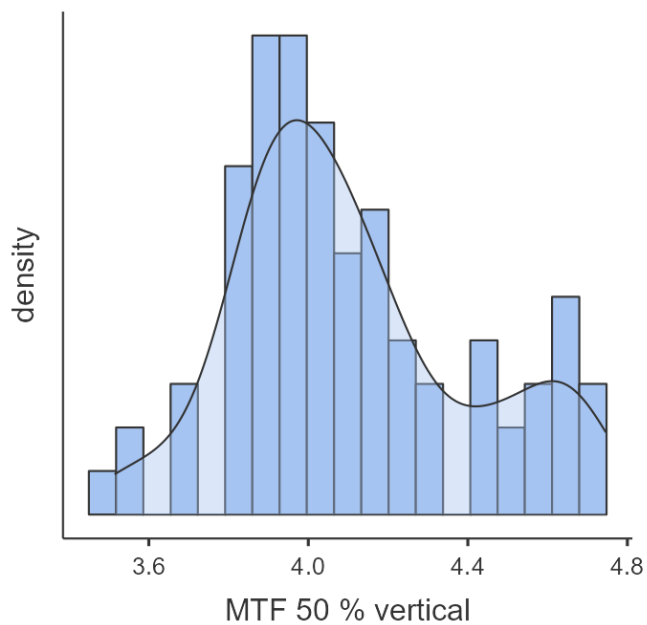


Figura B.16: Histograma de valores para MTF 50 % vertical después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

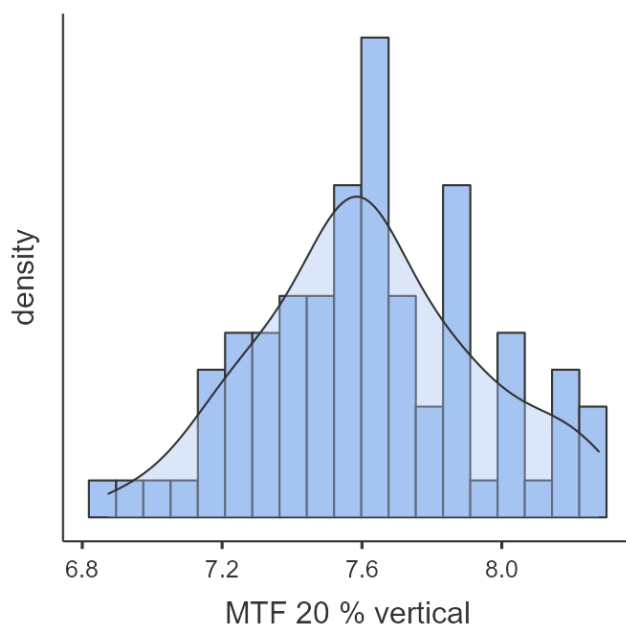


Figura B.17: Histograma de valores para MTF 20 % vertical después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

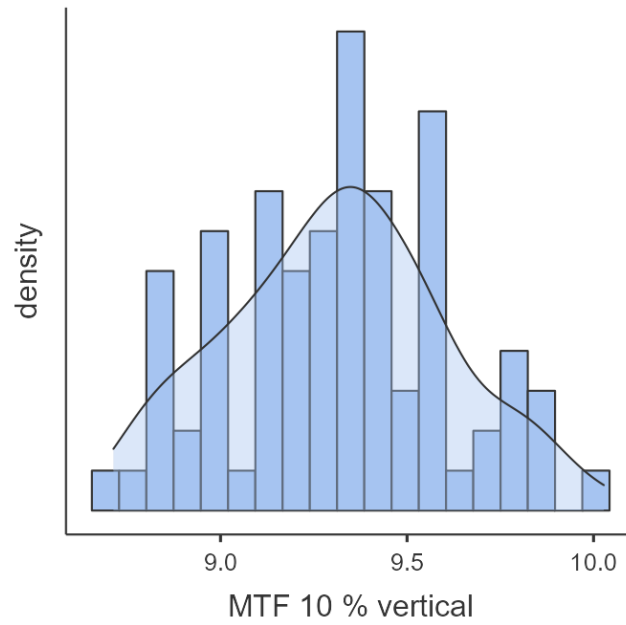


Figura B.18: Histograma de valores para MTF 10 % vertical después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

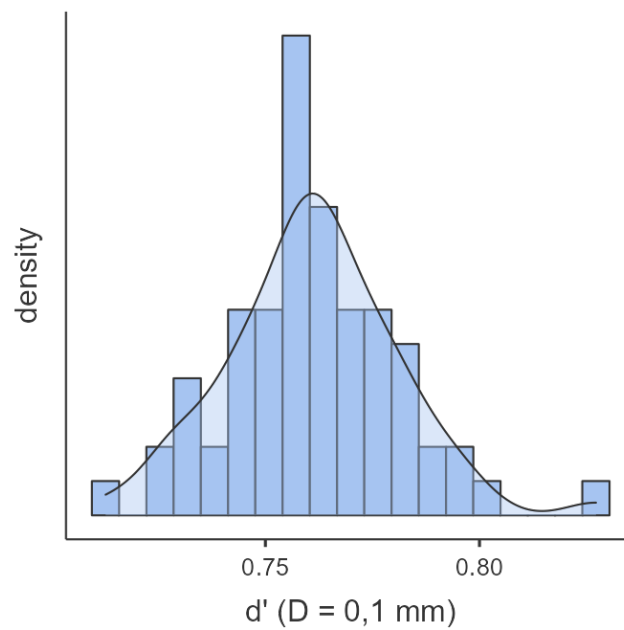


Figura B.19: Histograma de valores para d' (D = 0,1 mm) después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

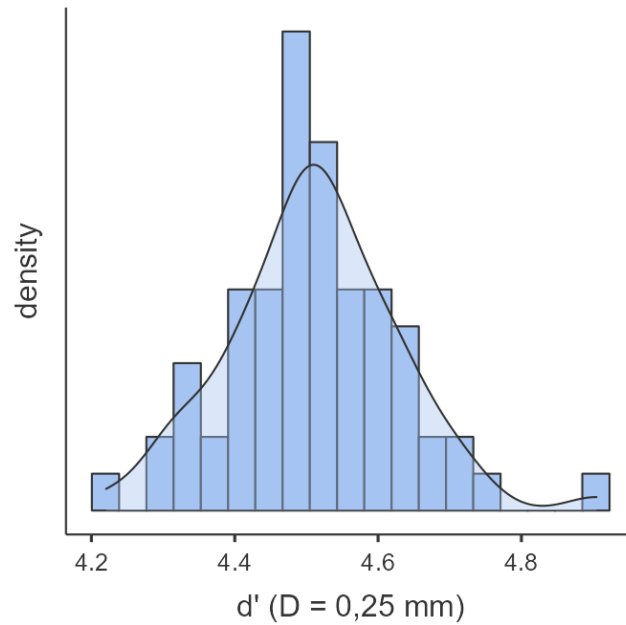


Figura B.20: Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) después del cambio de detector. Elaboración propia (2024).

B.3 Distribuciones para RX antes del cambio del tubo de RX

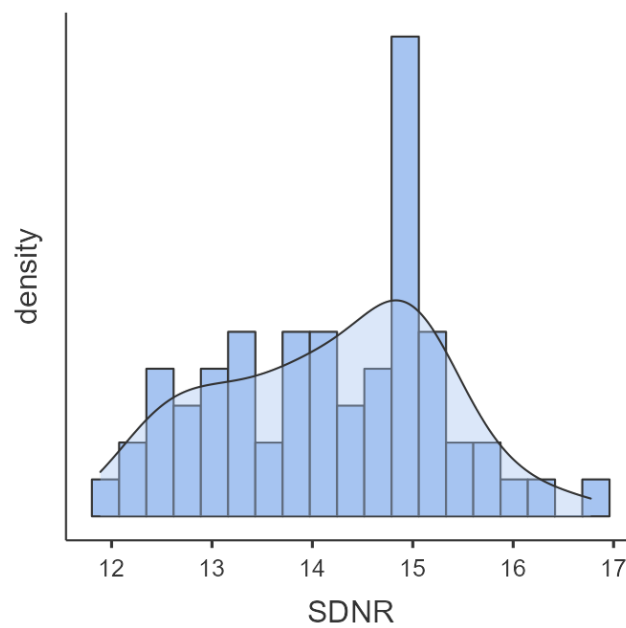


Figura B.21: Histograma de valores para SDNR antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

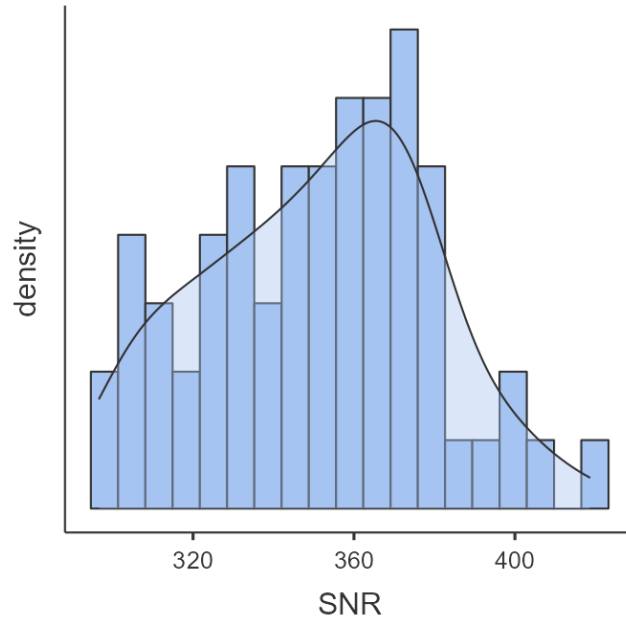


Figura B.22: Histograma de valores para SNR antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

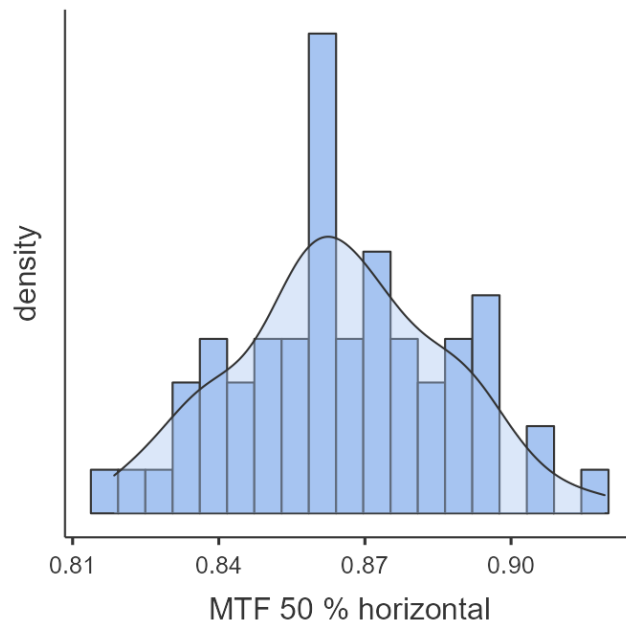


Figura B.23: Histograma de valores para MTF 50 % horizontal antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

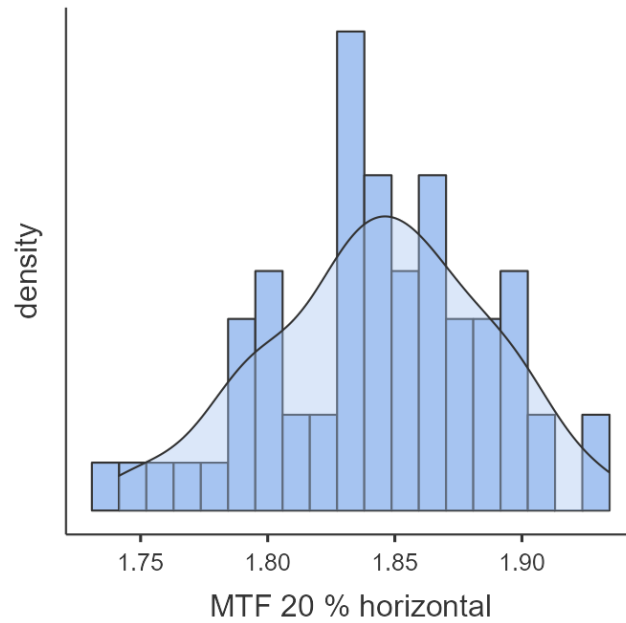


Figura B.24: Histograma de valores para MTF 20 % horizontal antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

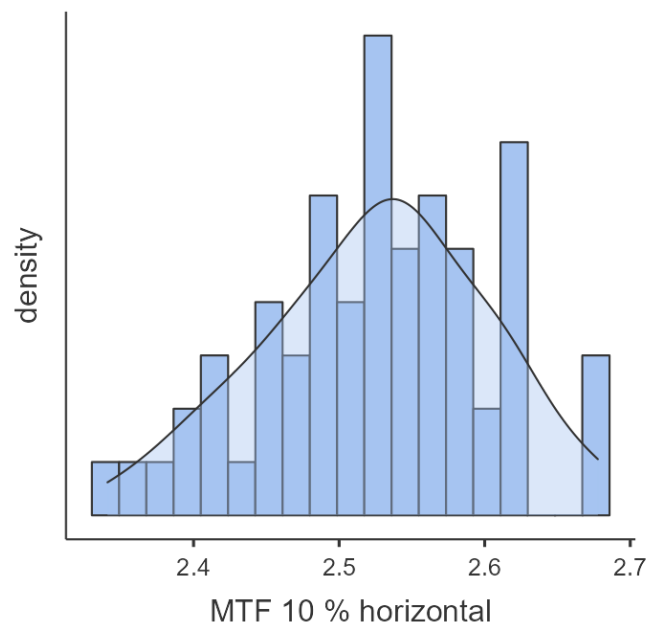


Figura B.25: Histograma de valores para MTF 10 % horizontal antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

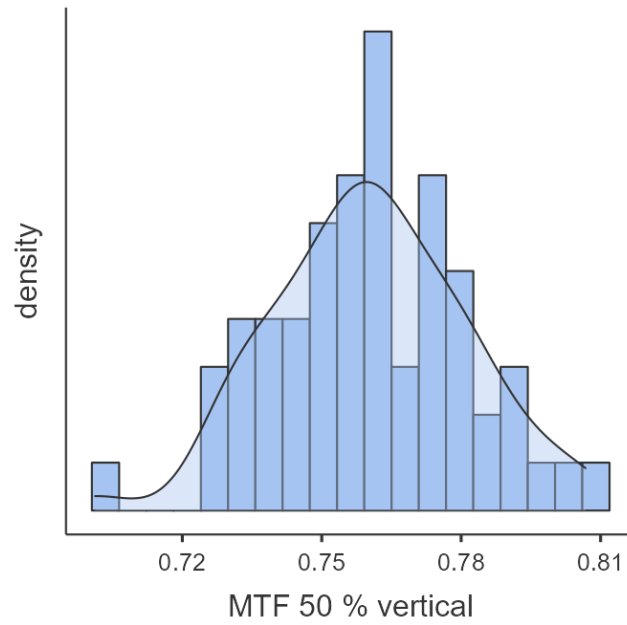


Figura B.26: Histograma de valores para MTF 50 % vertical antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

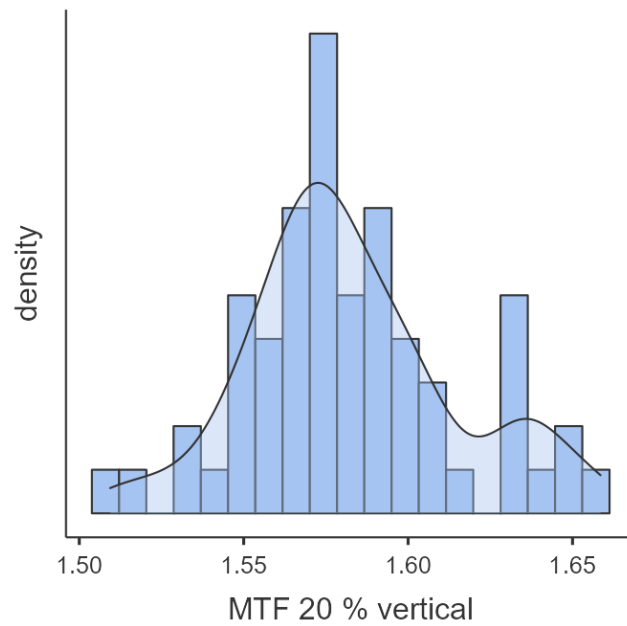


Figura B.27: Histograma de valores para MTF 20 % vertical antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

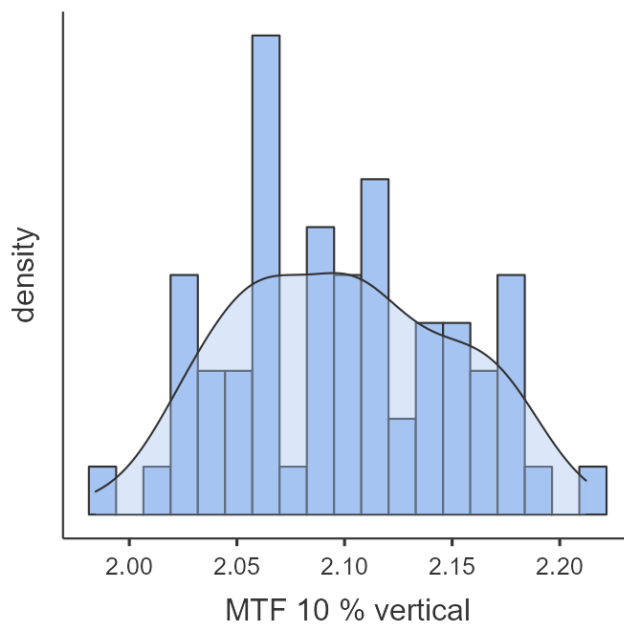


Figura B.28: Histograma de valores para MTF 10 % vertical antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

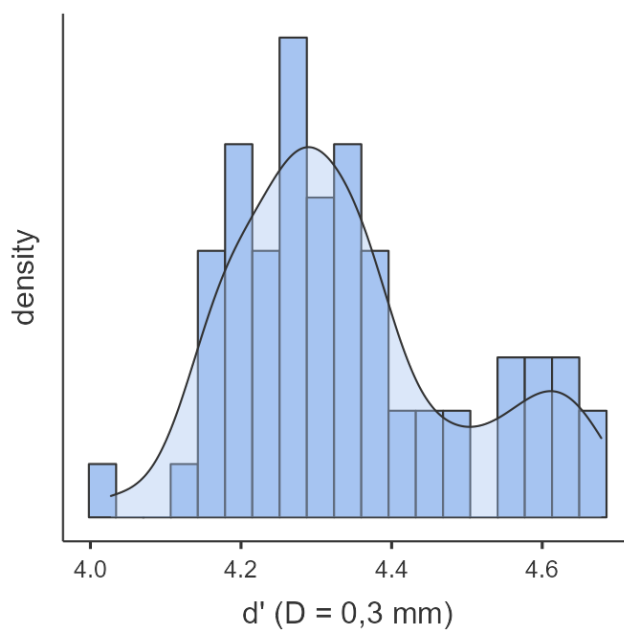


Figura B.29: Histograma de valores para d' (D = 0,1 mm) antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

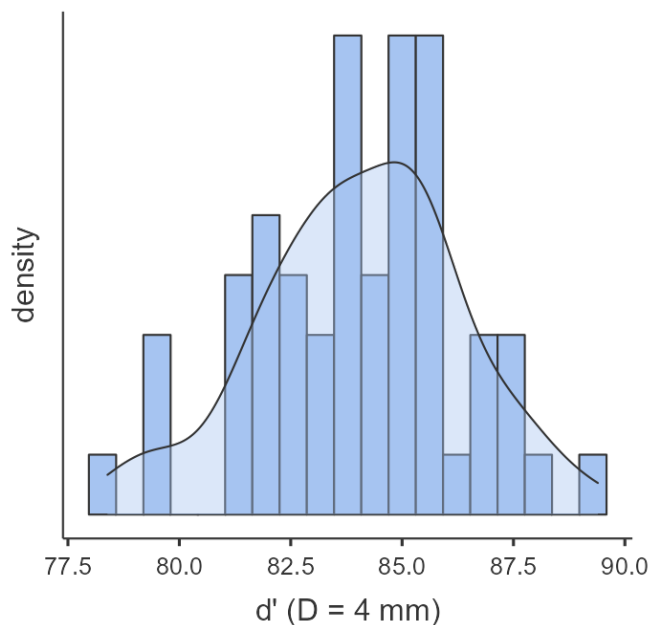


Figura B.30: Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) antes del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

B.4 Distribuciones para RX después del cambio del tubo de RX

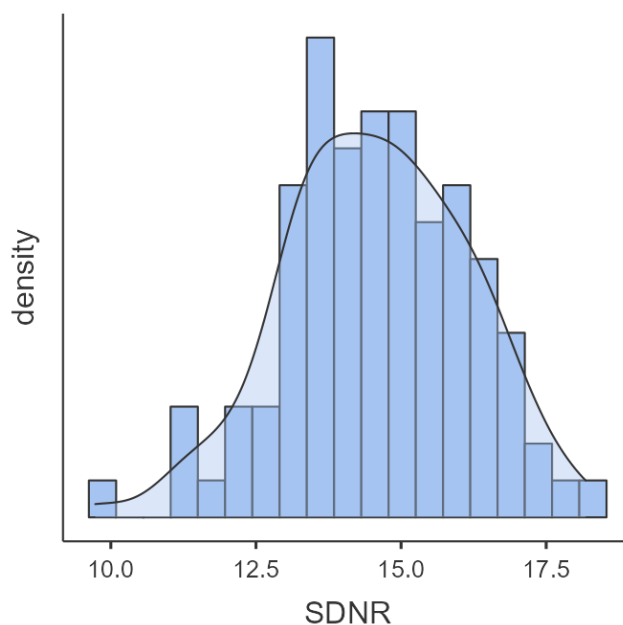


Figura B.31: Histograma de valores para SDNR después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

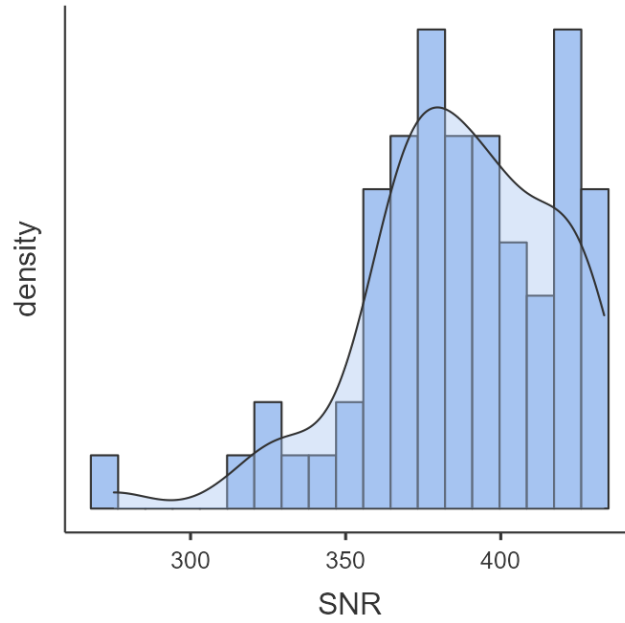


Figura B.32: Histograma de valores para SNR después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

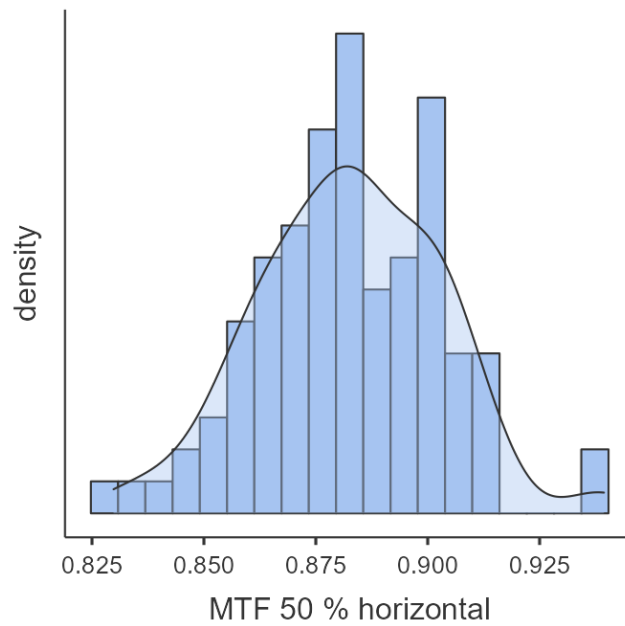


Figura B.33: Histograma de valores para MTF 50 % horizontal después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

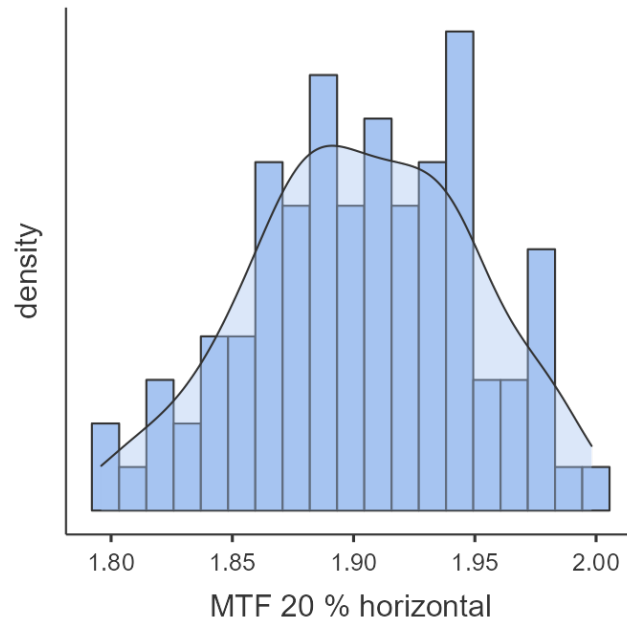


Figura B.34: Histograma de valores para MTF 20 % horizontal después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

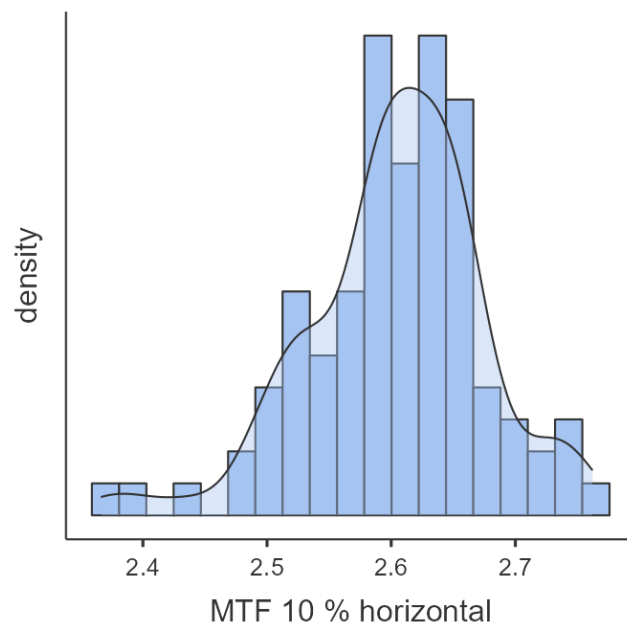


Figura B.35: Histograma de valores para MTF 10 % horizontal después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

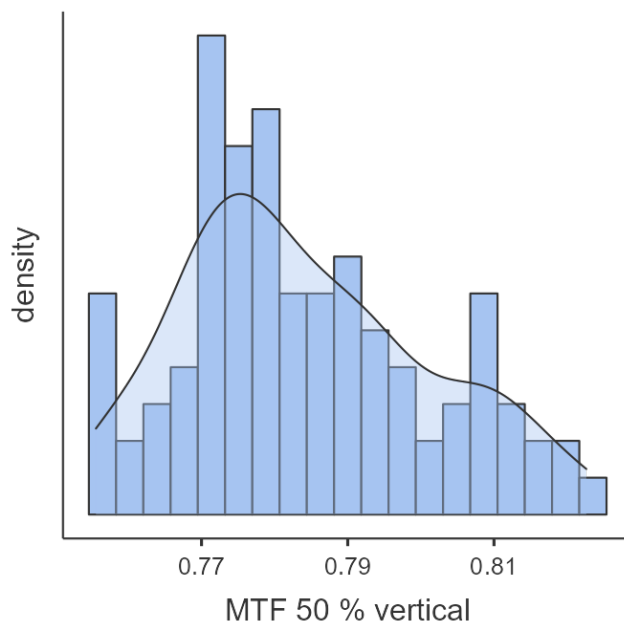


Figura B.36: Histograma de valores para MTF 50 % vertical después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

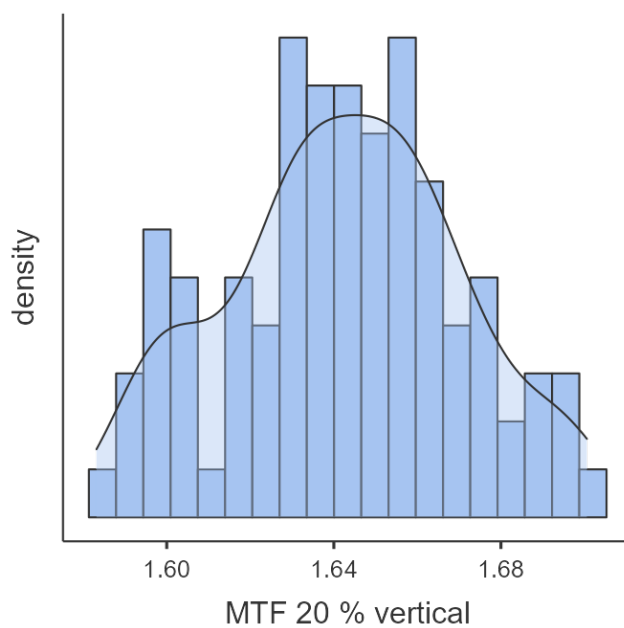


Figura B.37: Histograma de valores para MTF 20 % vertical después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

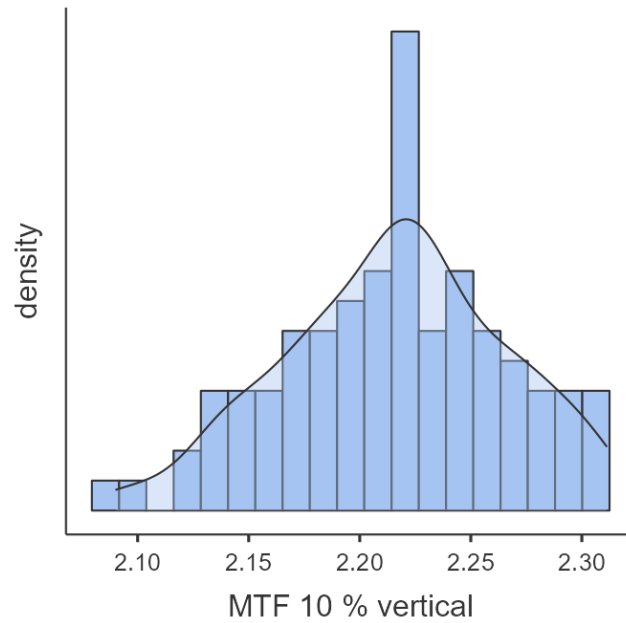


Figura B.38: Histograma de valores para MTF 10 % vertical después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

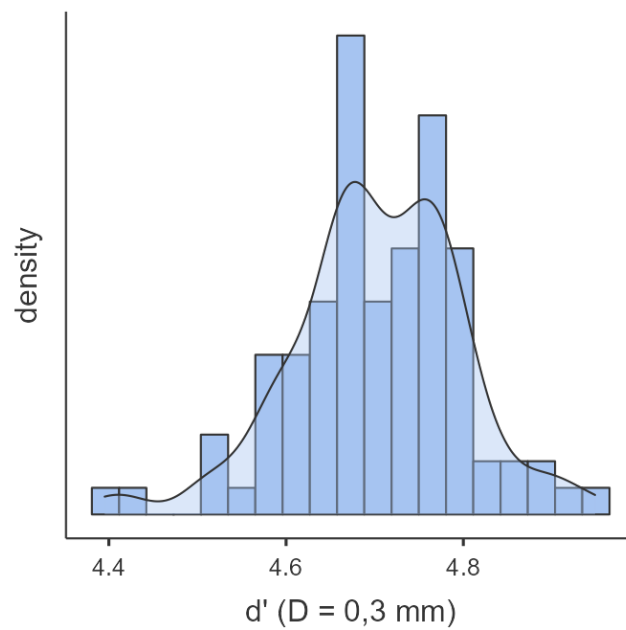


Figura B.39: Histograma de valores para d' (D = 0,1 mm) después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).

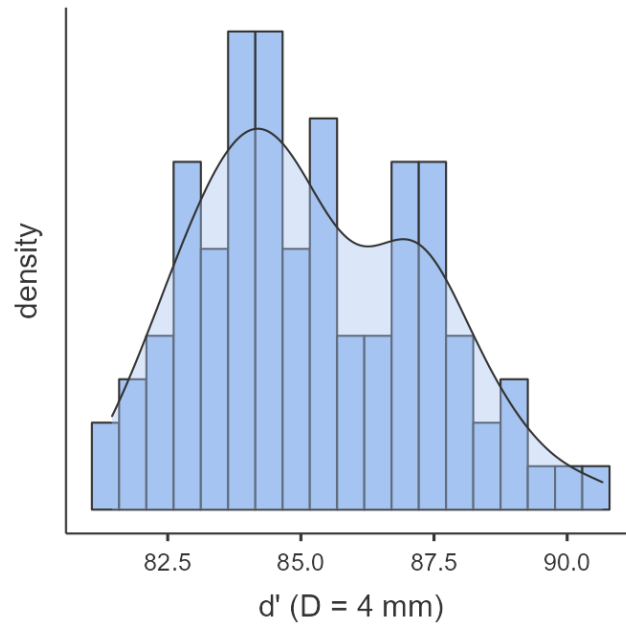


Figura B.40: Histograma de valores para d' ($D = 0,25$ mm) después del cambio del tubo de RX. Elaboración propia (2024).