



Universidad de Valparaíso
Carrera de Tecnología Médica

Seminario de Grado

**“Percepción de los radiólogos del centro LABOCENTER respecto a los
criterios de calidad de imagen en Tomografía Computada de abdomen
sin medio de contraste utilizando Sinogram Affirmed Iterative
Reconstruction”**

Gonzalo Javier Ibarra González

Nicolás Alexi Tapia Escobar

Gissella Patricia Vásquez Morales

Profesor guía:

Yuri Salvador Berrios Peña
Tecnólogo Médico

Año 2017

AGRADECIMIENTOS

Como grupo estamos agradecidos de quienes nos apoyaron a lo largo de este proceso, no exento de dificultades y contratiempos.

Agradecemos especialmente a nuestro profesor guía Yuri Berrios, quien además de transmitir su interés por investigar, nos sostuvo y animó en los momentos de incertidumbre. Así también, agradecemos a nuestros familiares y amigos, quienes son la motivación fundamental para concluir nuestra carrera.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 2: MARCO TEORICO	4
2.1 RADIACIONES IONIZANTES	4
2.1.1 Definiciones generales	4
2.1.2 Interacción de las radiaciones ionizantes con la materia.....	4
2.1.3 Efectos biológicos causados por radiaciones ionizantes.....	6
2.2 TOMOGRAFÍA COMPUTADA	6
2.2.1 Historia y actualidad.....	6
2.2.2 Formación de imagen	7
2.2.2.1 Adquisición del RAW DATA	8
2.2.2.2 Reconstrucción de la imagen.....	8
2.2.2.2.1 Técnicas analíticas.....	9
2.2.2.2.2 Técnicas iterativas	10
2.2.2.2.2.1 Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE).....	11
2.2.2.3 Post proceso y almacenamiento	13
2.2.3 Exploración de Abdomen.....	13
2.2.3.1 Protocolo LABOCENTER	13
2.3 CALIDAD DE IMAGEN	14
2.3.1 Criterios de calidad de imagen	15
2.3.1.1 Resolución espacial	15
2.3.1.2 Resolución de contraste.....	15
2.3.1.3 Resolución temporal.....	16

	III
2.3.1.4 Ruido.....	16
2.3.1.5 Artefactos.....	16
2.3.1.6 Relación Contraste – Ruido	17
2.3.1.7 Relación Señal – Ruido.....	17
2.4 PERCEPCIÓN EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA	18
2.4.1 Factores que afectan la percepción	20
2.4.1.1 Factores del sistema	20
2.4.1.2 Factores cognitivos	21
2.4.2 Herramientas de evaluación de la percepción en radiología.....	21
2.4.2.1 Diagrama de Detalle de Contraste	21
2.4.2.2 Análisis ROC	22
2.4.2.3 Métodos de Elección Forzada	22
2.4.2.4 Escala Likert	22
2.5 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.....	23
2.5.1 Justificación	23
2.5.2 Optimización.....	23
2.5.3 Límites de dosis individuales.....	24
2.5.4 Prevención de accidentes	24
CAPÍTULO 3: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	25
3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	25
3.2 SUPUESTO HIPOTÉTICO	25
CAPÍTULO 4: OBJETIVOS	26
4.1 OBJETIVO GENERAL	26
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	26
CAPÍTULO 5: METODOLOGÍA	27

5.1 TIPO DE ESTUDIO	27
5.2 POBLACIÓN EN ESTUDIO	27
5.3 TAMAÑO MUESTRAL	27
5.4 TIPO DE MUESTREO	27
5.5 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD.....	28
5.5.1 Criterios de inclusión	28
5.5.2 Criterios de exclusión.....	28
5.6 VARIABLES EN ESTUDIO.....	29
5.7 FUENTES Y MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	31
5.8 FACTIBILIDAD.....	33
5.8.1 Factibilidad técnica	33
5.8.2 Factibilidad financiera.....	33
5.9 PLAN DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	34
CAPÍTULO 6: RESULTADOS	35
6.1 RESULTADOS DE LA ENCUESTA	36
6.1.1 Resultados para Percepción de Contraste según método de reconstrucción.....	36
6.1.1.1 Percepción de la resolución de contraste en FBP	36
6.1.1.2 Percepción de la resolución de contraste en S1.....	37
6.1.1.3 Percepción de la resolución de contraste en S3.....	38
6.1.1.4 Percepción de la resolución de contraste en S5.....	39
6.1.2 Resultados para Percepción de la resolución espacial según método de reconstrucción	40
6.1.2.1 Percepción de la resolución espacial para FBP	40
6.1.2.2 Percepción de la resolución espacial para S1	41
6.1.2.3 Percepción de la resolución espacial para S3.....	43

6.1.2.4	Percepción de la resolución espacial para S5	44
6.1.3	Resultados para Percepción del ruido, según método de reconstrucción	46
6.1.3.1	Percepción del ruido para FBP	46
6.1.3.2	Percepción del ruido para S1	47
6.1.3.3	Percepción del ruido para S3	49
6.1.3.4	Percepción del ruido para S5	50
CAPÍTULO 7: DISCUSIÓN		52
CAPÍTULO 8: CONCLUSIONES		55
CAPÍTULO 9: CONSIDERACIONES ÉTICAS		56
CAPÍTULO 10: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		57
CAPÍTULO 11: ANEXOS		64
11.1	ANEXO 1: Encuesta de percepción.....	64
11.3	ANEXO 2: CLASIFICACIÓN DE LOS EXÁMENES	69
11.2	ANEXO 3: CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	70
11.4	ANEXO 4: TABLAS DE FRECUENCIAS	72

ÍNDICE DE FIGURAS Y FÓRMULAS

CAPITULO 2.

FIGURA 2.1 Primera imagen clínica obtenida con tomógrafo computado prototipo	7
FIGURA 2.2 Retroproyección y Retroproyección filtrada	9
FIGURA 2.3 Retroproyección simple, Retroproyección Filtrada	10
FIGURA 2.4 Esquema del proceso de iteración de una imagen.....	11
FIGURA 2.5 Reducción de ruido en la imagen obtenido por el método IR SAFIRE	11
FIGURA 2.6 Proceso de reconstrucción de imagen por medio de SAFIRE	12
FIGURA 2.7 Modelo para evaluar la resolución espacial en la imagen tomográfica	15
FIGURA 2.8 Modelo para evaluar la resolución de contraste en la imagen tomográfica	16
FIGURA 2.9 Artefacto en Corte axial - TC de Cerebro	17
FIGURA 2.10 Ilusión óptica que demuestra como el cerebro capta distintos contraste	18
FIGURA 2.11 Esquema del ojo humano y las células de la retina: Conos y bastones.....	20
FÓRMULA 2.1 Ecuación de Lambert-Beer.....	8

ÍNDICE DE TABLAS

CAPITULO 1.

TABLA 1.1 Cantidad de exploraciones por TC en Chile durante los años 2006 y 2016, según el departamento de estadísticas del Ministerio de Salud de Chile.....	2
---	---

CAPITULO 2.

TABLA 2.1 Protocolo de exploración de abdomen de LABOCENTER.	14
---	----

CAPITULO 6.

TABLA 6.1 Detalle de exámenes seleccionados.....	35
--	----

CAPITULO 11.

TABLA 11.1 Frecuencias de las respuestas para FBP.	72
TABLA 11.2 Frecuencias de las respuestas según espesor en FBP.....	72
TABLA 11.3 Frecuencias de las respuestas para S1.	73
TABLA 11.4 Frecuencias de las respuestas para S1, según espesor.....	73
TABLA 11.5 Frecuencias de las respuestas para S3.	74
TABLA 11.6 Frecuencias de las respuestas para S3, según espesor.....	74
TABLA 11.7 Frecuencias de las respuestas para S5.	75
TABLA 11.8 Frecuencias de las respuestas para S5, según espesor.....	75

ÍNDICE DE GRÁFICOS

CAPITULO 6.

GRÁFICO 6.1 Respuestas de percepción de contraste en FBP.....	36
GRÁFICO 6.2 Respuestas en Contraste en FBP según espesor del paciente.....	36
GRÁFICO 6.3 Respuestas de percepción de contraste en S1.....	37
GRÁFICO 6.4 Respuestas en Contraste en S1 según espesor del paciente.....	37
GRÁFICO 6.5 Respuestas de percepción de contraste en S3.....	38
GRÁFICO 6.6 Respuestas en Contraste en FBP según espesor del paciente.....	38
GRÁFICO 6.7 Respuestas de percepción de contraste en S5.....	39
GRÁFICO 6.8 Respuestas en Contraste en S5 según espesor del paciente.....	39
GRÁFICO 6.9 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en FBP.....	40
GRÁFICO 6.10 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 1...	40
GRÁFICO 6.11 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 2...	41
GRÁFICO 6.12 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1.....	41
GRÁFICO 6.13 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 1...	42
GRÁFICO 6.14 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 2...	42
GRÁFICO 6.15 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3.....	43
GRÁFICO 6.16 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3, en el espesor 1...	43
GRÁFICO 6.17 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3, en el espesor 2...	44
GRÁFICO 6.18 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5.....	44
GRÁFICO 6.19 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5, en el espesor 1...	45
GRÁFICO 6.20 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5, en el espesor 2...	45
GRÁFICO 6.21 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP.....	46
GRÁFICO 6.22 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP, en el espesor 1.....	46
GRÁFICO 6.23 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP, en el espesor 2.....	47
GRÁFICO 6.24 Respuestas de la percepción del Ruido en S1.	47
GRÁFICO 6.25 Respuestas de la percepción del Ruido en S1, en el espesor 1.....	48
GRÁFICO 6.26 Respuestas de la percepción del Ruido en S1, en el espesor 2.....	48
GRÁFICO 6.27 Respuestas de la percepción del Ruido en S3.	49
GRÁFICO 6.28 Respuestas de la percepción del Ruido en S3, en el espesor 1.....	49

GRÁFICO 6.29 Respuestas de la percepción del Ruido en S3, en el espesor 2.	50
GRÁFICO 6.30 Respuestas de la percepción del Ruido en S5.	50
GRÁFICO 6.31 Respuestas de la percepción del Ruido en S5, en el espesor 1.	51
GRÁFICO 6.32 Respuestas de la percepción del Ruido en S5, en el espesor 2.	51

RESUMEN

Antecedentes: A pesar de las ventajas del método de reconstrucción SAFIRE, en cuanto a la calidad de imagen y dosimetría, para el médico radiólogo, la imagen resultante no tiene una buena aceptación, siendo considerada una imagen de valor diagnóstico inferior. **Objetivo:** Conocer la percepción de los radiólogos de LABOCENTER con relación a los criterios de calidad de imagen de TC de abdomen sin contraste reconstruidas con el método de reconstrucción SAFIRE, en el primer semestre de 2017. **Materiales y métodos:** Se realizó un estudio descriptivo a través de la aplicación de una encuesta de escala Likert de 5 puntos, sobre tres criterios de calidad de imagen de TC de abdomen sin contraste (contraste, resolución espacial, y ruido), utilizando distintos métodos de reconstrucción, específicamente FBP y SAFIRE (S1, S3 y S5). Para ello, se conformaron tres grupos de cuatro radiólogos, que evaluaron uno de los grados de Strength. **Resultados:** Para resolución de contraste, la evaluación fue positiva para SAFIRE, siendo el mejor valorada S1 y el peor FBP. En relación a la resolución espacial, S1 resultó la más valorada en la escala de percepción, mientras que FBP la peor. Y para Ruido, a pesar de obtener una evaluación positiva de todos los métodos de reconstrucción en estudio, destaca como la mejor, S1, y como la peor FBP y S5 (en pacientes endomórficos). **Conclusiones:** La percepción del método de reconstrucción SAFIRE fue positiva, siendo el Strength 1 el mejor evaluado para los criterios de resolución de contraste, resolución espacial y ruido, para ambas categorías de espesores usados en este estudio

PALABRAS CLAVE

Percepción, SAFIRE, tomografía computada, TC de Abdomen, calidad de imagen, contraste, resolución espacial, ruido.

ABSTRACT

Background: Despite the advantages of SAFIRE reconstruction method in terms of image quality and dosimetry, for the radiologist, the image lacks of a good acceptance, being considered as a poor diagnostic value image. **Objective:** To know LABOCENTER's radiologists perception regarding the image quality criteria in unenhanced abdominal CT reconstructed using SAFIRE reconstruction method, during first semester of 2017. **Material and methods:** A descriptive study was performed through a survey using a 5-point Likert scale for three image quality criteria (contrast resolution, spatial resolution and image noise) in unenhanced abdominal CT, reconstructed using different reconstruction methods, specifically FBP and SAFIRE (S1, S3 and S5). To do so, three groups of four radiologists in each were formed, each group assessed one Strength setting. **Results:** For contrast resolution, the assessment was positive for SAFIRE, being S1 the best evaluated and FBP being the worst. Regarding spatial resolution, S1 ended up being the most valued in the perception scale as FBP was the less valued one; and as for image noise, despite for having a positive evaluation in all reconstruction methods in this study, S1 highlighted as the best while FBP and S5 (in endomorph patients) did it as the worst. **Conclusion:** Radiologists's perception on SAFIRE reconstruction method was rather positive, being Strength 1 the best evaluated for contrast resolution, spatial resolution and image noise criteria in both patient thickness categories used in this study.

KEY WORDS

Perception, SAFIRE, computed tomography, abdominal CT, image quality, contrast resolution, spatial resolution, image noise.

ACRÓNIMOS

ADC	Analog - to - Digital Converter (Conversor Análogo - Digital)
ALARA	As Low As Reasonably Achievable (Tan Bajo Como Sea Razonablemente Posible)
CD	Compact Disc (Disco Compacto)
DAS	Data Acquisition System (Sistema de Adquisición de Datos)
DEIS	Departamento de Estadística e Información de Salud
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine (Imagen Digital y Comunicación en Medicina)
EMI	Electric and Musical Industries (Industria Eléctrica y Musical)
FBP	Filtered Back Projection (Retroproyección Filtrada)
ICRP	International Commission on Radiation Protection (Comisión Internacional de Protección Radiológica)
IR	Iterative Reconstruction (Reconstrucción iterativa)
MINSAL	Ministerio de Salud
OS	Operative System (Sistema Operativo)
PACS	Picture Archiving and Communication System (Sistema de Archivado y Transmisión de Imágenes)
RCR	Relación Contraste - Ruido
RIS	Radiology Information System (Sistema de Información de Radiología)
RSR	Relación Señal - Ruido
S1	Strength 1 de SAFIRE
S2	Strength 2 de SAFIRE
S3	Strength 3 de SAFIRE
S4	Strength 4 de SAFIRE
S5	Strength 5 de SAFIRE
SAFIRE	Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (Sinograma Afirmado de Reconstrucción Iterativa)
TC	Tomografía Computada
UH	Unidades Hounsfield
VBA	Visual Basic for Applications (Visual Basic para Aplicaciones)

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

Junto con la invención de la tomografía computada (TC) a principios de los años 70, los métodos de reconstrucción de imagen utilizados con éxito en esa época fueron los algoritmos iterativos. Éstos eran utilizados en los primeros equipos de TC, cuando la cantidad de datos obtenidos de las exploraciones eran relativamente pequeñas y permitían reconstrucciones en matrices de 128 x 128, sin embargo, no eran prácticos para la alta demanda computacional de los equipos más modernos, que generaban imágenes rápidas, de alta resolución con matrices sobre 512 x 512 ⁽¹⁾. Por este motivo, estas técnicas cedieron terreno frente a los métodos analíticos de reconstrucción, los cuales se han mantenido como el método estándar durante las décadas siguientes ⁽¹⁾. Sin embargo, en la actualidad, debido al crecimiento exponencial de la tecnología informática en software y hardware, se ha permitido que el uso de algoritmos de reconstrucción iterativa de imágenes sea reconsiderado como una opción clínica viable, ya que producen un mejor contraste y relación señal-ruido. Dentro de estos se encuentra *Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction* (SAFIRE), método comercializado por *Siemens Healthcare* ⁽²⁾ que, a pesar de sus ventajas en cuanto a la calidad de imagen y dosimetría, para el médico radiólogo la imagen resultante no tiene una buena aceptación, siendo considerada y catalogada como una imagen de valor diagnóstico inferior ⁽³⁾.

La tomografía computada es el procedimiento radiológico que mayor dosis entrega al paciente, aun cuando su utilización es infrecuente en su vida ⁽⁴⁾. Esto se debe al uso de tecnologías de altas dosis y el mantenimiento de protocolos que no son revisados con regularidad.

En Chile, durante la última década, se ha evidenciado un sustancial aumento de un 392% en la cantidad de exámenes de tomografía computada en el servicio público desde el año 2006. Según datos obtenidos del Departamento de Estadística del Ministerio de Salud (DEIS MINSAL), en ese año se realizaron un total de 195.671 exploraciones ⁽⁵⁾, mientras que, en el año 2016, este número aumentó a un total de 962.393 exploraciones ⁽⁶⁾. Según la tendencia, cada año existe un aumento de exploraciones, por lo que es de esperar que en un futuro los valores registrados sean aún mayores. La tabla 1.1 muestra en detalle la cantidad de exploraciones de

tomografía computada realizadas en Chile durante los años 2006 y 2016 con su respectivo aumento.

TABLA 1.1 Cantidad de exploraciones por TC en Chile durante los años 2006 y 2016, según el departamento de estadísticas del Ministerio de Salud de Chile.

Año	Exploraciones	Aumento	Aumento (%)
2006 ⁽⁵⁾	195.671	0	0
2007 ⁽⁷⁾	285.946	90.275	46
2008 ⁽⁸⁾	355.439	159.768	82
2009 ⁽⁹⁾	411.260	215.589	110
2010 ⁽¹⁰⁾	441.920	246.249	126
2011 ⁽¹¹⁾	539.773	344.102	176
2012 ⁽¹²⁾	586.996	391.325	200
2013 ⁽¹³⁾	665.812	470.141	240
2014 ⁽¹⁴⁾	768.405	572.734	293
2015 ⁽¹⁵⁾	821.843	626.172	320
2016 ⁽⁶⁾	962.393	766.722	392

En vista de lo anterior, se hace imprescindible implementar métodos de reducción de dosis para evitar la acumulación excesiva de radiación ionizante y la aparición de efectos adversos. Por este motivo, tanto la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) como diversos organismos reguladores internacionales promueven la aplicación del principio de protección radiológica ALARA (As Low As Reasonably Achievable) ⁽¹⁶⁾, que se refiere a la optimización de las dosis médicas, ocupacionales y del público, con el fin de mantener las exposiciones tan bajas como sea razonablemente posible, centrándose en realizar acciones para disminuir las dosis con el compromiso de que el costo de cualquier acción adicional no sea mayor que el valor de la reducción del detrimento para la salud que con ella se logre.

En este contexto, el uso de técnicas iterativas de reconstrucción como SAFIRE, ha reportado una baja significativa de hasta un 60% en la dosis entregada por métodos de retroproyección filtrada (FBP) ⁽¹⁷⁾. En un estudio de la Clínica Mayo, se reportó que las imágenes reconstruidas con SAFIRE con la mitad de la dosis de rutina (2,92 mGy), fueron de calidad de imagen equivalentes a las imágenes reconstruidas con FBP con dosis completa (5,94 mGy) ⁽¹⁷⁾. En otro aspecto, un estudio publicado en 2013, afirma que las características de la imagen con respecto al ruido usando el método SAFIRE con dosis de un 50%, son comparables al método FBP con dosis de 100% ⁽¹⁸⁾.

Además de las ventajas dosimétricas mencionadas, la técnica SAFIRE provee mejoras en la calidad de imagen objetiva con respecto al método de retroproyección filtrada, entre ellas se destaca una mejor resolución espacial, mejor resolución de contraste, una disminución del ruido y artefactos, una mayor relación señal - ruido (RSR) y contraste - ruido (RCR) ⁽¹⁹⁾. Existen estudios que han evidenciado una reducción de hasta aproximadamente un 35% del ruido en la imagen con método SAFIRE, siendo especialmente útil en pacientes de características endomórficas ⁽¹⁷⁾. Un estudio realizado el año 2014, reportó que el método de reconstrucción SAFIRE obtuvo una mejor puntuación en lo que respecta a calidad de imagen subjetiva que la FBP, además de obtener menor ruido, mayor RSR y RCR ⁽¹⁹⁾. Además, otro estudio del año 2015, reportó que SAFIRE, específicamente el Strength 4, mostró una reducción significativa del ruido y un aumento en la relación contraste - ruido en las imágenes de TC de cerebro en pacientes con accidente vascular encefálico ⁽²⁰⁾.

A nivel sudamericano, no se han encontrado estudios publicados que den a conocer la apreciación subjetiva, por parte de los médicos radiólogos, con respecto al método de reconstrucción SAFIRE aplicado en TC, siendo este el tema al que apuntará la presente investigación.

El propósito de este estudio radica en aportar información para la validación del método iterativo de reconstrucción SAFIRE como un método aplicable a las adquisiciones rutinarias de tomografía computada de abdomen sin medio de contraste para la emisión de informes radiológicos.

CAPÍTULO 2: MARCO TEORICO

2.1 RADIACIONES IONIZANTES

2.1.1 Definiciones generales

La radiación ionizante corresponde a energía electromagnética que tiene la capacidad de producir un par iónico (ionización). Se entiende por éste, al proceso por el cual uno o más electrones son liberados de átomos, moléculas o cualquier otro estado fijado ⁽²¹⁾.

Dentro de las radiaciones ionizantes, en el ámbito del diagnóstico por imágenes, se encuentran los rayos X y rayos Gamma, los cuales se caracterizan por poseer una serie de propiedades que permiten la obtención de las imágenes radiológicas y realización de tratamientos, como son el poder de penetración y de interacción con la materia.

2.1.2 Interacción de las radiaciones ionizantes con la materia

Las radiaciones ionizantes pueden interactuar de varias maneras con los átomos de la materia. Hay interacciones en las que los fotones incidentes son efectivamente absorbidos, depositando su energía en la materia. En otros casos, los fotones no son absorbidos, sino que logran penetrar y pueden ser aprovechados para la formación de imágenes radiológicas, y por último, existen fotones que son disipados en todas las direcciones, no siendo de utilidad diagnóstica. A esto último, se le conoce como radiación dispersa y su principal fuente es la zona anatómica del paciente que se irradia ⁽²²⁾.

Los rayos X, al momento de interactuar con la región anatómica en estudio, son sometidos a un proceso llamado "absorción diferencial", que es la diferencia entre los rayos X absorbidos por los tejidos y los transmitidos al sistema de detectores. Existen tres factores intrínsecos de la materia que afectan a la absorción diferencial, siendo estos el número atómico, la densidad y el espesor ⁽²²⁾.

La probabilidad de interacción de los rayos X con la materia, tiene una relación directamente proporcional tanto a la densidad, como al cubo del número atómico, por lo que la radiación será atenuada en una magnitud dependiente a estos factores, haciendo que distintos tejidos sean representados con distintas tonalidades de grises en la imagen final ⁽²²⁾.

La radiación ionizante de baja y moderada energía, tiende a interactuar con la nube electrónica del átomo, mientras que aquellas de alta de energía, lo hacen con el núcleo atómico. La interacción de los rayos X y Gamma con la materia, es similar, describiendo cinco mecanismos.

- El primer mecanismo de interacción descrito es la dispersión coherente o clásica ⁽²²⁾, en donde un fotón incidente provoca una excitación al interactuar con el átomo blanco, de modo que éste último libera inmediatamente el exceso de energía en forma de un rayo X, en una dirección aleatoria y con la misma longitud de onda que el incidente.
- El segundo mecanismo descrito es el Efecto Fotoeléctrico, en el cual, la interacción ocurre entre el fotón incidente y un electrón de capas internas del átomo. La consecuencia de esto, es la transferencia total de energía cinética al electrón, provocando su expulsión ⁽²²⁾.
- Al aumentar la energía de la radiación, el mecanismo de interacción cambia, surgiendo el denominado Efecto Compton. En este mecanismo, el fotón incidente interactúa con un electrón de la capa más externa del átomo, provocando su expulsión, cambio de dirección y pérdida de energía. Este efecto es el más común en radiología y es el mayor responsable de la radiación dispersa ⁽²²⁾.
- A niveles mayores de energía de la radiación, esta puede llegar a interactuar con el campo eléctrico del núcleo atómico, lo que provoca la desaparición del fotón incidente y la aparición de dos partículas cargadas, una positiva (positrón) y otra negativa (electrón). Este efecto es conocido como producción de pares y ocurre con energías por sobre los 1,02 MeV.
- El último mecanismo de interacción, conocido como Desintegración fotónica, ocurre con energías sobre los 10 MeV. En este caso, el fotón incidente escapa a la nube electrónica y el campo eléctrico nuclear, siendo absorbidos por el núcleo atómico, provocando su inmediata fragmentación ⁽²²⁾.

2.1.3 Efectos biológicos causados por radiaciones ionizantes

Los efectos biológicos de la radiación ionizante se clasifican según su relación con la dosis depositada. Si el efecto biológico, visto como un daño en poblaciones de células, se caracteriza por aparecer sobre cierto umbral de dosis y la gravedad del daño aumenta según se incrementa la dosis, se denomina efecto no estocástico o determinístico ⁽²³⁾. Por otra parte, cuando el efecto no responde a un umbral, se le denomina efecto estocástico o no determinístico, siendo estos de carácter probabilístico, es decir que al incrementar las dosis aumenta la posibilidad de expresar el efecto, mientras que la severidad se relaciona con el lugar del daño celular. Se considera que estos efectos pueden ser heredables ⁽²³⁾.

Procedimientos radiológicos que superen los 10 mSv de dosis efectiva, tienen un riesgo promedio de inducción de cáncer de alrededor de 1 en 1000, siendo la mitad de estos de carácter fatal, surgiendo en, en su mayoría, décadas posteriores a la exploración ⁽²⁴⁾.

2.2 TOMOGRAFÍA COMPUTADA

2.2.1 Historia y actualidad

La invención de la Tomografía Axial Computada o Tomografía Computada marca un hito en la historia de la radiología, remontándose al año 1972, con la presentación de la primera versión comercial de la EMI ⁽²⁵⁾. Son muchos quienes afirman que esto marca un antes y un después en la medicina, y su inventor, el ingeniero Sir Godfrey N. Hounsfield, se hace merecedor del Premio Nobel de medicina en 1979 ⁽²⁶⁾. La finalidad de la tomografía computada es “crear una imagen tridimensional de un objeto”, tomando múltiples mediciones del mismo con rayos X desde diferentes ángulos y utilizar una computadora que permita reconstruirla a partir de cientos de "planos" superpuestos y entrecruzados (Figura 2.1) ⁽²⁷⁾.

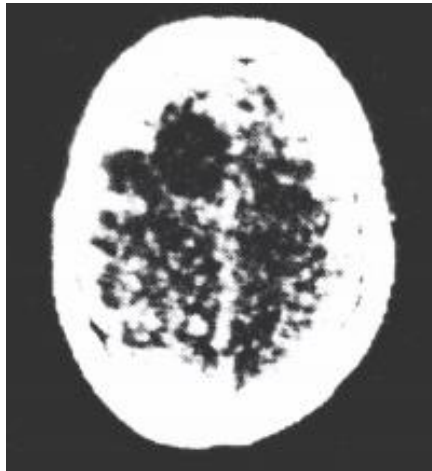


FIGURA 2.1 Primera imagen clínica obtenida con tomógrafo computado prototipo ⁽²⁶⁾.

En la actualidad, se puede apreciar un gran desarrollo tecnológico, grandes avances en los recursos computacionales y mejoramiento en las bases teóricas de la ciencia y, desde luego, estos avances tocan también a la tomografía computada y así, luego de siete generaciones de TC, se han mejorado los tiempos de exploración desde horas en sus principios, a segundos, mejorado la calidad de las imágenes hasta alcanzar la vanguardia de las tecnologías en TC, como lo es la tecnología helicoidal y multicorte.

2.2.2 Formación de imagen

La imagen de Tomografía Computada corresponde a una representación digital de una región anatómica específica, mediante la adquisición de un volumen de información obtenido a través de la utilización de radiaciones ionizantes (Rayos X) y su posterior procesamiento en un sistema computacional. Esta se forma siguiendo un proceso sistemático compuesto por tres pasos: la adquisición del Raw Data, la reconstrucción de la imagen y finalmente la manipulación y almacenamiento de esta para su posterior evaluación.

2.2.2.1 Adquisición del RAW DATA

Corresponde a la recolección sistemática de los perfiles de atenuación de los rayos X que atraviesan la región anatómica en estudio. En primera instancia, la radiación emerge desde un tubo de rayos X situado en una unidad de soporte denominada “Gantry”. La radiación interacciona con el paciente, es atenuada y llega a un sistema de detectores con una intensidad dada por la ecuación de Lambert – Beer ⁽²⁸⁾:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

FÓRMULA 2.1 Ecuación de Lambert-Beer.

Donde:

I = Intensidad (Radiación remanente).

I₀ = Intensidad inicial (Radiación primaria).

μ = Coeficiente de atenuación lineal.

x = Espesor del tejido.

Una vez que la radiación remanente alcanza el sistema de detectores, esta pasa al Sistema de Adquisición de Datos (DAS), que corresponde a un sistema compuesto por un amplificador que mide y amplifica las señales obtenidas, un Conversor Análogo Digital (ADC) que convierte la señal análoga procedente a una digital, y un transmisor que transmite los datos binarios a un computador donde se llevará a cabo la reconstrucción de la imagen ⁽²⁸⁾.

2.2.2.2 Reconstrucción de la imagen

Una vez obtenidos los datos de la exploración, conocidos como perfiles de atenuación por cada proyección o ángulo, la unidad de procesamiento trabaja los datos brutos para presentarlos en una imagen a través del monitor. Existen dos opciones de métodos de reconstrucción, las técnicas analíticas y las técnicas iterativas, que se describirán a continuación:

2.2.2.2.1 Técnicas analíticas

El uso de métodos analíticos cobró gran influencia, debido a que la exigencia computacional que requerían para reconstruir una imagen era baja comparada con otros métodos. Esto llevó a que la Retroproyección y la Retroproyección filtrada fueran rápidamente adaptadas al contexto clínico una vez cimentadas las bases teóricas con la transformada de Radón y las transformadas de Fourier ⁽²⁹⁾.

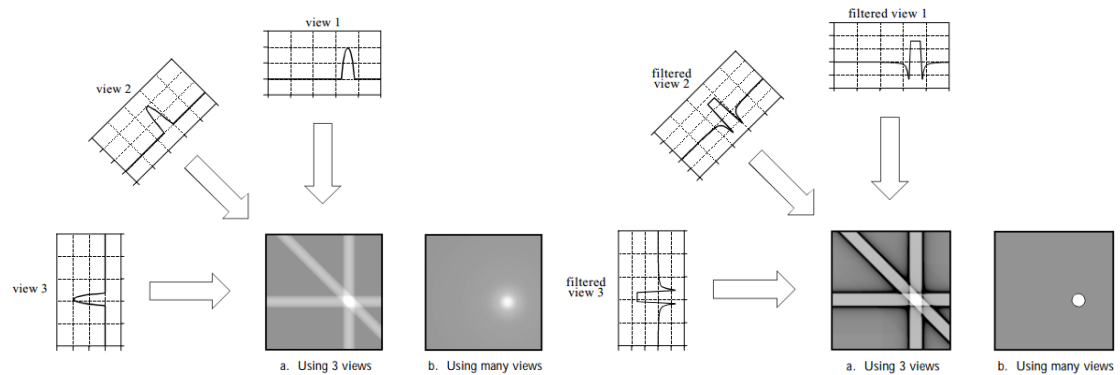


FIGURA 2.2 Retroproyección y Retroproyección filtrada. A la izquierda, esquema que muestra el fundamento de la retroproyección simple, superposición de los perfiles de atenuación de los ángulos. A la derecha, se observa que se agrega un filtro a los perfiles de atenuación por ángulos lo que corrige borrosidad: retroproyección filtrada ⁽³⁰⁾.

La retroproyección simple consiste en la superposición de los perfiles de atenuación obtenidos en cada ángulo de la exploración, con lo que se obtiene una representación de la estructura original. Se observa que la retroproyección simple producía imágenes borrosas debido a contribuciones de densidad de estructuras vecinas, por lo que se agregó una función llamada Convolución Hamming, pasando a llamarse retroproyección filtrada, como se aprecia en la Figura 2.2. Este método, provee mejoras en la imagen tales como reducción del ruido y aumento de la definición de detalles, como muestra la Figura 2.3 ⁽²⁹⁾.

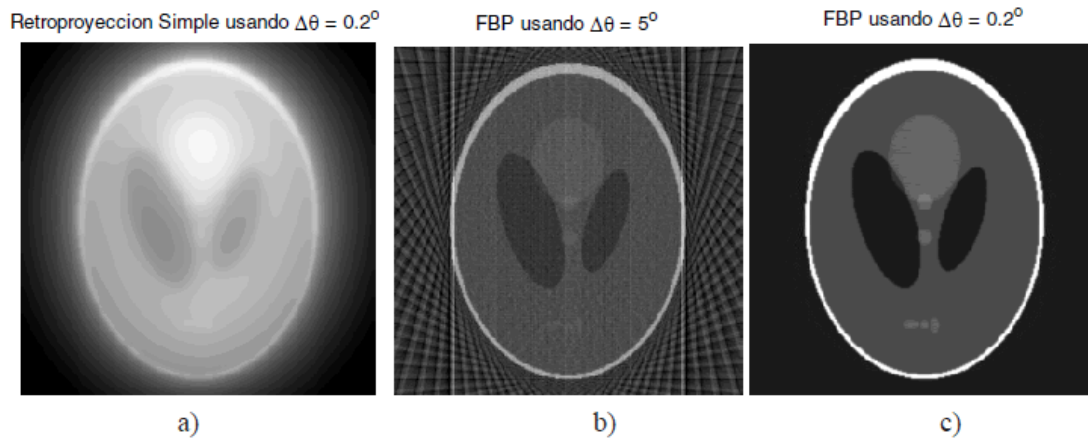


FIGURA 2.3 a) Retroproyección simple, b) y c) Retroproyección Filtrada ⁽²⁹⁾.

2.2.2.2.2 Técnicas iterativas

Las técnicas iterativas hacen referencias a los procesos matemáticos de reconstrucción de imagen en forma repetitiva. La reconstrucción iterativa (IR) consiste básicamente en tres etapas, lo cual lleva a los valores estimados, a ser parte de un ciclo que los lleva a ser valores más cercanos a la imagen real. El proceso comienza con la creación de datos artificiales (Raw Data artificial) por medio de la *Forward Projection* a partir de una imagen previamente obtenida a través del conteo de fotones mediante modelos estadísticos, de fantomas, o de una imagen reconstruida previamente por FBP. Al comparar estos datos con los datos brutos obtenidos en el inicio, se obtienen valores de corrección que serán aplicados a los datos artificiales. Este proceso es repetido para alcanzar valores cercanos a los datos brutos, hasta que los valores de corrección no sean significativos, se alcance cierto criterio de calidad de imagen o número definido de iteraciones ⁽¹⁾. La Figura 2.4 esquematiza el proceso iterativo.

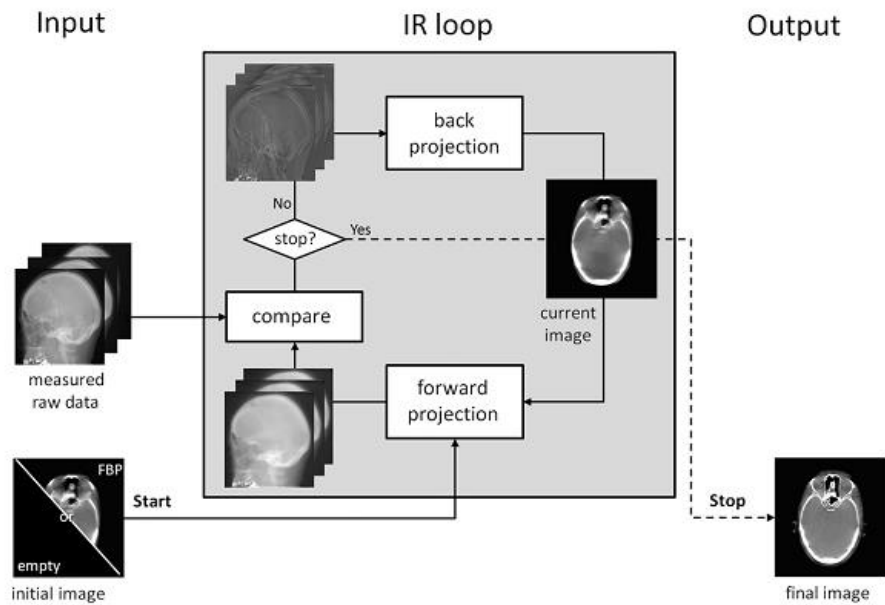


FIGURA 2.4 Esquema del proceso de iteración de una imagen. Comienza con una imagen vacía u obtenida por FBP, que será nuevamente proyectada y comparada con el RAW DATA obtenido, generando las correcciones de los valores. A partir de un proceso de repetición de esta última etapa, se obtiene una imagen final⁽¹⁾.

2.2.2.2.1 Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE)

Método iterativo estadístico⁽¹⁾, caracterizado por sus niveles de reducción de ruido en la imagen y rapidez. Es comercializado dentro de la segunda generación de algoritmos IR de Siemens Healthcare desde 2010, que incorpora cinco niveles de intensidad, llamados *Strength*, para regular la impresión de la imagen y la reducción del ruido, como se observa en la Figura 2.5.

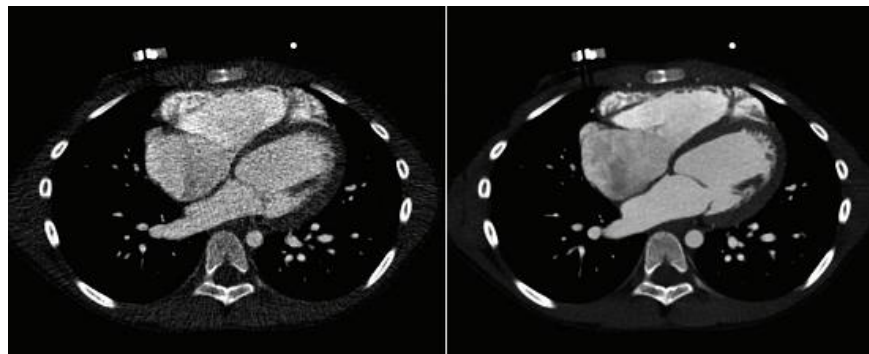


FIGURA 2.5 Reducción de ruido en la imagen obtenido por el método IR SAFIRE⁽²⁾.

La secuencia de reconstrucción de imagen por medio de SAFIRE consta de dos procesos repetitivos, llamados *loop*. El Primer *loop*, comienza con la obtención de los datos brutos y la creación del sinograma, que será reconstruido a una imagen por medio de retroproyección filtrada. De la imagen resultante, se crean datos virtuales a través de la *Forward Projection*, que serán comparados con los datos brutos, obteniendo un perfil de corrección. Estos puntos de corrección, al ser reconstruidos mejoran la imagen resultante de la FBP inicial. Este *loop* se repite hasta alcanzar un nivel de calidad de imagen aceptable, dando paso al segundo *loop*, que consiste en la aplicación de diversos filtros de reducción de ruido. La secuencia de reconstrucción de imagen de SAFIRE, se encuentra resumida en la Figura 2.6. El primer *loop* ocurre en el dominio del Raw Data, es decir, utiliza principalmente los datos brutos obtenidos de la exploración al paciente, mientras que el segundo se desarrolla en el dominio de la imagen ⁽³¹⁾.

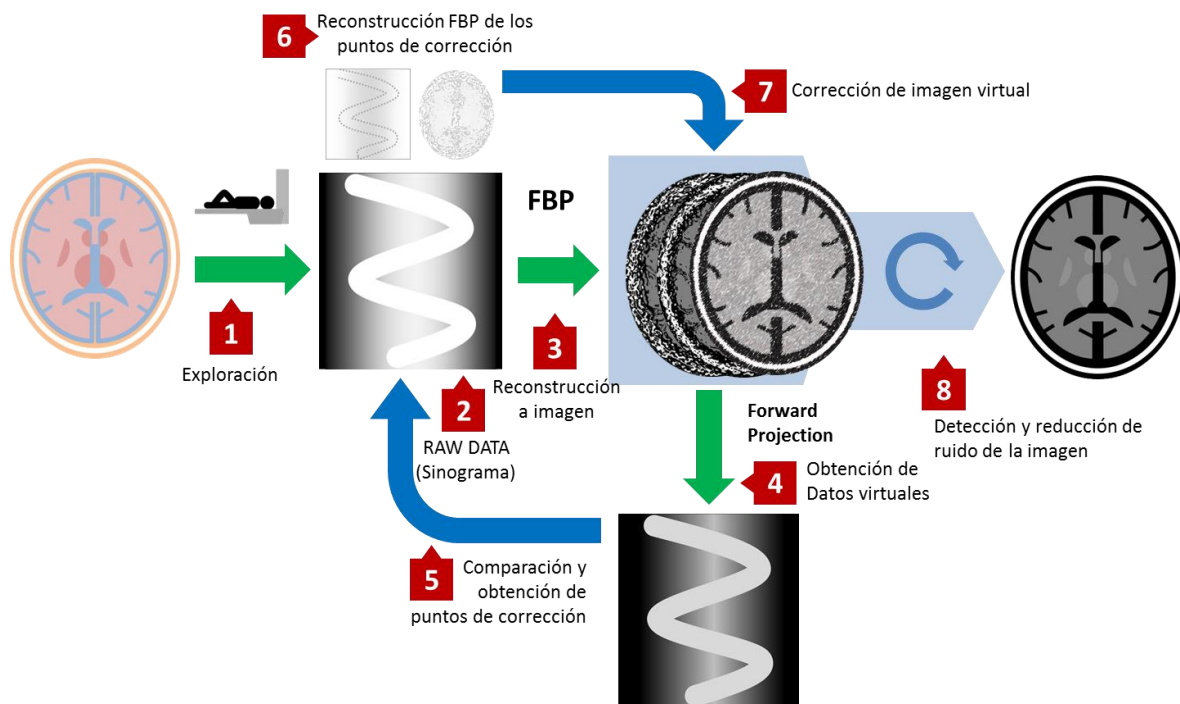


FIGURA 2.6 Proceso de reconstrucción de imagen por medio de SAFIRE. 1) y 2) Obtención de los datos brutos. 3) Reconstrucción de imagen por medio de retroproyección filtrada. 4) Creación de datos virtuales por medio de la Forward Projection. 5) Comprobación y creación de los puntos de corrección. 6) y 7) Corrección en la imagen. Los puntos de 3) a 7) representan el primer *loop* de SAFIRE. 8) La imagen corregida es sometida a filtros de reducción de ruido ⁽³¹⁾.

2.2.2.3 Post proceso y almacenamiento

La imagen obtenida por Tomografía Computada es manipulada en el software según el criterio del operador, y es donde se definen reconstrucciones anexas y se ajustan los niveles de ventana.

El almacenamiento de la imagen por tomografía computada pasa por un almacenamiento temporal para mejorar los tiempos de respuestas del post proceso, y luego pasa al almacenamiento permanente, con las imágenes originales y las manipuladas ⁽³²⁾. El formato ampliamente aceptado en radiología es el DICOM, que permite la protección de la información como los metadatos y el envío de las imágenes digitales, a través de servidores conocidos como PACS o sistemas RIS.

2.2.3 Exploración de Abdomen

La exploración por tomografía computada de abdomen es un examen de diagnóstico por imagen no invasiva que utiliza radiación ionizante, este permite evaluar de forma precisa órganos, tejidos y vasos sanguíneos abdominales, siendo una de las exploraciones más frecuentes en los servicios de TC.

2.2.3.1 Protocolo LABOCENTER

El protocolo de exploración y parámetros técnicos varían según el servicio de TC. En esta investigación, el protocolo de exploración es presentado en la Tabla 2.1, perteneciente al equipo SOMATOM Perspective de la casa comercial Siemens.

TABLA 2.1 Protocolo de exploración de abdomen de LABOCENTER.

Protocolo Exploración Abdomen-Pelvis sin contraste	
Posición Paciente	Decúbito Supino
Rango Exploración	En estructura a estudiar
Dirección Exploración	Craneocaudal
Voltaje Tubo (KvP)	130 Kv
mAs Efectivo	100 a 240 ; Caredose 4D
Modulación Dosis	ON
CareDose	SI
Tiempo Rotación	0,6 seg
Pitch	1,4
Colimación	128 x 0,6 mm
Kernel	B20f/B30f
Parámetros de Reconstrucción	
Recon	5 mm
ReconSilce	2 a 1
ReconIncrement	5 a 1

2.3 CALIDAD DE IMAGEN

La calidad de imagen se entiende como el grado de fidelidad que posee una imagen de cualquier tipo, con respecto a la realidad. En medicina es de esencial cuidado, ya que en ella recae la capacidad que tendrá un observador experto para determinar un diagnóstico preciso y de manera objetiva. La calidad de imagen se puede evaluar de manera subjetiva, en la que el observador determinará su valoración cualitativa según su experiencia y conocimientos, y de una forma objetiva, a través de software y mediciones de características e índices de la imagen que determinarán la exactitud entre la representación digital y la realidad.

2.3.1 Criterios de calidad de imagen

Los criterios que determinan la calidad de imagen objetiva son ampliamente descritos en publicaciones y libros, y manejados por el observador especializado en la observación de la imagen médica. A continuación se describen los criterios más utilizados en radiología y en TC.

2.3.1.1 Resolución espacial

Se define como la distancia mínima que debe existir entre dos puntos de un objeto para poder identificarlos en la imagen, como se aprecia en la Figura 2.7. Se ve aumentada cuando se disminuye el espesor de corte, aumenta el tamaño de la matriz de la imagen y se reduce el tamaño del campo de visión ⁽³³⁾.

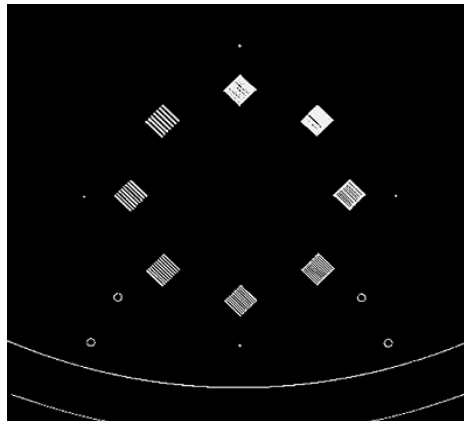


FIGURA 2.7 Modelo para evaluar la resolución espacial en la imagen tomográfica ⁽³³⁾.

2.3.1.2 Resolución de contraste

Es la capacidad para distinguir las diferencias sutiles en la composición de los distintos tejidos del organismo, por medio de la obtención de diferentes tonalidades en la escala de grises. La capacidad de representar objetos con bajo contraste en la TC, está limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y por el ruido del equipo, como se muestra en la Figura 2.8 ⁽³³⁾.

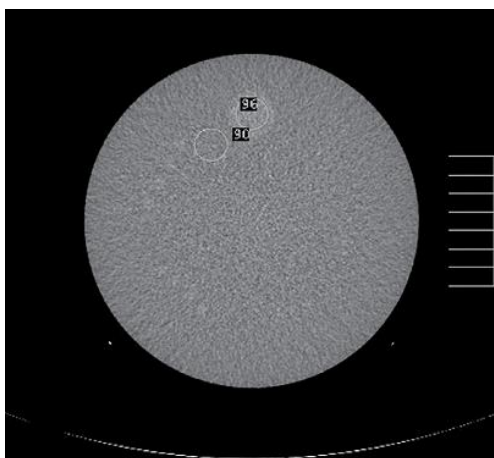


FIGURA 2.8 Modelo para evaluar la resolución de contraste en la imagen tomográfica ⁽³³⁾.

2.3.1.3 Resolución temporal

Es inversamente proporcional al tiempo de adquisición de la imagen. No puede ser valorada directamente en una imagen estática, pero una baja resolución temporal puede producir borrosidad en la imagen, debido al movimiento corporal al momento del examen (borrosidad cinética) ⁽³³⁾.

2.3.1.4 Ruido

El ruido aparece en la imagen como granos y es producido por variaciones locales en la intensidad de la radiación o en la sensibilidad de los sistemas receptores de ésta. Las imágenes con poco ruido aparecen muy nítidas a la vista y las imágenes con mucho ruido, tiene un aspecto sucio o manchado. El ruido se puede deber a múltiples causas, entre las cuales destacan la aleatoriedad de los rayos x, ser inherente a la técnica o al método de reconstrucción ⁽³³⁾.

2.3.1.5 Artefactos

Los artefactos se definen como distorsiones o errores en la imagen, que no tienen correlación con la zona estudiada. Sus orígenes son variados y se pueden deber al paciente o

inherentes a la tomografía computada. Pueden ocasionar una mala interpretación de la imagen simulando u ocultando una condición patológica, la Figura 2.9 muestra un ejemplo de artefacto en una TC de cerebro ⁽³⁴⁾.

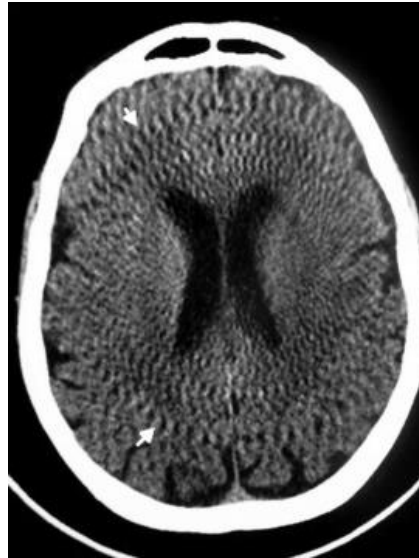


FIGURA 2.9 Corte axial - TC de Cerebro, se evidencia artefacto causado por la falla de los detectores del tomógrafo ⁽³⁴⁾.

2.3.1.6 Relación Contraste – Ruido

Esta relación determina el tamaño de las estructuras que pueden ser percibidas por el observador. Mientras menor sea ruido, o mejorado el contraste, la capacidad de observar estructuras de menor detalle será superior ⁽³⁵⁾.

2.3.1.7 Relación Señal – Ruido

Se entiende como la proporción que existe entre la intensidad de una señal y la cantidad de ruido que interfiere en ella, donde la señal corresponde a las Unidades Hounsfield (UH) y el ruido a la desviación estándar de esta. Mientras menor sea el ruido de la señal, o mayor sea la potencia de la señal, mejorará esta relación y por ende, la calidad de imagen ⁽³⁶⁾.

2.4 PERCEPCIÓN EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA

La percepción es el proceso de reconocimiento e interpretación de distintos estímulos sensoriales, el cual está íntimamente relacionado con la cognición, es decir, el proceso de adquirir conocimientos y entendimiento a través de la experiencia y los sentidos ⁽³⁷⁾. La percepción y la cognición guían la forma en la cual el ser humano toma decisiones y realiza acciones. En radiología, toma especial importancia la percepción visual, la que a su vez está compuesta por distintas etapas: percepción visual temprana, intermedia y tardía. La percepción visual temprana es prácticamente automática e independiente de los factores cognitivos, por ejemplo, la identificación de características básicas de un objeto o imagen, tales como su color, movimiento, orientación, bordes, etc. La etapa intermedia consiste en la creación de una representación temporal de la información, mientras que, en las etapas más tardías, la información de las características básicas del objeto o imagen, más su representación temporal, es almacenada y comparada con formas y características de objetos o imágenes previas en la memoria visual de largo plazo, permitiendo llevar a cabo los procesos de identificación y reconocimiento visual ⁽³⁸⁾. Un ejemplo claro de esos procesos se observa en la Figura 2.10, donde se coloca una barra de un tono de gris constante sobre un fondo que cambia de tonalidad de gris más oscura a la izquierda a más blanca a la derecha. A pesar de que la tonalidad de la barra central no cambia, el cerebro humano la percibe como una región más clara a la izquierda (donde el fondo es más oscuro) y más oscura a la derecha (donde el fondo es más claro) ⁽³⁹⁾.

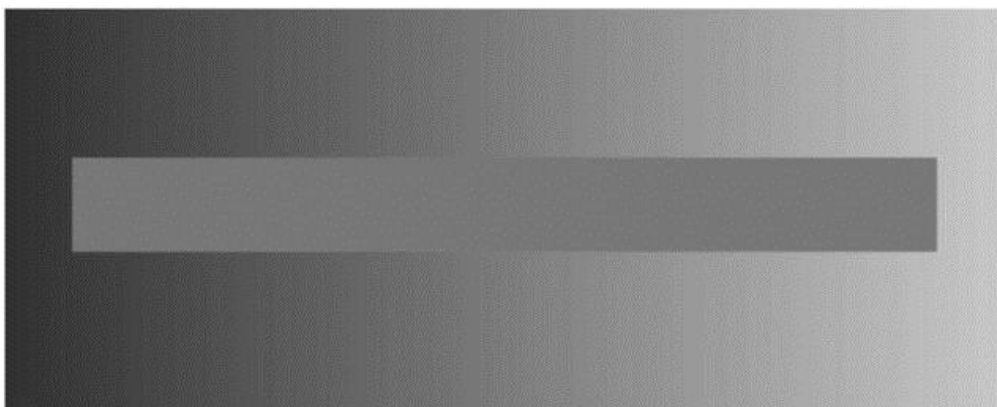


FIGURA 2.10 Ilusión óptica que demuestra como el cerebro capta distintos contraste de una barra central, de tonalidad constante, sobre un fondo que varía de una tonalidad de gris oscura (izquierda) a gris clara (izquierda) ⁽³⁹⁾.

En sus inicios, los estudios de percepción en radiología se realizaban sobre imágenes de radiología convencional, las cuales poseen la característica de poseer múltiples estructuras superpuestas que representan la anatomía en tres dimensiones sobre una imagen bidimensional. La tomografía computada, a diferencia de la radiología convencional, otorga información libre de superposición de estructuras, sin embargo, en este caso, el radiólogo necesitará revisar una gran cantidad de imágenes para llevar a cabo la detección de estructuras y/o patologías, tratando de fusionarlas en una imagen tridimensional mental de la región anatómica en estudio ⁽⁴⁰⁾.

Existen numerosos atributos y parámetros físicos que afectan la interpretación de las imágenes, dentro de las cuales destacan el contraste, la resolución espacial, la relación señal – ruido, la escala de grises y el color ⁽⁴¹⁾.

- **Contraste:** El nivel de contraste necesario para diferenciar dos estructuras varía entre un 0,5% y un 100%. Estructuras con un bajo contraste resultan más complejas de diferenciar directamente, recurriendo a otros aspectos, tales como los contornos, desplazamientos o identificando estructuras adyacentes ⁽⁴²⁾.
- **Resolución espacial:** Como se mencionó con anterioridad, se define como la distancia mínima entre dos puntos para poder identificarlos como separados. La resolución espacial máxima del ojo humano es de 100 μm (0,1 mm) ⁽⁴³⁾.
- **Relación Señal – Ruido:** Se refiere a la proporción de la señal adquirida por el detector y el ruido inherente del sistema ⁽⁴²⁾.
- **Escala de grises:** Es la cantidad de tonalidades de grises que exhibirá la imagen. Este número estará determinado por el ancho de ventana ⁽⁴²⁾.
- **Color:** El ojo humano es más sensible a las tonalidades de los distintos colores que a las tonalidades de grises, sin embargo, este factor no es considerado para la adquisición de imágenes de rutina, las cuales trabajan con escalas de grises y no de colores ⁽⁴²⁾.

Como se mencionó, la resolución espacial y resolución de contraste son dos factores críticos de la visión que afectan en la percepción de una imagen en tomografía computada. La retina es el principal receptor visual, esta contiene alrededor de 115 millones de células llamadas bastones, ubicados en la periferia de esta, y 6,5 millones de células llamadas conos, ubicados en su centro (fóvea), tal como se muestra en la Figura 2.11. Los bastones son los encargados de

percibir el contraste, brillo y los movimientos, mientras que los conos perciben los colores y la resolución espacial ⁽⁴⁴⁾.

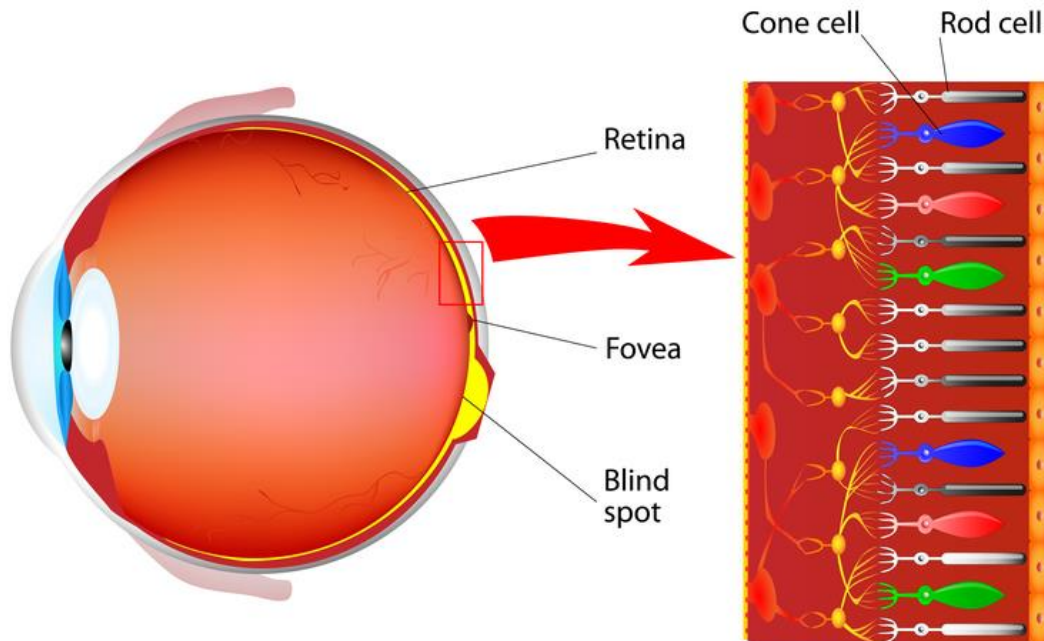


FIGURA 2.11 Esquema del ojo humano y las células de la retina: Conos y bastones ⁽⁴⁵⁾.

2.4.1 Factores que afectan la percepción

Estos factores influyen en cómo el radiólogo interpretará la imagen y son cruciales, ya que pueden llegar a determinar el éxito en el análisis o errores en este. Dentro de estos se encuentran los factores del sistema y los factores cognitivos ⁽⁴¹⁾.

2.4.1.1 Factores del sistema

Se relacionan con el desempeño de los equipos, políticas laborales, capacitación y supervisión, comunicación y condiciones laborales. Este último factor cobra especial importancia, ya que pueden llevar al radiólogo a situaciones de estrés, fatiga, frustración, etc., que puede afectar directamente en su percepción. Otro punto de importancia es la elección del monitor en el cual el radiólogo visualizará las imágenes, actualmente se utilizan pantallas de

cristal líquido (LCD) de alta resolución (típicamente de 3 megapíxeles) y alta luminancia, que permiten mayores posibilidades de lograr una buena interpretación de imágenes ⁽⁴⁶⁾.

2.4.1.2 Factores cognitivos

Son propios del radiólogo y pueden llevar a errores humanos. Estos factores se relacionan con el grado de conocimiento, razonamiento clínico, capacidad de reunir y verificar información relevante (fichas clínicas e información básica del paciente) y experiencia laboral ⁽⁴¹⁾. Los radiólogos más experimentados pueden procesar una mayor cantidad de información en poco tiempo, lo que guarda relación en cómo estos analizan las imágenes. En la actualidad, esto se puede verificar a través de tecnologías de registro visual ⁽⁴²⁾, no obstante, esto escapa a lo pretendido en esta investigación.

2.4.2 Herramientas de evaluación de la percepción en radiología

Desde sus inicios, los estudios de percepción de radiología buscaban desarrollar un modelo estandarizado para la evaluación de la percepción humana en los sistemas de imágenes médicas. Dentro de estos modelos se encuentra el Diagrama de Detalle de Contraste, el análisis ROC (Receiver Operating Characteristic), el Método de Elección Forzada y Escala Likert.

2.4.2.1 Diagrama de Detalle de Contraste

Este método fue el primero empleado para evaluar la percepción humana en la década de 1940, el cual consistía en una prueba realizada con un fantoma de dos dimensiones, formado a partir de una matriz de discos con distintas atenuaciones. Al observador se le solicitaba seleccionar el disco con menor contraste que pudiera visualizar en cada diámetro en las imágenes. Este método demostró no ser confiable y dejó de utilizarse para este propósito y fue dedicado para realizar controles de calidad a los equipos hasta la década de 1970 ⁽⁴⁷⁾.

2.4.2.2 *Análisis ROC*

Este método se utilizaba en el contexto de la detección de señales electrónicas, comenzando a ser utilizadas en el área de psicología y psicofísica durante la década de 1960 ⁽⁴⁸⁾. Más adelante, este análisis comenzó a ser utilizado para la evaluación de decisiones médicas en el año 1971 por el médico radiólogo Lusted L, para la interpretación de radiografías de tórax ⁽⁴⁹⁾. A lo largo del tiempo, este método fue adaptado y actualmente es utilizado en medicina para establecer valores de sensibilidad y especificidad de una determinada prueba diagnóstica. Este análisis discrimina los dos posibles estados de un paciente, “patológicos” y “no patológicos”, dibujando una curva, cuya pendiente corresponde a las decisiones por azar. Las pruebas con curvas ubicadas sobre la pendiente poseen mejor rendimiento mientras más alejadas estén de esta, por el contrario, las curvas más cercanas tienen un rendimiento bajo, cercano al azar ⁽⁵⁰⁾. El uso de este análisis no solo permite evaluar la sensibilidad y especificidad de un solo método diagnóstico, sino que puede utilizarse para comparar dos o más pruebas para el estudio de una patología determinada.

2.4.2.3 *Métodos de Elección Forzada*

Este método comenzó a utilizarse en 1975 por Burgess AE ⁽⁴⁷⁾, consiste en un conjunto de frases descriptivas para evaluar el rendimiento de un observador frente a una imagen médica, calificándolo como positivo o negativo. Dependiendo de la cantidad de alternativas que se emplean, puede utilizarse el método de elección forzada de dos alternativas, o un método de elección forzada múltiple, con más de dos alternativas. Cabe destacar que en este método no existen puntos intermedios, es decir, las respuestas sugeridas obligan al observador a elegir un aspecto positivo o negativo, en este caso, de la imagen proporcionada.

2.4.2.4 *Escala Likert*

Corresponde a una escala psicométrica propuesta por Rensis Likert en 1932 ⁽⁵¹⁾, que permite evaluar las actitudes del encuestado, en este caso, un radiólogo, sobre un determinado

tema (una imagen radiológica), a través de la elección de oraciones que la describen, desde un aspecto positivo, pasando por un punto intermedio, hasta un aspecto negativo. Esta escala puede utilizarse con múltiples oraciones descriptivas, siendo la más utilizada en estudios de esta naturaleza, la escala de cinco puntos. Una distinción entre la escala Likert y los métodos de elección forzada es que la primera no elimina el valor intermedio, es decir, la frase que no tiende a sumar características positivas o negativas del tópico. Cabe destacar que este tipo de escala es la más utilizada en estudios de esta naturaleza ^(20, 52, 53, 54, 55, 56, 57).

2.5 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Es la disciplina que estudia los efectos de la dosis causada por radiaciones ionizantes y los procedimientos para proteger a los seres vivos de sus efectos nocivos. Un estudio publicado por Guite K, et al en la *Journal of the American College of Radiology*, con 978 exploraciones realizadas en 500 pacientes, reportó que el examen de TC de abdomen entrega una dosis efectiva promedio de 25,8 mSv por paciente, con un promedio de 14.1 mSv por cada exploración ⁽⁵⁸⁾. Es por esto, que se hace necesario establecer principios fundamentales de protección radiológica para el correcto uso de radiaciones ionizantes, los cuales son:

2.5.1 Justificación

Se refiere a que todo el uso de radiaciones ionizantes debe estar justificado, siendo la mejor de las opciones existentes en un determinado contexto, tanto para el individuo como para la sociedad en su conjunto ⁽⁵⁹⁾.

2.5.2 Optimización

Refiere que todas las acciones deberán ser realizadas del modo más eficiente posible según la tecnología existente en el momento y el grado de conocimiento que se posea ⁽⁵⁹⁾.

2.5.3 Límites de dosis individuales

Son valores máximos de radiación que puede recibir una persona en una exposición radiológica y que han sido recomendados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Se aplican al personal ocupacionalmente expuesto a la radiación ionizante y al público en general. Cabe destacar que todos aquellos pacientes que reciben radiación como consecuencia de tratamientos o diagnósticos médicos, no presentan límites de dosis, debido a que el riesgo al que se somete al paciente está compensado por el beneficio de un correcto diagnóstico y tratamiento, recayendo en el médico la responsabilidad de dicha decisión ⁽⁵⁹⁾. Este principio se ve reflejado en la sigla ALARA, indicando que se debe intentar, por todos los medios posibles, que las dosis recibidas por cualquier individuo sea la más baja posible, siempre que las medidas de protección y minimización de dosis no supongan un daño mayor para el individuo.

2.5.4 Prevención de accidentes

Referente a que se deben reducir al mínimo la posibilidad de ocurrencia de los accidentes, tanto en el diseño de una instalación o de un equipo que haga uso de una fuente de radiación ⁽⁵⁹⁾.

CAPÍTULO 3: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

3.1 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Cuál es la percepción de los radiólogos de LABOCENTER respecto a criterios de calidad de imagen en TC de abdomen sin contraste reconstruidos con el método de reconstrucción SAFIRE?

3.2 SUPUESTO HIPOTÉTICO

De acuerdo a estudios objetivos sobre el tema, la percepción de los radiólogos con respecto al algoritmo SAFIRE sería positiva, y el grado de Strength preferido sería el S5, esto debido a que dentro de SAFIRE, este último es el que posee mayor reducción de ruido y artefactos, mayor RCR y mayor RSR ^(2, 19, 20).

CAPÍTULO 4: OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Conocer la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación a los criterios de calidad de imagen de TC de abdomen sin contraste reconstruidas con el método de reconstrucción SAFIRE, durante el primer semestre de 2017.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación a la resolución de contraste de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el método de reconstrucción utilizado, durante el primer semestre de 2017.
- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación a la resolución de contraste de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el espesor del paciente, durante el primer semestre de 2017.
- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación a la resolución espacial de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el método de reconstrucción utilizado, durante el primer semestre de 2017.
- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación a la resolución espacial de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el espesor del paciente, durante el primer semestre de 2017.
- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación al ruido de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el método de reconstrucción utilizado, durante el primer semestre de 2017.
- Describir la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con relación al ruido de la imagen de TC de abdomen sin contraste, según el espesor del paciente, durante el primer semestre de 2017.

CAPÍTULO 5: METODOLOGÍA

5.1 TIPO DE ESTUDIO

El tipo de estudio es descriptivo, ya que solo existe una variable de interés, la que será medida en solo una ocasión, por lo que es de tipo transversal.

5.2 POBLACIÓN EN ESTUDIO

La población en estudio son los médicos radiólogos que se desempeñaron durante el primer semestre del año 2017 en el centro de diagnóstico por imagen LABOCENTER, de la Región Metropolitana.

5.3 TAMAÑO MUESTRAL

Para el presente estudio se invitó a participar a un total de 12 médicos radiólogos. Por lo acotado de la muestra, ésta no es representativa, por lo que los resultados y/o conclusiones que surgen a partir del estudio, sólo son válidas para los participantes del mismo.

5.4 TIPO DE MUESTREO

Debido a lo acotado de la población en estudio, se utilizó un muestreo no probabilístico por conveniencia, en donde se incluyó a los médicos radiólogos que se desempeñan en el centro de diagnóstico por imagen LABOCENTER, de la Región Metropolitana.

5.5 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD

Los criterios de elegibilidad del presente estudio se acotan a la definición de la muestra y los exámenes a utilizar en la construcción del instrumento de medición.

5.5.1 Criterios de inclusión

- Médicos radiólogos que se desempeñen en el centro de diagnóstico por imagen LABOCENTER.
- Ser médico radiólogo que informe exámenes de TC.
- Médicos radiólogos de cualquier edad, raza o sexo.
- Médicos radiólogos que estén dispuestos a participar en el estudio.
- Exámenes de TC de abdomen sin medios de contraste.
- Exámenes de TC de abdomen que han sido informados previamente como normales.

5.5.2 Criterios de exclusión

- Médicos radiólogos que firmando consentimiento informado de participación en el estudio, por motivos de fuerza mayor no estén presentes durante el tiempo de recolección de datos.
- Exámenes que no sean útiles para el posterior análisis.

5.6 VARIABLES EN ESTUDIO

Las variables consideradas para el estudio son:

- Método de Reconstrucción:

Conjunto de ecuaciones matemáticas que llevan los datos obtenidos de los perfiles de atenuación (RAW DATA) a la formación de una imagen tomográfica. Es una variable categórica policotómica, cuyas categorías toman los siguientes valores:

Categoría	Valor
FBP	1
SAFIRE S1	2
SAFIRE S3	3
SAFIRE S5	4

- Espesor del paciente:

Es una característica propia del paciente de acuerdo a su contextura. Se obtiene a través de la medida anteroposterior y lateral por medio de un software de manipulación y procesamiento de la imagen, ordenadas en rangos. Es una variable categórica, medida en centímetros, cuyos valores son los siguientes:

Categoría (en cm)	Valor
De 49,3 a 58,27	1
De 58,28 a 67,25	2

- Percepción de la resolución de contraste:

Se entiende como la impresión del observador, basada en juicios y conocimientos previos, respecto a las diferencias observables entre las tonalidades de grises en una imagen ⁽⁶⁰⁾. Es

calificada como una variable categórica ordinal, obtenida por medio de una encuesta aplicada a radiólogos (Anexo 1), que adopta las siguientes categorías y valores:

Categoría	Valor
No es diagnóstica	1
Limitación evidente de la resolución de contraste	2
Mínima limitación de la resolución de contraste	3
Resolución de contraste bien preservada	4
Óptima resolución de contraste	5

- Percepción de la resolución espacial:

Se entiende como la impresión del observador, basada en juicios y conocimientos previos, respecto al grado de visualización de detalles y definición de bordes en una imagen. Es calificada como una variable categórica ordinal, obtenida por medio de una encuesta aplicada a radiólogos (Anexo 1), que adopta las siguientes categorías y valores:

Categoría	Valor
No es diagnóstica	1
Borrosidad notoria con bordes pobremente definidos	2
Bordes moderadamente nítidos, afectando potencialmente la impresión diagnóstica.	3
Bordes medianamente nítidos, pero sin afectar la impresión diagnóstica	4
Muy nítida	5

- Percepción del ruido de la imagen:

Se entiende como la impresión del observador, basada en juicios y conocimientos previos, respecto al grado de fluctuación indeseada de densidades en una imagen, que no corresponden a la anatomía del paciente. Es calificada como una variable categórica ordinal, obtenida por medio de una encuesta aplicada a radiólogos (Anexo 1), que adopta las siguientes categorías y valores:

Categoría	Valor
La imagen no es diagnóstica debido a exceso de ruido/artefactos	1
Imagen cuestionablemente diagnóstica debido a exceso de ruido/artefactos	2
Imagen diagnóstica con ruido/artefactos moderados, pero dentro de un rango aceptable	3
Cantidad moderada de ruido, aunque sin cambios en la impresión diagnóstica	4
Calidad de imagen diagnóstica de rutina	5

5.7 FUENTES Y MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

En una primera instancia, se obtuvieron los exámenes del centro diagnóstico LABOCENTER, de la región metropolitana con previa autorización del mismo. Estos exámenes también fueron utilizados con motivo del estudio “Determinar qué Nivel de Strengths desde S1 a S5 entrega una mejor Relación Contraste-Ruido en TAC de Abdomen Sin Contraste, con Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE), en la Unidad de Imagenología del Laboratorio LABOCENTER” realizado por los investigadores Aldo Fuentes Zamora, Daniel Herrera Herrera y Sebastián Ponce Olguín ⁽⁶¹⁾, que realizaron un análisis de la calidad de imagen objetiva. Las imágenes fueron adquiridas a través de un equipo Siemens SOMATOM Perspective, y recolectadas desde un computador Mac con el programa OsiriX.

Los exámenes utilizados han sido previamente informados y reconstruidos en tres grados de Strength de SAFIRE, el grado más bajo, el grado estándar y al grado más alto (S1, S3 y S5, respectivamente). Los grados de Strength S2 y S4 fueron excluidos del estudio para reducir el tiempo de evaluación de las imágenes por parte de los radiólogos. Junto a la reconstrucción FBP, los exámenes fueron exportados para su anonimización y el cambio de nombre de las series de imagen por medio del software DicomBrowser⁽⁶²⁾, para que el observador estuviera cegado respecto a la imagen que debía evaluar, evitando parcialidad en sus respuestas. Para la selección de los exámenes, éstos se clasificaron según su espesor en las dos categorías descritas en la sección de variables y ordenadas en forma de una Tabla (Anexo 2). Los exámenes fueron seleccionados en forma aleatoria, por medio del sitio web Random.org, resultando escogidos los exámenes n° 13, 25, 26, 29, 33 y 46. Cabe destacar que tres de éstos corresponden a la primera y tres a la segunda categoría de espesores.

Posteriormente se conformaron tres grupos, utilizando el método de emparejamiento entre grupos propuesto por Roberto Hernández Sampieri⁽⁶³⁾. Los grupos fueron conformados por cuatro participantes. Todos los participantes evaluaron los mismos seis exámenes, sólo diferenciándose en la reconstrucción con los distintos grados de Strength de SAFIRE utilizado (S1, S3 o S5) de los exámenes seleccionados N° 1, 2, 5 y 6, y manteniendo la reconstrucción con FBP para los N° 3 y 4; siempre manteniendo fijos el nivel y ancho de ventana (WW 300 y WL 40), tomando como referencia lo hecho por Hardie, et al,⁽⁶⁴⁾ y Lee, et al⁽⁶⁵⁾.

Los datos fueron adquiridos por medio de la aplicación de un encuesta con escala Likert de 5 puntos, basada en un estudio previamente realizado por el Departamento de Radiología de la Clínica Mayo y publicado en la *American Journal of Roentgenology* en 2015 por Yu, et al.⁽⁶⁶⁾, que ha sido adaptada al contexto del presente estudio (ver Anexo 1) y que evalúa la percepción según los criterios calidad de imagen (resolución de contraste, resolución espacial y ruido).

La encuesta empleada en la investigación fue sometida a validación externa por los expertos: Guido González, médico radiólogo del Hospital San Juan de Dios; Eduardo Fernández, sociólogo de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación; y Yuri Berrios, tecnólogo médico del Hospital San Juan de Dios, quienes durante el mes de enero del presente año, juzgaron la capacidad del instrumento de medir las variables en estudio, siendo aprobada en marzo del mismo año.

Para facilitar la obtención de datos, la encuesta fue planteada de manera digital utilizando las herramientas de Google Forms, y siendo enviada junto a un archivo en formato ZIP que contenía las imágenes correspondientes al grupo designado de cada médico radiólogo, más un video explicativo del proceso para contestar la encuesta, de aclaración de conceptos y de solución de posibles errores. Dicha opción no se concretó debido a que varios usuarios reportaron incompatibilidad entre las herramientas de Google (Imposibilidad de descargar el archivo adjunto de Google Drive, peticiones de contraseña para visualizar y descargar el archivo, entre otros) y el sistema operativo Mac-OS (Advertencias de seguridad al abrir el archivo o alerta de archivos corruptos), por lo que el proceso de obtención de datos se llevó a cabo de forma presencial, utilizando el ordenador Mac-OS del investigador principal y el programa de visualización de archivos DICOM, OsiriX.

Paralelamente a lo anterior, se procedió a la firma del acta de consentimiento informado por parte de los médicos radiólogos participantes (Anexo 3).

5.8 FACTIBILIDAD

5.8.1 Factibilidad técnica

Se contaron con los recursos metodológicos necesarios para llevar a cabo el presente estudio, debido a que se dispuso de autorización del centro de diagnóstico para la utilización de los exámenes, que coinciden con un estudio que antecede al presente y que va en la misma línea de investigación, así como también, se dispuso de 12 médicos radiólogos del centro LABOCENTER.

5.8.2 Factibilidad financiera

El estudio no presentó el gasto de recursos económicos para ningún investigador ni para los participantes.

5.9 PLAN DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando el software Excel de Microsoft Office 2013, aplicando los complementos de Herramientas de análisis VBA activados en los datos, previamente ordenados en una hoja de cálculo del programa.

Debido al nivel exploratorio de la investigación, los datos de las variables fueron presentados en estadística descriptiva a través de distribución de frecuencias, medidas de tendencia central y medidas de variabilidad. Se presentaron de manera anexa, tablas de análisis estadístico descriptivo para cada Strength de SAFIRE y de Retroproyección filtrada, para cada criterio de calidad de imagen (Anexo 4).

Los resultados se presentaron en gráficos de barras para los criterios de Resolución de contraste, Resolución espacial y Ruido para cada método de reconstrucción (FBP, S1, S3 y S5) y cada espesor del paciente (espesor 1 y espesor 2).

CAPÍTULO 6: RESULTADOS

En el presente estudio, la aplicación del instrumento (Anexo 1) se llevó a cabo entre los meses de abril y mayo del 2017, con la colaboración de 12 médicos radiólogos del centro médico por imagen LABOCENTER, y sus respuestas fueron graficadas y analizadas por medio de estadística descriptiva como se menciona en la sección de Plan de Análisis Estadístico. A continuación se presentan los resultados por sección de la encuesta y según objetivos.

Los exámenes seleccionados para la confección del instrumento de medición fueron seis, entre los que había cuatro del sexo femenino y dos del sexo masculino. La Tabla 6.1 describe los exámenes seleccionados:

TABLA 6.1 Detalle de exámenes seleccionados

Examen	Sexo	Espesor (cm)
1	F	49,3
2	F	54,56
3	M	50,75
4	F	61,31
5	M	58,6
6	F	58,36

6.1 RESULTADOS DE LA ENCUESTA

6.1.1 Resultados para Percepción de Contraste según método de reconstrucción

6.1.1.1 Percepción de la resolución de contraste en FBP

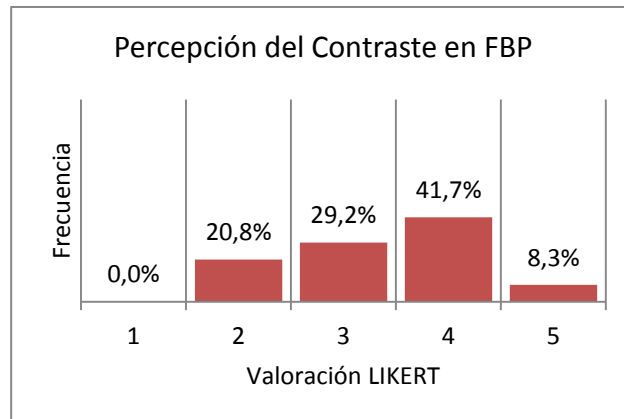


GRÁFICO 6.1 Respuestas de percepción de contraste en FBP.

El Gráfico 6.1 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en FBP. En esta escala, el 42% de las respuestas señalan que la resolución de contraste está bien preservada (4), mientras que el 50% de las respuestas sugieren que la resolución de contraste presenta limitaciones (2 y 3).

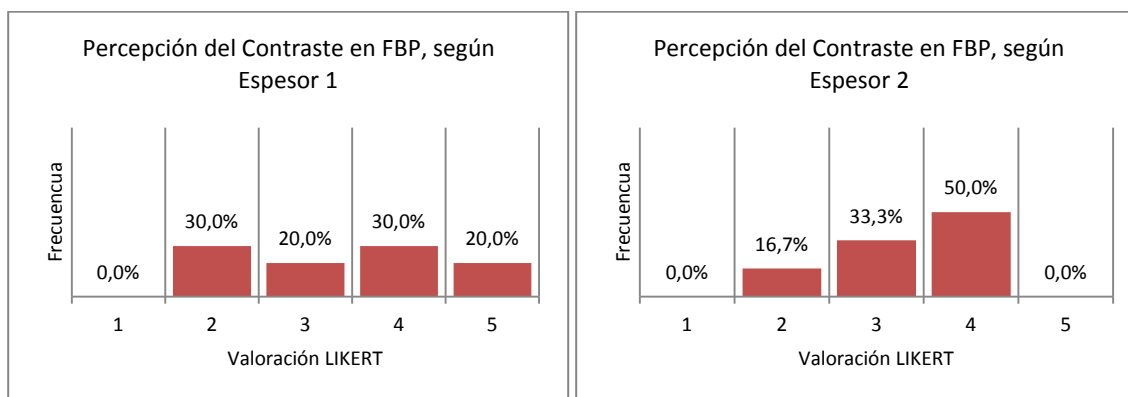


GRÁFICO 6.2 Respuestas en Resolución de contraste en FBP según espesor del paciente.

El Gráfico 6.2 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en FBP, expresadas en función del espesor del paciente. En esta escala, en

el espesor 1 existe una tendencia positiva hacia el valor 4, mientras que en el espesor 2, el 50% de las respuestas tienden a percibir una resolución de contraste bien preservado (4).

6.1.1.2 Percepción de la resolución de contraste en S1

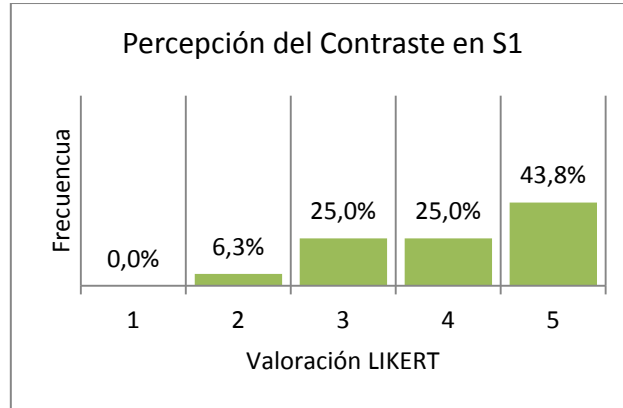


GRÁFICO 6.3 Respuestas de percepción de contraste en S1.

El Gráfico 6.3 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S1. En esta escala, el 69% de las respuestas señalan que la resolución de contraste está bien preservada o es óptima (4 y 5 respectivamente).

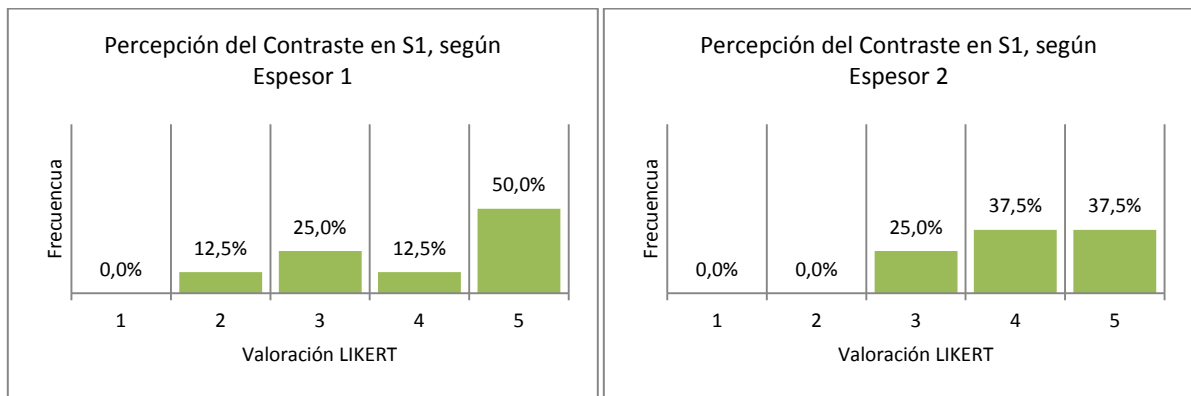


GRÁFICO 6.4 Respuestas en Contraste en S1 según espesor del paciente.

El Gráfico 6.4 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S1, expresadas en función del espesor del paciente. En esta escala, en el espesor 1 la tendencia se encuentra hacia la percepción de un contraste óptimo (5), mientras que en el espesor 2, la totalidad de los resultados están distribuidos homogéneamente entre el valor 3 y 5.

6.1.1.3 Percepción de la resolución de contraste en S3

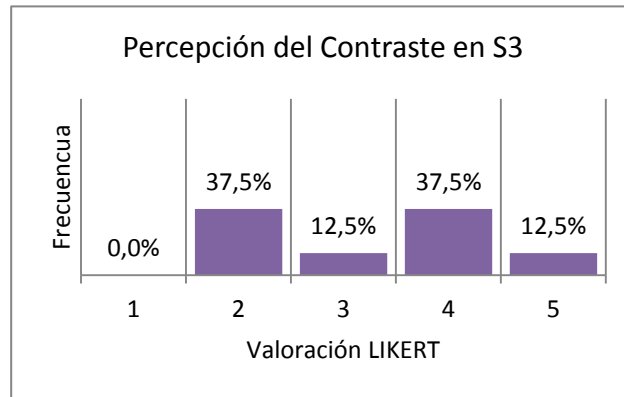


GRÁFICO 6.5 Respuestas de percepción de contraste en S3.

El Gráfico 6.5 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S3. En esta escala, no hay un consenso definido en las respuestas, existiendo un 38% de ellas tanto para el valor 2 (limitación evidente del contraste), como para el 4 (contraste bien preservado).

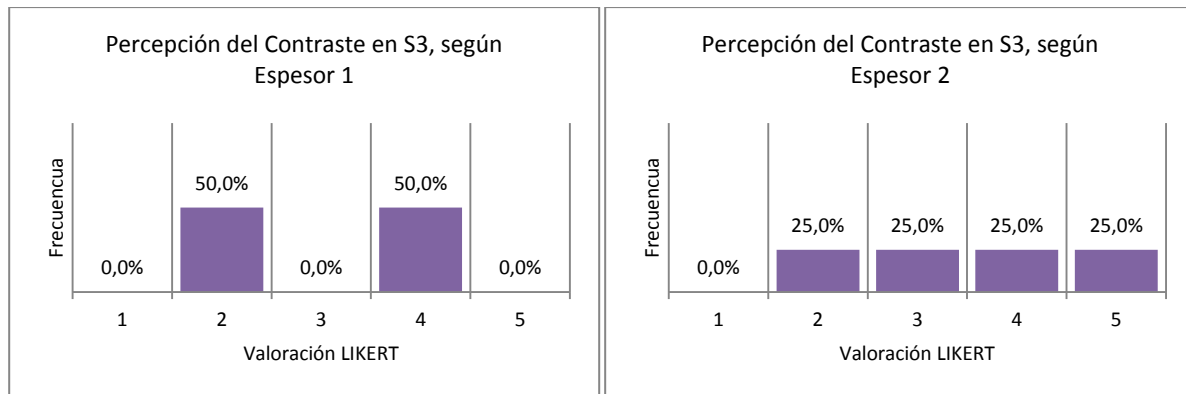


GRÁFICO 6.6 Respuestas en Contraste en FBP según espesor del paciente.

El Gráfico 6.6 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S3, expresadas en función del espesor del paciente. En esta escala, en el espesor 1, no existe consenso en las respuestas, señalando, un 50% de ellas, que existe contraste con limitaciones evidentes (2) y el otro 50% señala que el contraste está bien preservado (4). Por su parte, en el espesor 2, los resultados están distribuidos de forma homogénea entre los valores 2 y 5.

6.1.1.4 Percepción de la resolución de contraste en S5

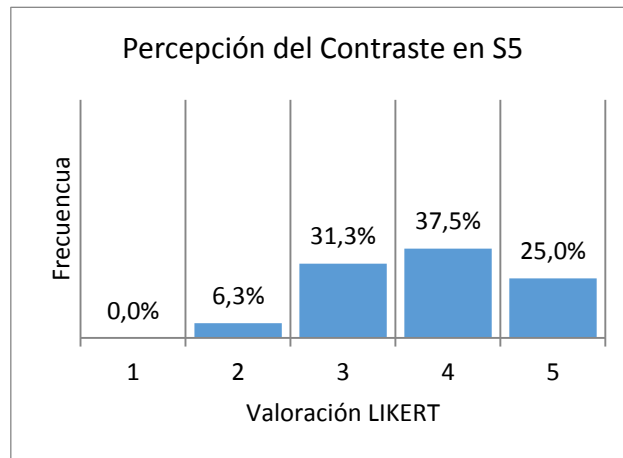


GRÁFICO 6.7 Respuestas de percepción de contraste en S5.

El Gráfico 6.7 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S5. En esta escala se observa una tendencia a una evaluación positiva, a pesar de que un 31,3% de las respuestas señalan que existen mínimas limitaciones de la resolución de contraste.

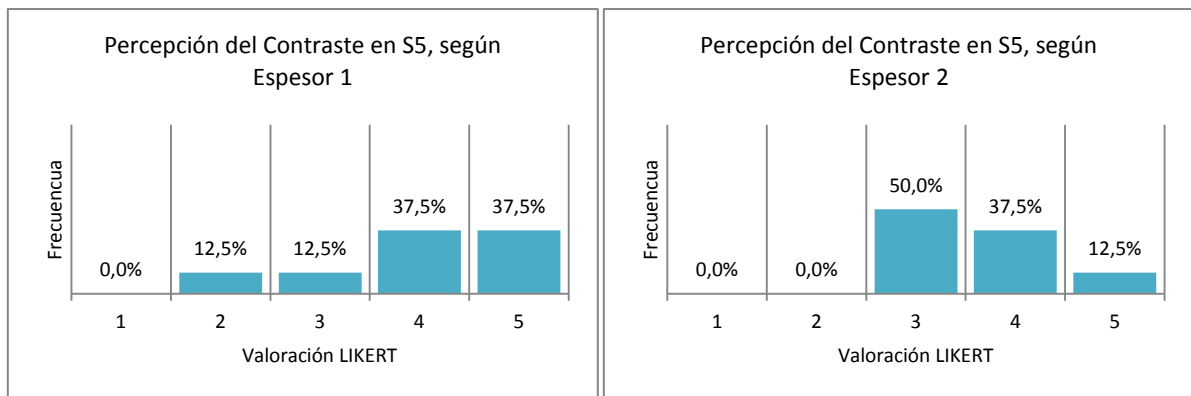


GRÁFICO 6.8 Respuestas en Contraste en S5 según espesor del paciente.

El Gráfico 6.8 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución de contraste en S3, expresadas en función del espesor del paciente. En esta escala, para el espesor 1, el 75% de las respuestas concentran en los valores 4 y 5, mientras que en el espesor 2, el 50% de las respuestas señalan que existen mínimas limitaciones (3), existiendo una tendencia hacia la evaluación positiva.

6.1.2 Resultados para Percepción de la resolución espacial según método de reconstrucción

6.1.2.1 Percepción de la resolución espacial para FBP

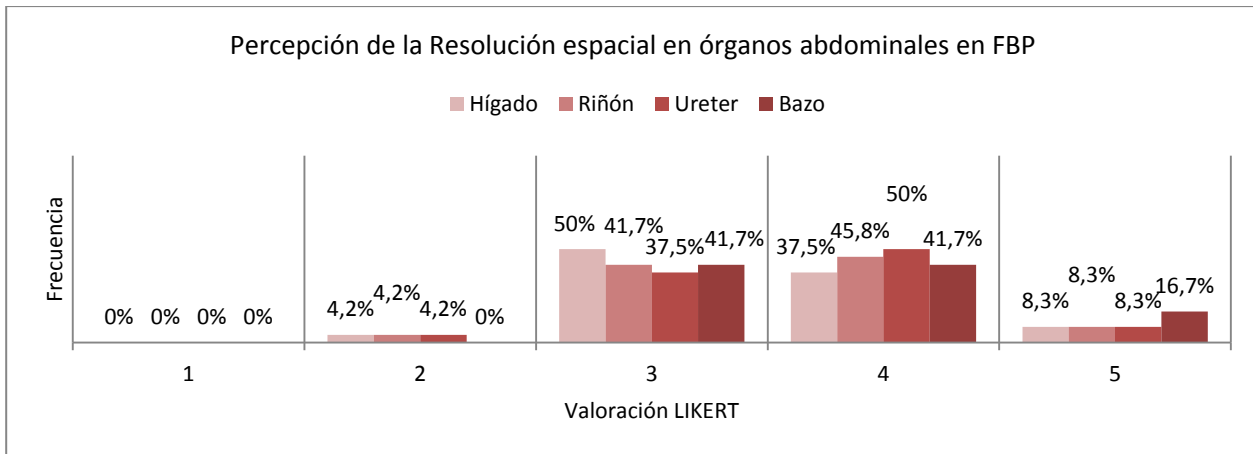


GRÁFICO 6.9 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en FBP.

El Gráfico 6.9 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en FBP, la tendencia de las respuestas está concentrada entre los valores 3 y 4, representando bordes medianamente nítidos con impresión diagnóstica variable para todos los órganos. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 por lo que se eliminó del gráfico.

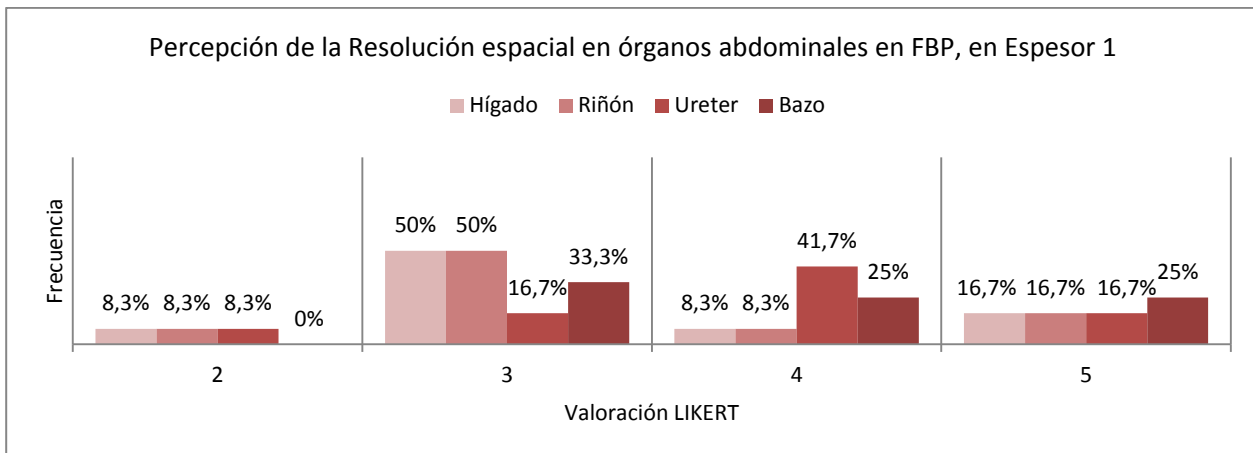


GRÁFICO 6.10 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en FBP, en el espesor 1.

El Gráfico 6.10 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en FBP para el espesor 1. La evaluación de los órganos tiene una tendencia hacia el valor 3 (bordes moderadamente nítidos, afectando potencialmente la impresión

diagnóstica), excepto el uréter, el cual es mayormente calificado en el valor 4 (bordes moderadamente nítidos, sin afectar impresión diagnóstica). Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 por lo que se eliminó del gráfico.

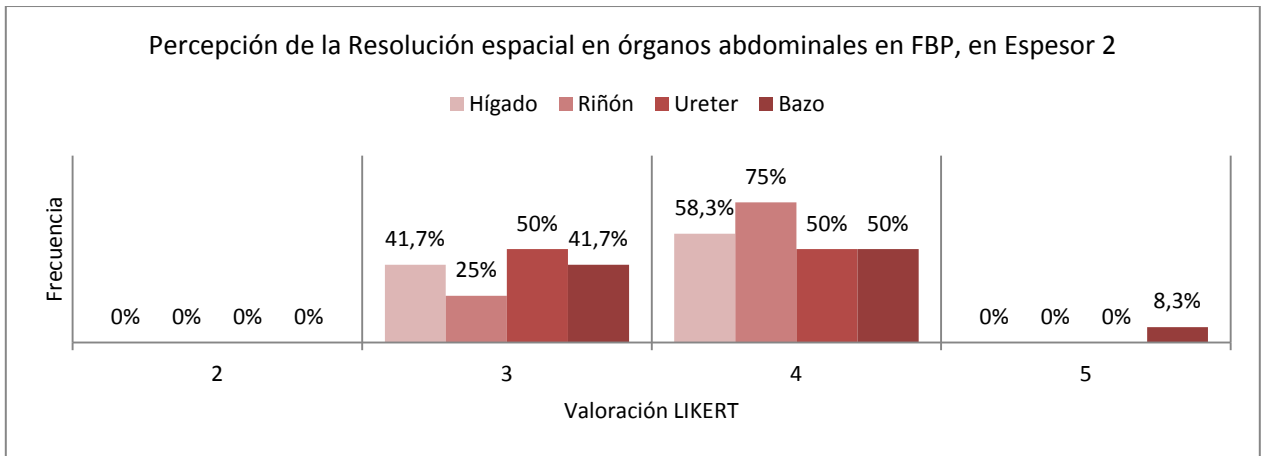


GRÁFICO 6.11 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en FBP, en el espesor 2.

El Gráfico 6.11 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en FBP para el espesor 2. La tendencia de las respuestas está concentrada entre los valores 3 y 4, representando bordes medianamente nítidos, con impresión diagnóstica variable para todos los órganos evaluados, excepto para el riñón, que se encuentra notoriamente más concentrado en el valor 4 con un 75%. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 por lo que se eliminó del gráfico.

6.1.2.2 Percepción de la resolución espacial para S1

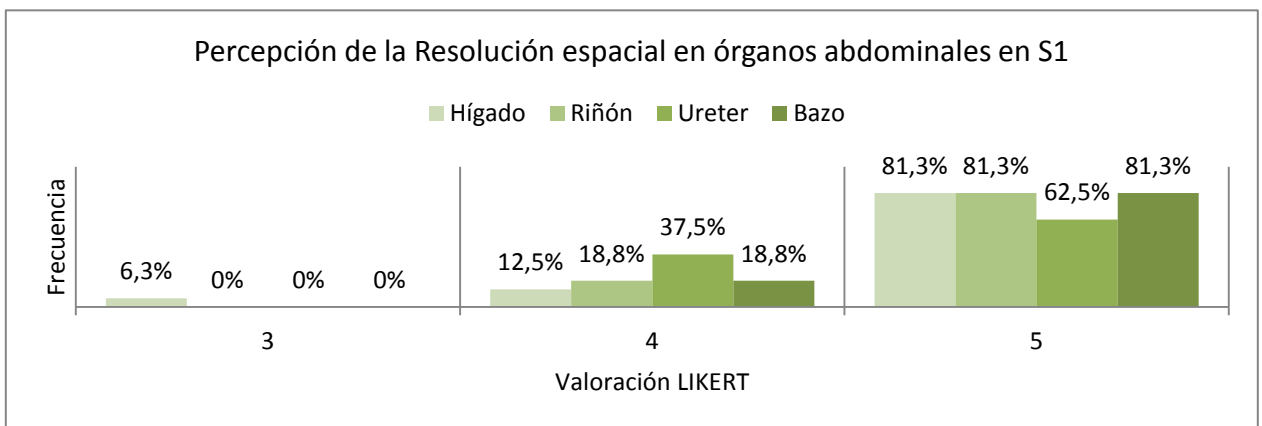


GRÁFICO 6.12 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1.

El Gráfico 6.12 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S1, se observa una tendencia marcada a evaluarla como muy nítida (5). Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 y 2 por lo que se eliminaron del gráfico.

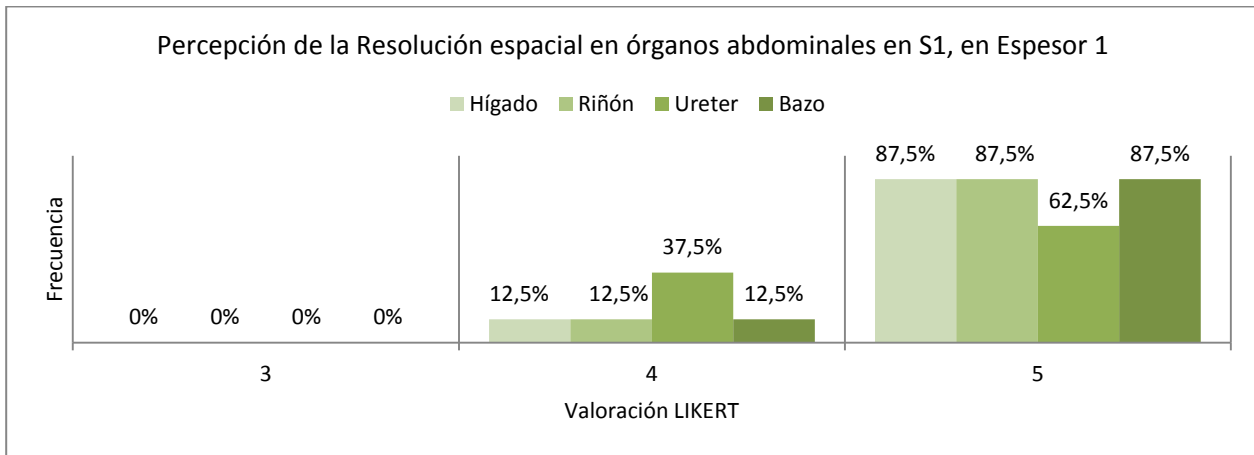


GRÁFICO 6.13 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 1.

El Gráfico 6.13 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S1 para el espesor 1, donde existe una tendencia marcada a evaluarla como muy nítida (5). Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 y 2 por lo que se eliminaron del gráfico.

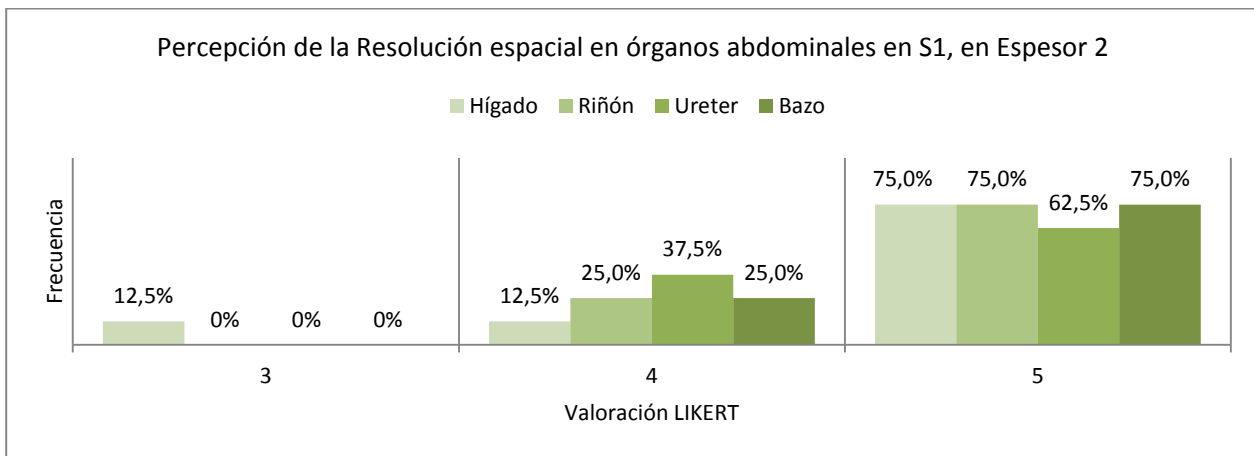


GRÁFICO 6.14 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S1, en el espesor 2.

El Gráfico 6.14 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S1 para el espesor 2, donde aproximadamente el 75% las respuestas se

concentran en el valor 5 (muy nítida). Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1 y 2 por lo que se eliminaron del gráfico.

6.1.2.3 Percepción de la resolución espacial para S3

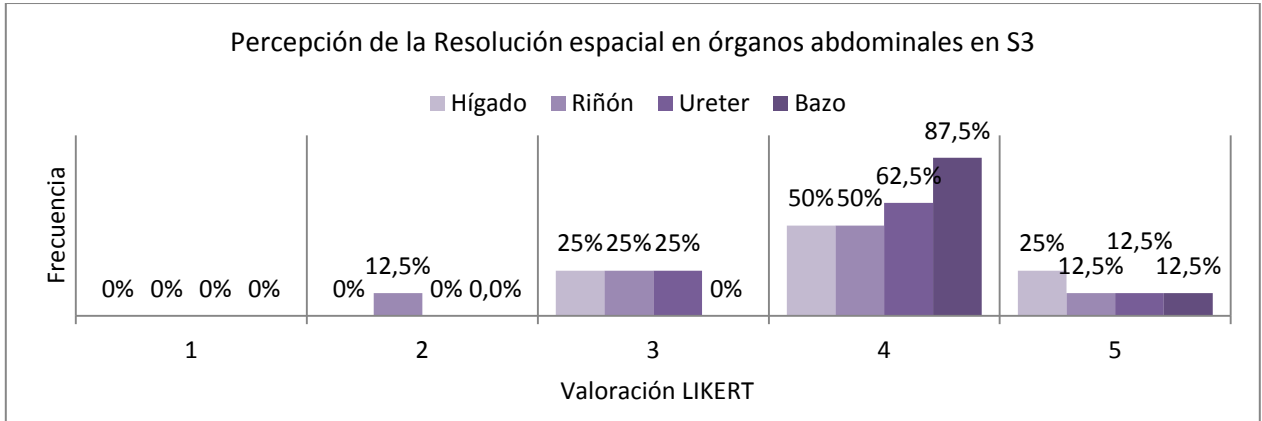


GRÁFICO 6.15 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3.

El Gráfico 6.15 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S3, existe una concentración de las respuestas en el valor 4 (bordes moderadamente nítidos, sin afectar la impresión diagnóstica). Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

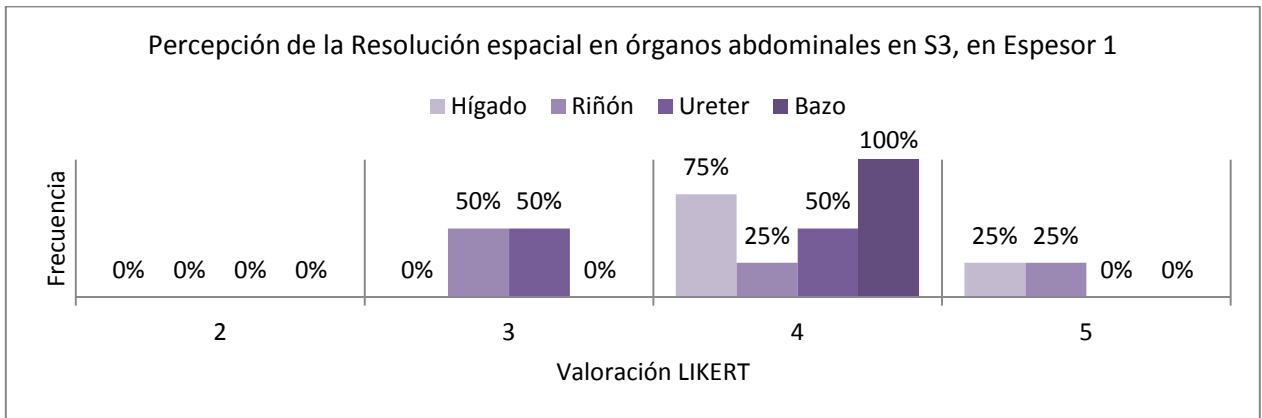


GRÁFICO 6.16 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3, en el espesor 1.

El Gráfico 6.16 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S3 para el espesor 1, tanto el bazo como el hígado fueron evaluados mayoritariamente en el valor 4, mientras que las respuestas sobre el riñón tienden a centrarse en

el valor 3. Existe igualdad en el porcentaje de respuestas para el uréter, con un 50% en el valor 3 y 4. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

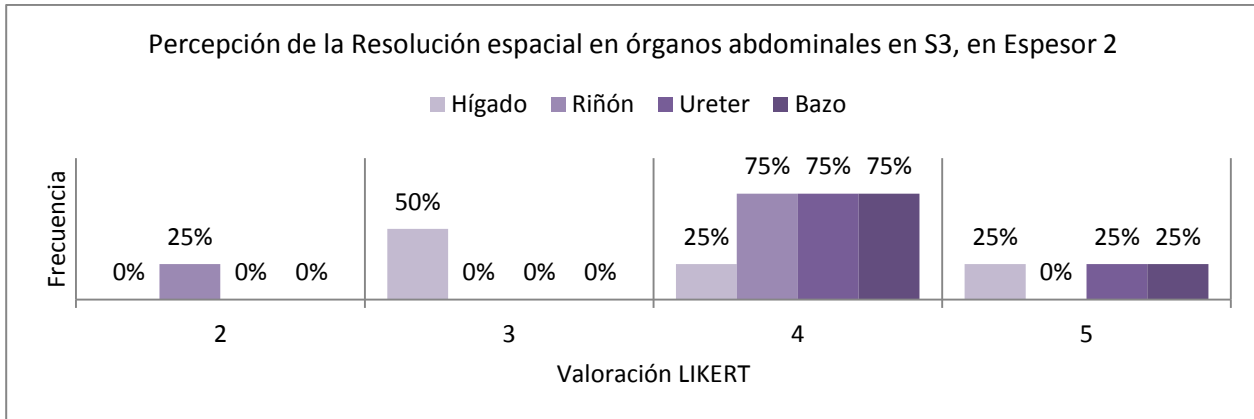


GRÁFICO 6.17 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S3, en el espesor 2.

El Gráfico 6.17 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S3 para el espesor 2, existe una tendencia a evaluar los órganos en el valor 4, a excepción del hígado, el cual es mayoritariamente evaluado en el valor 3. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

6.1.2.4 Percepción de la resolución espacial para S5

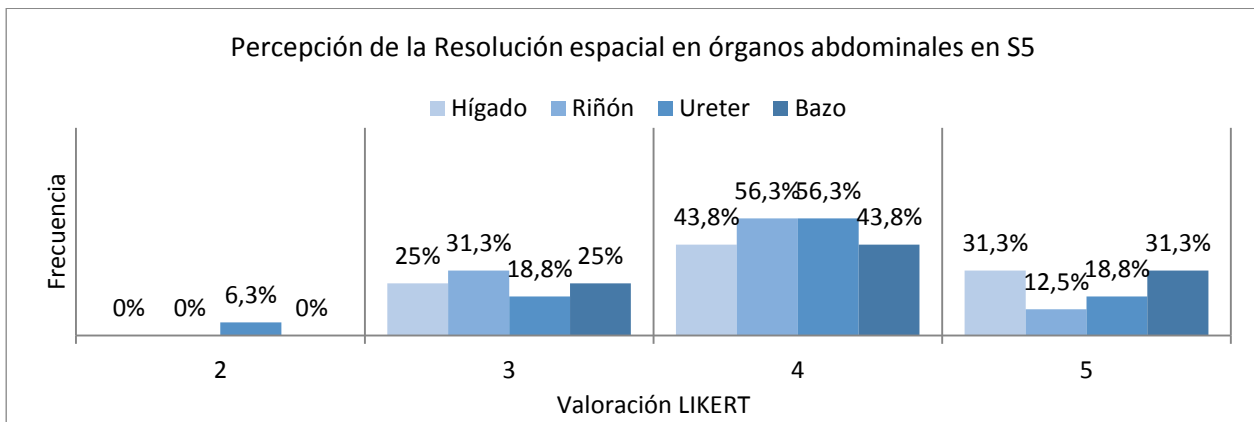


GRÁFICO 6.18 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5.

El Gráfico 6.18 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S5, se observa una leve tendencia en el valor 4 para todos los órganos. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

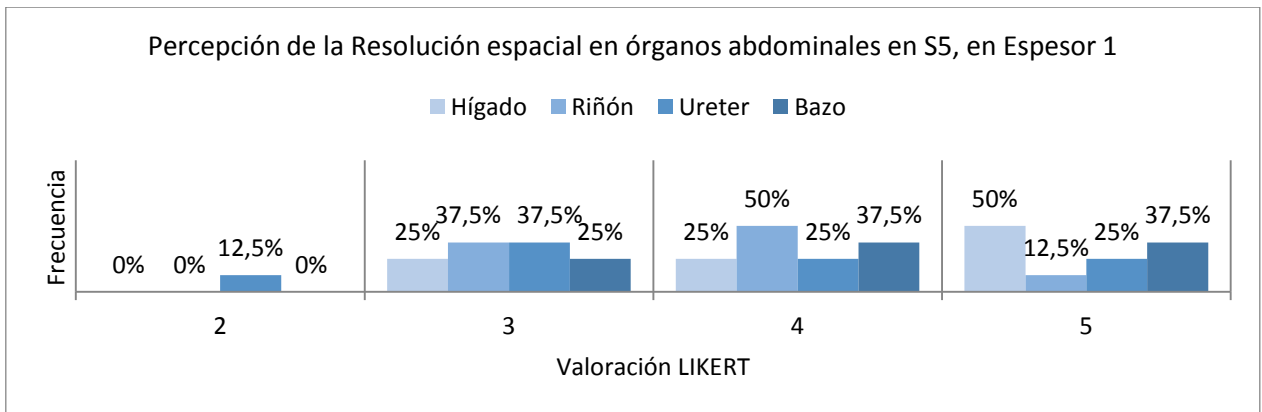


GRÁFICO 6.19 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5, en el espesor 1.

El Gráfico 6.19 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S5 para el espesor 1, hay una tendencia a evaluar positivamente los diferentes órganos (entre los valores 3 y 5), no siendo marcada ninguno de esos valores. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

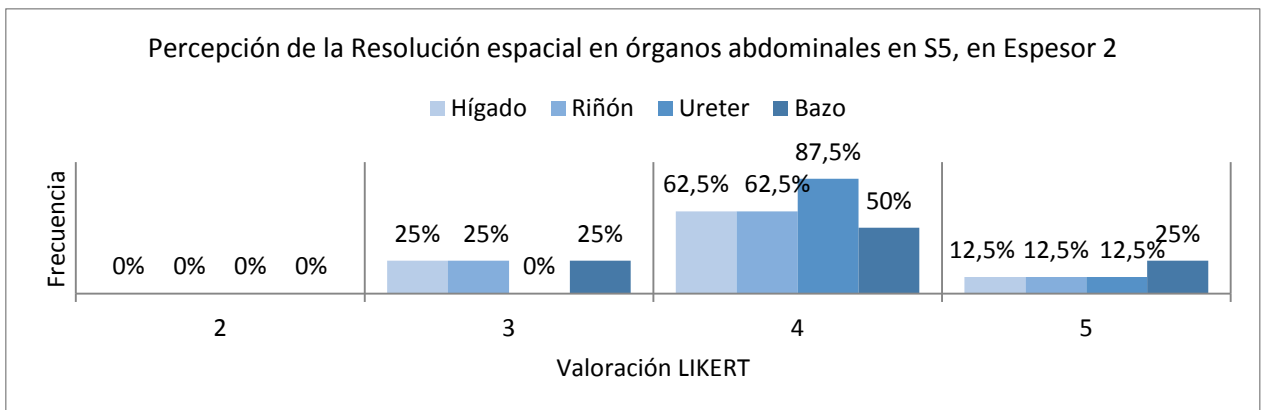


GRÁFICO 6.20 Respuestas de la percepción de la Resolución espacial en S5, en el espesor 2.

El Gráfico 6.20 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción de la resolución espacial en S5 para el espesor 2, las respuestas se encuentran concentradas en el valor 4, para todos los órganos evaluados. Cabe destacar que no hubo respuestas en el valor 1, por lo que se eliminó del gráfico.

6.1.3 Resultados para Percepción del ruido, según método de reconstrucción

6.1.3.1 Percepción del ruido para FBP

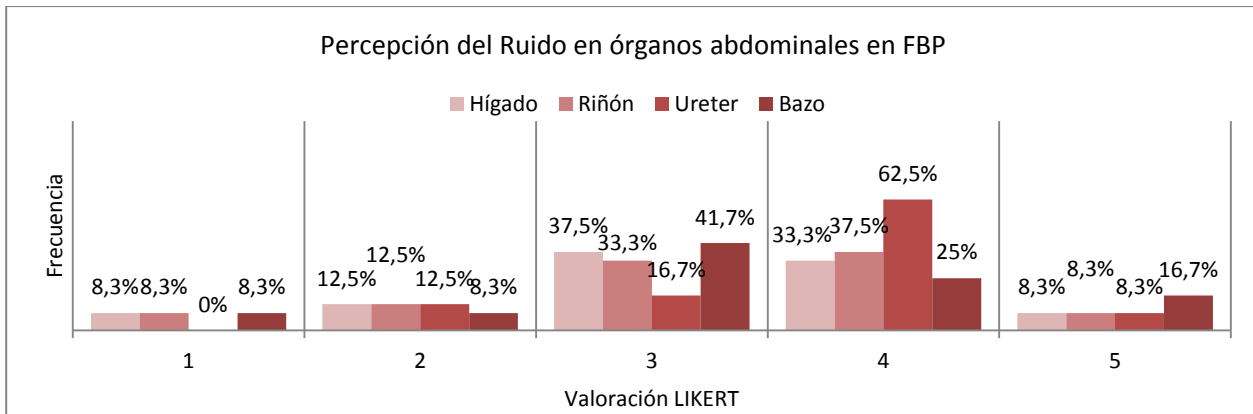


GRÁFICO 6.21 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP.

El Gráfico 6.21 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en FBP. Las respuestas se encuentran concentradas entre los valores 3 y 4, salvo el uréter que se encuentra mayoritariamente en el valor 4. Cabe destacar que este es el único método de reconstrucción en la que se hace manifiesta la columna con el valor 1 (no diagnóstica debido a exceso de ruido/artefectos).

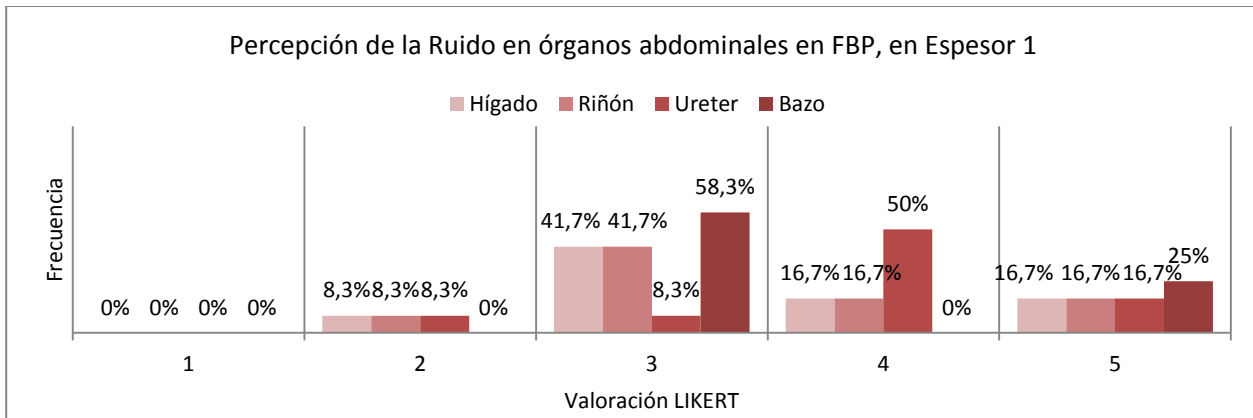


GRÁFICO 6.22 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP, en el espesor 1.

El Gráfico 6.22 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en FBP en relación al espesor 1. Las respuestas se encuentran concentradas en el valor 3 para todos los órganos, con excepción del uréter que se encuentra concentrado en el valor 4.

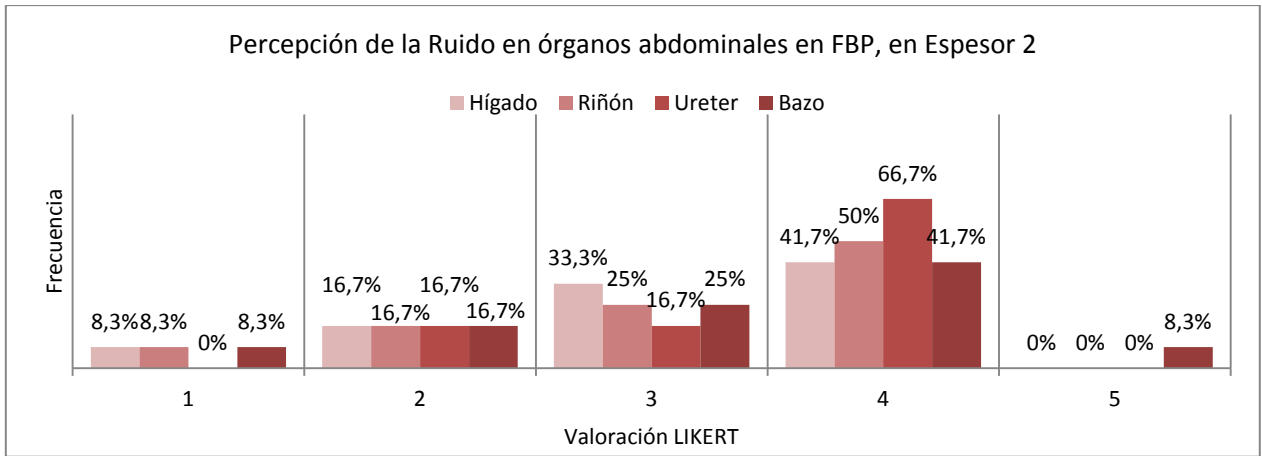


GRÁFICO 6.23 Respuestas de la percepción del Ruido en FBP, en el espesor 2.

El Gráfico 6.23 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en FBP en relación al espesor 2. Las respuestas tienden a estar ubicadas en el valor 4. Es en este espesor donde se encuentran ubicadas las respuestas evaluadas con valor 1.

6.1.3.2 Percepción del ruido para S1

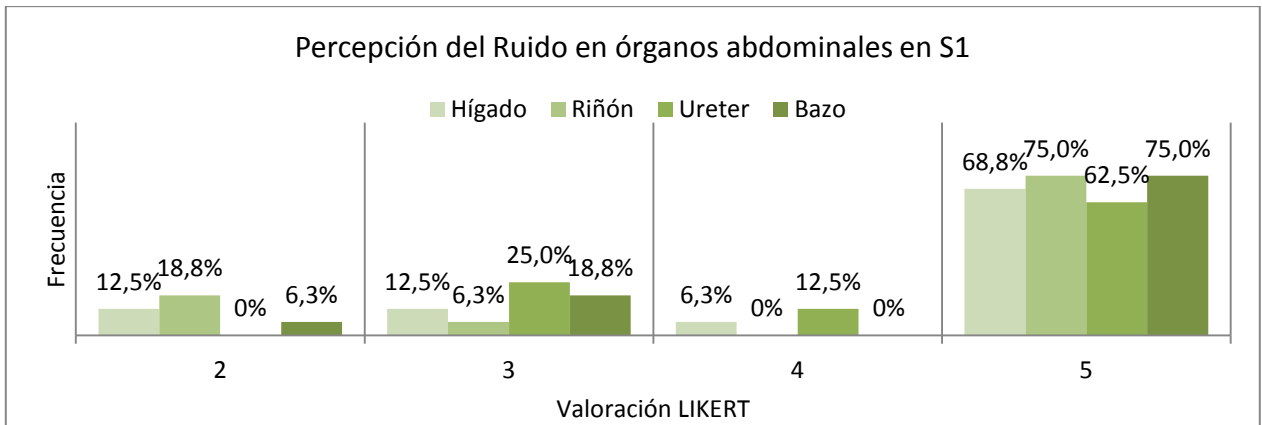


GRÁFICO 6.24 Respuestas de la percepción del Ruido en S1.

El Gráfico 6.24 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S1. Las respuestas tendieron a ubicarse en el valor 5 (Calidad de imagen diagnóstica de rutina) para todos los órganos. No se encontraron respuestas en el valor 1, por lo que su columna se omite del gráfico.

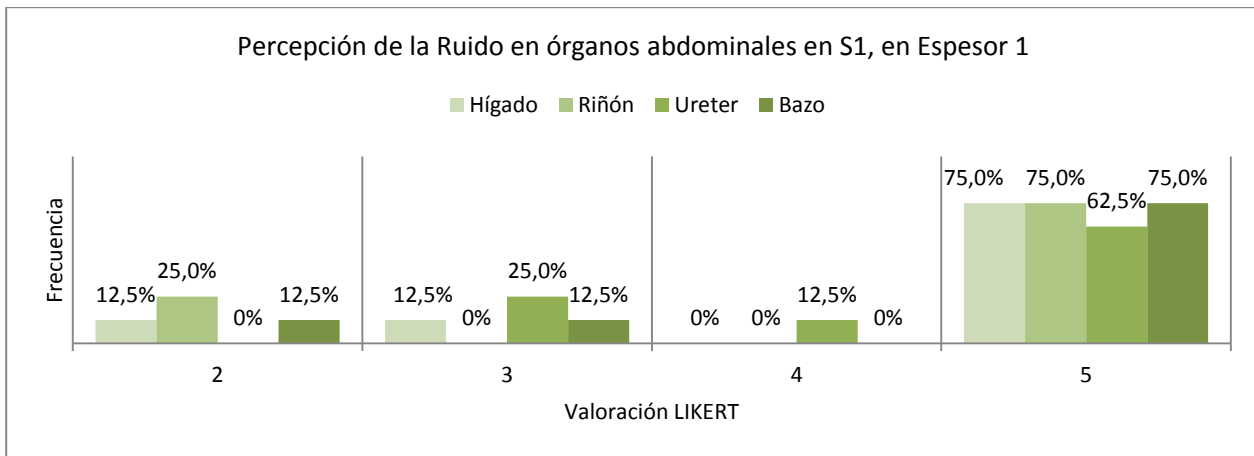


GRÁFICO 6.25 Respuestas de la percepción del Ruido en S1, en el espesor 1.

El Gráfico 6.25 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S1 para el espesor 1. Las respuestas se encuentran marcadamente concentradas en el valor 5.

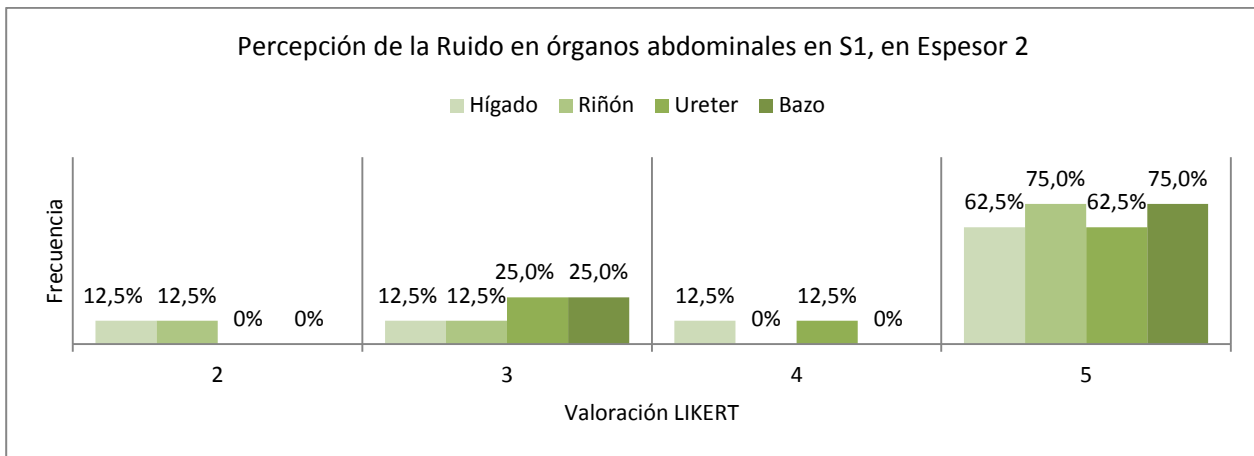


GRÁFICO 6.26 Respuestas de la percepción del Ruido en S1, en el espesor 2.

El Gráfico 6.26 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S1 para el espesor 2. Las respuestas se encuentran marcadamente concentradas en el valor 5.

6.1.3.3 Percepción del ruido para S3

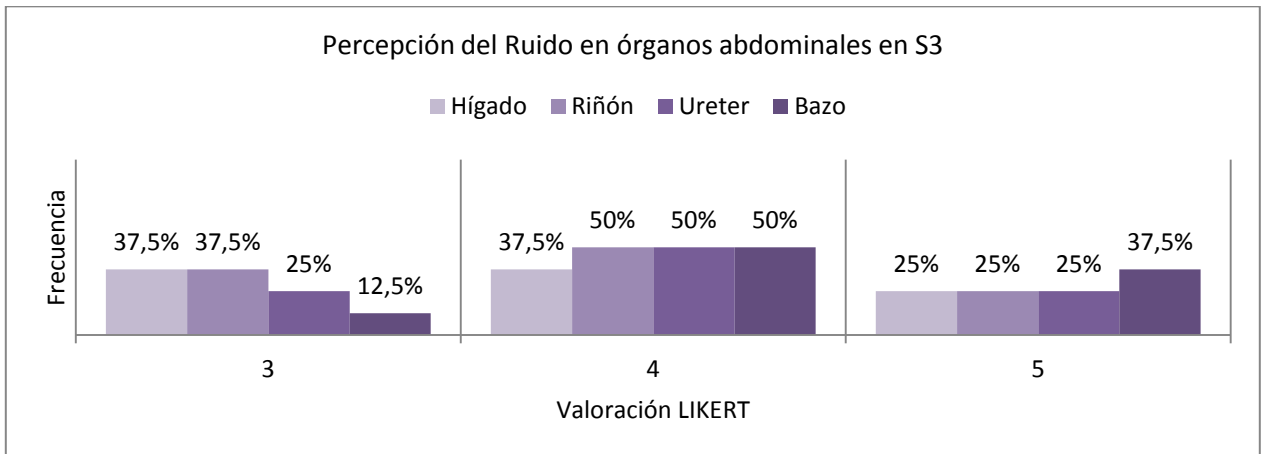


GRÁFICO 6.27 Respuestas de la percepción del Ruido en S3.

El Gráfico 6.27 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S3. Los resultados se encuentran distribuidos de manera homogénea (con una leve concentración en el valor 4). No se encontraron respuestas en el valor 1, por lo que su columna se omite en el gráfico.

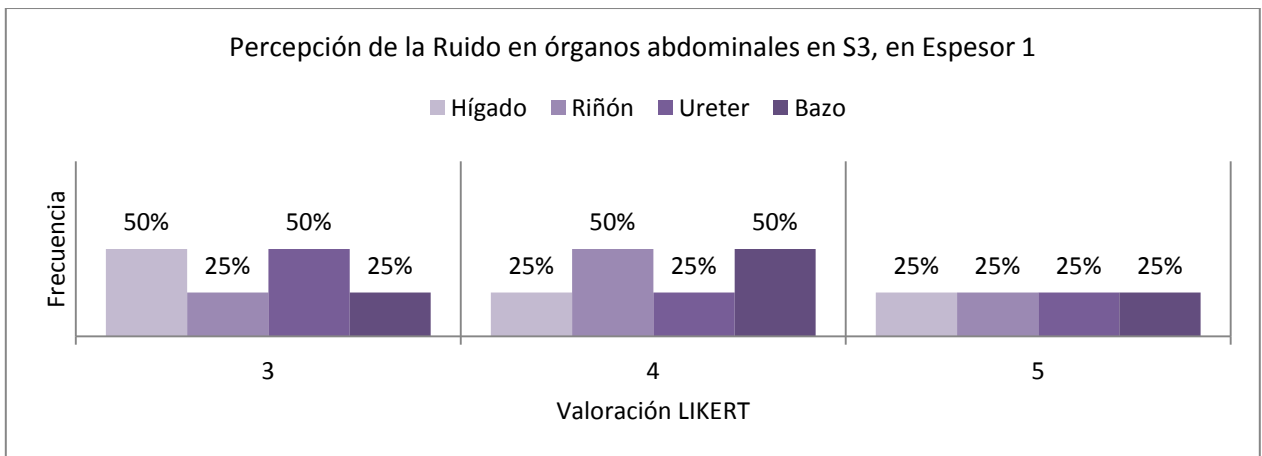


GRÁFICO 6.28 Respuestas de la percepción del Ruido en S3, en el espesor 1.

El Gráfico 6.28 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S3 en relación al espesor 1. Los resultados tienden a una evaluación que tienden a valores más altos, específicamente entre 3 (hígado y uréter) y 4 (riñón y bazo). No se encontraron respuestas en el valor 1, por lo que su columna se omite en el gráfico.

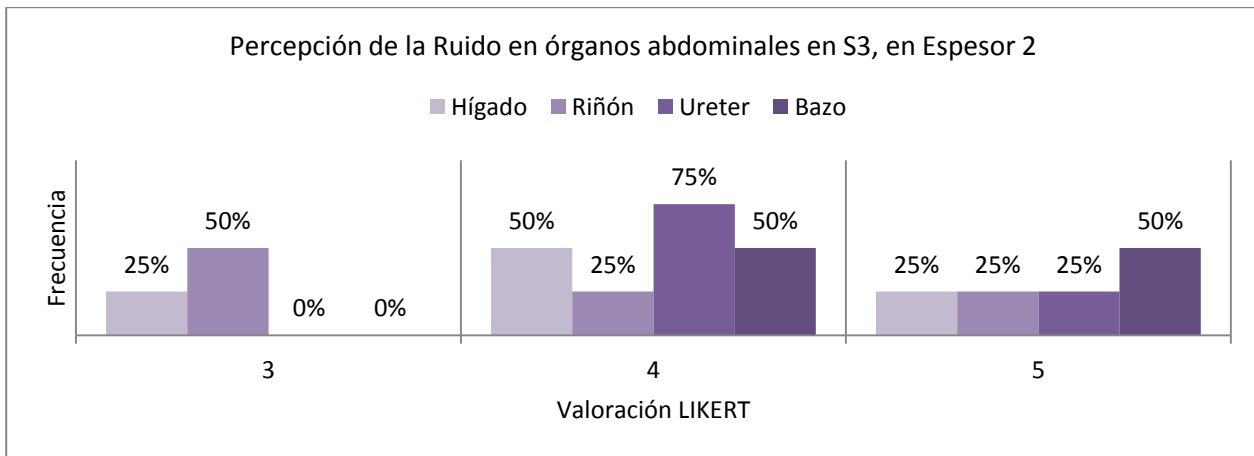


GRÁFICO 6.29 Respuestas de la percepción del Ruido en S3, en el espesor 2.

El Gráfico 6.29 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S3 en relación al espesor 2. Los resultados se concentran en el valor 4, destacando el uréter.

6.1.3.4 Percepción del ruido para S5

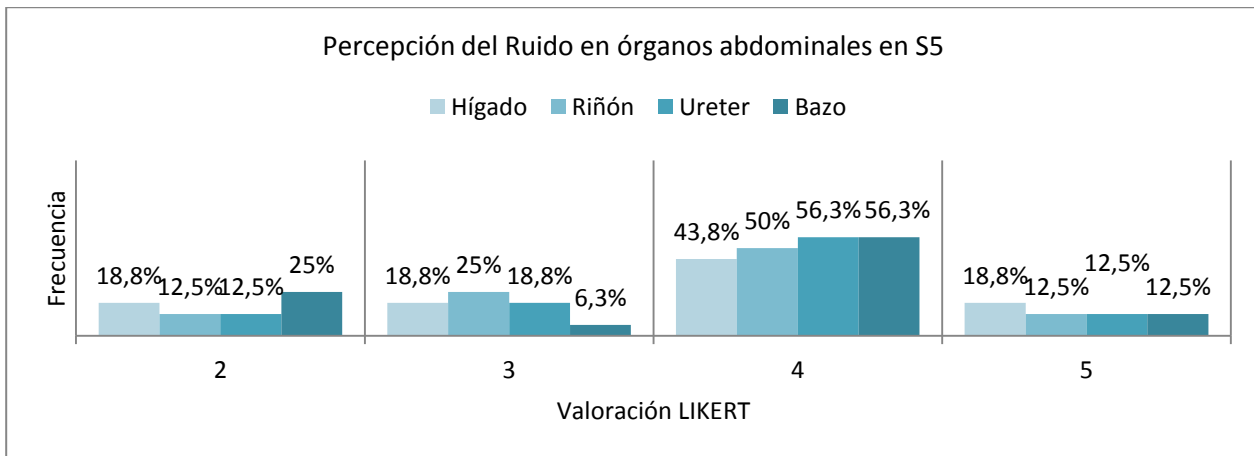


GRÁFICO 6.30 Respuestas de la percepción del Ruido en S5.

El Gráfico 6.30 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S5. Los valores tienden a concentrarse en el valor 4. Se omite la columna de valor 1 por no encontrarse respuestas.

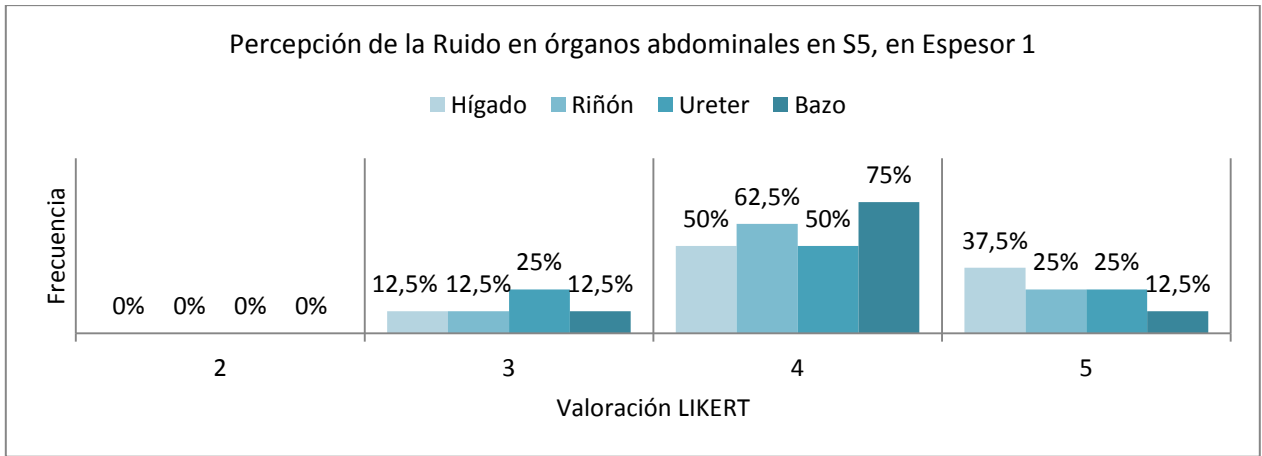


GRÁFICO 6.31 Respuestas de la percepción del Ruido en S5, en el espesor 1.

El Gráfico 6.31 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S5 en relación al espesor 1. Los valores se concentran en el valor 4. Se omite la columna de valor 1 por no encontrarse respuestas.

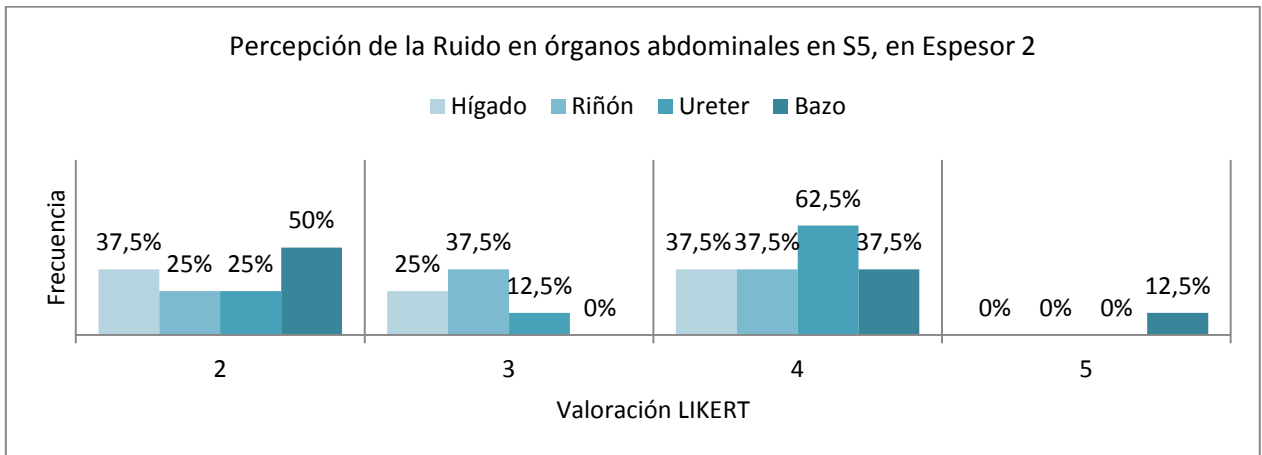


GRÁFICO 6.32 Respuestas de la percepción del Ruido en S5, en el espesor 2.

El Gráfico 6.32 muestra la frecuencia de respuestas con respecto a la percepción del ruido en S5 en relación al espesor 2. Las respuestas no muestran una preferencia marcada, sin embargo, en el uréter, las respuestas ocupan mayoritariamente el valor 4, mientras que para el bazo, la tendencia se encuentra en el valor 2. El hígado se encuentra distribuido equitativamente entre el valor 2 y 4, mientras que el riñón lo hace entre los valores 3 y 4.

CAPÍTULO 7: DISCUSIÓN

En base a los resultados, la percepción de los radiólogos de LABOCENTER respecto a criterios de calidad de imagen en TC de abdomen sin contraste, reconstruidos con algoritmo SAFIRE fue bien valorada en las escalas propuestas en este estudio. Sin embargo, se rechaza el supuesto hipotético ya que, si bien SAFIRE fue evaluado positivamente, el grado de Strength con mejores resultados no fue S5, a pesar de poseer mayor reducción de ruido y artefactos, mayor RCR y mayor RSR^(2, 19, 20). Esto evidenció que el análisis objetivo no se correlaciona con la apreciación de los radiólogos.

Desde el punto de vista de la percepción general en TC de abdomen, el mejor grado de SAFIRE valorado fue el Strength 1, siendo similar a los resultados descritos por Hardie, et al⁽⁶⁴⁾ en una publicación en la revista *Radiological Physics and Technology* en 2015, donde participaron 6 médicos radiólogos, los que evaluaron imágenes a través de un sistema de ranking, quienes concluyeron que los grados bajos de SAFIRE son preferidos por sobre la FBP o grados altos de SAFIRE (S5), lo que también coincide con los resultados de Kalra et al⁽⁶⁷⁾, publicados en la *Journal of Computer Assisted Tomography* con la participación de 2 médicos radiólogos, los cuales indican que S1 es el grado preferido sobre la FBP y el resto de los Strengths (2, 3 y 4) con la misma dosis, superando inclusive a la FBP con doble dosis. Por otra parte, los resultados de este estudio se contrastan con los resultados de Lee M, et al, en 2013, publicados en la revista *Pediatric Radiology*⁽⁶⁵⁾, donde 2 médicos radiólogos expertos en radiología pediátrica evaluaron las imágenes. Dicho estudio concluyó que el nivel de Strength S3 obtuvo la mejor calidad de imagen subjetiva en pacientes menores de 18 años.

Los estudios publicados, en general, consideran la percepción como una variable multidimensional, definida como calidad de imagen subjetiva^(64, 67), por lo que se dificulta relacionar los resultados obtenidos para resolución de contraste y resolución espacial por separado, al contrario como ocurre con el ruido en la imagen.

En el aspecto de la resolución de contraste, el método de reconstrucción que mejores resultados obtuvo fue SAFIRE con su grado de Strength 1, mientras que el método con peores resultados fue el Strength 3 (para menores espesores), junto con la FBP (para espesores mayores). De igual manera, en cuanto a la percepción de la resolución espacial, el método de reconstrucción

que presentó mejores resultados fue SAFIRE con su grado de Strength 1 y el que peor resultados presentó fue FBP, tanto en pacientes de bajo, como de alto espesor. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Kalra et al ⁽⁶⁷⁾ y Hardie et al ⁽⁶⁴⁾, en lo que respecta a una mejora de percepción de la calidad de imagen.

Respecto a la percepción del ruido, el método de reconstrucción que mejores resultados obtuvo fue SAFIRE con su grado de Strength 1, mientras que el método con peores resultados fue, para pacientes de menor espesor, la FBP y para pacientes de mayor espesor, el Strength 5 de SAFIRE. En este aspecto, los estudios que muestran objetivamente una reducción en el nivel de ruido ^(17, 18, 19, 20, 66) a mayores grados de SAFIRE no coinciden con la percepción descrita en los resultados de esta investigación. Si bien, Grant K, et al ⁽¹⁷⁾, en la publicación corporativa de Siemens Healthcare, afirma que existe una reducción del ruido de hasta un 35% en paciente endomórficos con SAFIRE, esto no coincide con la percepción resultante, ya que la valoración para espesores mayores fue menor mientras aumentaba el grado de Strength.

Al comparar los resultados obtenidos respecto a la percepción de los radiólogos de LABOCENTER, con en el estudio de calidad de imagen objetiva previamente realizado en el mismo centro, por los investigadores Fuentes, Herrera y Ponce de la Universidad de Valparaíso ⁽⁶¹⁾, se evidenció que los resultados obtenidos en la presente investigación, se contraponen a los obtenidos anteriormente, ya que en él, concluyeron que S5 es el grado de SAFIRE que entrega mejor calidad de imagen. Esto señalaría que la valoración subjetiva de una imagen radiológica, estaría poco influenciada por su calidad de imagen objetiva, primando otros factores de la percepción mencionados en el estudio.

Este estudio se encontró limitado desde su metodología, al ser un estudio no probabilístico por conveniencia, y en donde los resultados y/o conclusiones que surgieron, sólo son válidas para los participantes del mismo. Además, por conceptos de disponibilidad y extensión del instrumento de medición, fueron excluidos los grados de SAFIRE S2 y S4, que en otros estudios objetivos y subjetivos sobre el tema, han sido considerados para determinar la calidad de imagen de las técnicas iterativas.

Otra limitación a presentar fue la recarga de trabajo que significó para los médicos radiólogos el responder la encuesta, lo que pudo influir negativamente en la voluntad de

participar y en la confiabilidad de las respuestas de éstos al momento de contestar, viéndose afectada su percepción sobre las imágenes radiológicas. De igual modo, el impedir modificar el ancho y nivel de ventana al evaluar del concepto de resolución de contraste, pudo distorsionar su percepción, ya que los médicos radiólogos tienden a modificar estos valores durante la evaluación rutinaria de exámenes.

Para futuras investigaciones se sugiere realizar un estudio multicéntrico de la misma naturaleza para reducir la incertidumbre en los resultados, producto de la posible influencia que genera en la percepción de los radiólogos el utilizar de manera rutinaria un método de reconstrucción específico en sus respectivos centros. Así mismo, resultaría útil conocer la percepción de SAFIRE en otras regiones del cuerpo en donde ya se encuentran investigaciones (19, 20, 59). Además, se sugiere la realización de un estudio de valoración subjetiva de tipo cualitativa, empleando preguntas abiertas, ya que la percepción visual es un proceso basado en la cognición y experiencias previas de cada sujeto de manera individual, por lo que resulta difícil evaluarla de manera precisa con métodos cuantitativos como escalas de tipo Likert o métodos de elección forzada, ya que las alternativas preestablecidas pueden limitar la expresión de su pensamiento.

CAPÍTULO 8: CONCLUSIONES

En conclusión, respecto al análisis subjetivo de la calidad de imagen en tomografía computada de abdomen sin contraste, el método de reconstrucción SAFIRE demostró tener una apreciación favorable por parte de los radiólogos participantes. Dentro de este, el grado de Strength más bajo (S1), fue el que obtuvo una mejor valoración en todos los criterios de calidad de imagen (resolución de contraste, resolución espacial y ruido), para ambos espesores. Por el contrario, la retroproyección filtrada fue el método que peor valoración obtuvo, en los tres criterios y en ambos espesores, con excepción del ruido en pacientes de espesores mayores, en el que el método peor evaluado fue el grado S5 de SAFIRE.

Finalmente, es importante señalar que la valoración subjetiva de la calidad de imagen no se correlaciona con el análisis objetivo de esta, por lo que al momento de evaluar y valorar un método de reconstrucción por sobre otro, debe tomarse en cuenta ambos aspectos, objetivo y subjetivo.

CAPÍTULO 9: CONSIDERACIONES ÉTICAS

Las consideraciones éticas de la presente investigación se analizaron según el modelo de principios bioéticos utilizados normalmente en medicina y ciencias asociadas:

- Principio de Beneficencia: Consiste en prevenir el daño, eliminar el daño o hacer el bien a otros ⁽⁶⁸⁾. Este principio se aplica en esta investigación en que los resultados obtenidos aportarán información que podría resultar en la reducción de dosis a los pacientes debido a la utilización de algoritmo de reconstrucción SAFIRE.
- Principio de No Maleficencia: Clásicamente nombrada como *primum non nocere*, trata principalmente la obligación de no causar daño intencionalmente ⁽⁶⁸⁾. Se causa daño al infringir la reputación, la propiedad, privacidad y libertad de aquellos individuos implicados en el estudio. En este estudio se protegieron los datos de los pacientes por medio de la anonimización y de los radiólogos participantes, mientras que el acceso a ellos quedó restringido a los investigadores principales.
- Principio de Autonomía: Se define como la capacidad de tomar decisión de manera independiente y con pleno conocimiento de actos y consecuencias ⁽⁶⁸⁾. Se respetó siempre la decisión, positiva o negativa, de participar en el estudio o de dejarlo en cualquier etapa de la investigación.
- Principio de Justicia: Consiste el tratamiento equitativo y apropiado a luz de lo que es debido a una persona ⁽⁶⁸⁾. Es por esto que, entre quienes decidieron participar en el estudio, no existieron diferencias en el trato, ni en la aplicación de la encuesta.

CAPÍTULO 10: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Med.* 2012;28(2):94-108.
2. “Two steps ahead” VS. “Trying to keep up” Second best it not an option [Internet]. Siemens Healthineers. Alemania [Citado el 27 de octubre de 2016]. Disponible desde: <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/two-steps-ahead>
3. Cha MJ, Jeong WK, Choi D, Kim YK, Lim S, Choi SY, et al. Iterative reconstruction: comparison of techniques for reduced-dose liver computed tomography following transarterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma. *Acta Radiol.* 2016;57(12):1429-37.
4. Vergara M, Castro M, Matas J, Arias M, Martínez G, Rosales J. Reducción de dosis al paciente en TC: Un estudio de resultados en la práctica clínica [Internet]. *Revista Chilena de Radiología.* Santiago; 2003 [Citado el 10 de noviembre de 2016]. Disponible desde: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082003000100007&lng=es
5. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de Imagenología realizados, según tipo de Examen, por mes. SNSS, 2006 [Internet]. Santiago: DEIS;2006 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde: http://163.247.51.46/webdeis54/rem2006/terapeutico/imag_ex_total.php
6. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de diagnóstico (libro anexo rem 17a), por región y Servicio de salud, SNSS 2016 (Datos Preliminares) [Internet]. Santiago: DEIS;2016 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde: <http://intradeis.minsal.cl/reportes2016/REMBS0/REMBS0SECCIONB.aspx>
7. Departamento de Estadística e Información en Salud. Estadísticas de Atenciones y Recursos para la salud Chile, Años 2005 a 2009 [Internet]. Santiago: DEIS [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde: http://intradeis.minsal.cl/reportesrem/AtAmb_Recursos/Anuarios/2005_2009/Anuario_2005_2009.pdf

8. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de Imagenología según tipo de Examen, por Región y Servicio de Salud [Internet]. Santiago: DEIS;2008 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
http://intradeis.minsal.cl/Intradeis/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES.aspx
9. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de Imagenología según tipo de Examen, por Región y Servicio de Salud, SNSS 2009 [Internet]. Santiago: DEIS;2009 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
http://intradeis.minsal.cl/Intradeis/Reportes_2009/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES.aspx
10. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de Imagenología según tipo de Examen, por Región y Servicio de Salud, SNSS 2010 [Internet]. Santiago: DEIS;2010 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
http://intradeis.minsal.cl/Reportesrem/2010/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES/E_IMAGENOLOGIA_TOTALES.aspx
11. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de Imagenología según tipo de Examen, por Región y Servicio de Salud. SNSS, año 2011 [Internet]. Santiago: DEIS;2011 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
http://intradeis.minsal.cl/reportesrem/2011/EXAMENES_IMAGENOLOGIA/EXAMENES_IMAGENOLOGIA.aspx
12. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de diagnóstico (libro anexo rem 17a), por región y Servicio de salud, SNSS 2012 [Internet]. Santiago: DEIS;2012 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
<http://intradeis.minsal.cl/reportes2012/REMBS0/REMBS0SECCIONB.aspx>
13. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de diagnóstico (libro anexo rem 17a), por región y Servicio de salud, SNSS 2013 [Internet]. Santiago: DEIS;2013 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde:
<http://intradeis.minsal.cl/reportes2013/REMBS0/REMBS0SECCIONB.aspx>
14. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de diagnóstico (libro anexo rem 17a), por región y Servicio de salud, SNSS 2014 [Internet]. Santiago:

- DEIS;2014 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde: <http://intradeis.minsal.cl/reportes2014/REMBS0/REMBS0SECCIONB.aspx>
15. Departamento de Estadística e Información en Salud. Exámenes de diagnóstico (libro anexo rem 17a), por región y Servicio de salud, SNSS 2015 (Datos Preliminares) [Internet]. Santiago: DEIS;2015 [Citado el 19 de junio de 2017]. Disponible desde: <http://intradeis.minsal.cl/reportes2015/REMBS0/REMBS0SECCIONB.aspx>
 16. ¿Qué es ALARA? [Internet]. ALARA Protección Radiológica y Dosimetría. Medellín;2015 [Citado el 10 de Noviembre de 2016]. Disponible desde: <http://alara.com.co/index.php/2015-03-29-02-22-30/que-es-alara>
 17. Grant K, Raupach R. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. White Paper. Siemens Healthcare. 2012.
 18. von Falck C, Bratanova V, Rodt T, Meyer B, Waldeck S, Wacker F, et al. Influence of Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction of CT Data on Image Noise Characteristics and Low-Contrast Detectability: An Objective Approach. PLoS One. 2013;8(2):e56875.
 19. Nie P, Li H, Duan Y, Wang X, Ji X, Cheng Z, et al. Impact of Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE) Algorithm on Image Quality with 70 kVp-Tube-Voltage Dual-Source CT Angiography in Children with Congenital Heart Disease. PLoS One. 2014;9(3):e91123.
 20. Bodelle B, Wichmann JL, Scholtz JE, Lehnert T, Vogl TJ, Luboldt W, et al. Iterative Reconstruction Leads to Increased Subjective and Objective Image Quality in Cranial CT in Patients With Stroke. AJR Am J Roentgenol. 2015;205(3):618-22.
 21. Comisión Chilena de Energía Nuclear. Módulo 2: Magnitudes y Unidades. En: Comisión Chilena de Energía Nuclear, editor. Cátedra de Protección Radiológica. 1° ed. Santiago: CCHEN; 2013. p. 1-22.
 22. Bushong SC. Interacción de los rayos X con la materia. En: Bushong SC, editor. Manual de radiología para técnicos. 9° ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 162-77.
 23. ICRP. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. ICRP. 2008;38(1-2).
 24. Colang JE, Killion JB, Vano E. Patient Dose From CT: A Literature Review. Radiol Technol. 2007;79(1):17-26.
 25. Delpino L. Quo Vadis Radiología. Rev Peru Radiol. 2007;11(25):51-2.

26. Bosch E. Sir Godfrey Newbold Hounsfield y la Tomografía Computada, su contribución a la medicina moderna. *Rev Chil Radiol.* 2004;10(4):183-5.
27. Corbo DN. Tomografía Axial Computada [Internet]. XIII Seminario de Ingeniería biomédica. República Oriental del Uruguay; 2004 [Citado el 15 de noviembre de 2016]. Disponible desde: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>
28. Cunningham IA, Judy PF. Computed Tomography. En: Bronzino JD, editor. *The Biomedical Engineering Handbook Medical Devices and Systems.* 3° ed. Boca Ratón: CRC Press; 2006. p. 11-1-11-16.
29. Ramírez JC, Arboleda C, McCollough CH. Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Rev Ing Biomed.* 2008;2(4):13-31.
30. Smith SW. Special Imaging Techniques. En: Smith SW, editor. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing.* 2° ed. California: California Technical Publishing; 1999. p. 423-50.
31. Dalehaug I. Optimization in CT Evaluation of dose saving potential in a thorax-abdomen/pelvis protocol using iterative reconstruction techniques [Tesis Magistral]. [Trondheim]: Norwegian University of Science and Technology; 2013.
32. Silva J, Torres W. Adquisición, Almacenamiento y Visualización de Imágenes Digitales. En: Passariello G, Mora F, editores. *Imágenes Médicas Adquisición Análisis Procesamiento Interpretación.* 1° ed. Caracas: Equinoccio; 1995. p. 35-59.
33. Bushong SC. Tomografía computarizada helicoidal multicorte. En: Bushong SC, editor. *Manual de radiología para técnicos.* 9° ed. Barcelona: Elsevier; 2010. p. 367-93.
34. Sartori P, Rozowykniat M, Siviero L, Barba G, Peña A, Mayol N, et al. Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Rev Argent Radiol.* 2015;79(4):192-204.
35. Wilches M, Ruiz LF, Hernández M. Los rayos x y sus aplicaciones. En: Wilches M, Ruiz LF, Hernández M, editores. *Bioingeniería VI. Fundamentos de instrumentación para la química clínica y las radiaciones ionizantes.* 1° ed. Medellín: Universidad de Antioquía; 2007. p. 275-442.
36. Calvo E. R. En: Calvo E, editor. *Tomografía Computarizada De la A a la Z.* 1° ed. México; 2016.

37. Cognition [Internet]. Oxford Dictionaries – Dictionary, Thesaurus, & Grammar. Oxford [Citado el 23 de julio de 2017]. Disponible desde: <https://en.oxforddictionaries.com/definition/cognition>
38. Tacca MC. Commonalities between perception and cognition. *Front Psychol.* 2011;2:358.
39. Carbon CC. Understanding human perception by human-made illusions. *Front Hum Neurosci.* 2014;8:566.
40. Krupinski EA. Current perspectives in medical image perception. *Atten Percept Psychophys.* 2010;72(5):1205-17.
41. Sabih D, Sabih A, Sabih Q, Khan AN. Image perception and interpretation of abnormalities; can we believe our eyes? Can we do something about it?. *Insights Imaging.* 2010;2(1):47-55.
42. Krupinski EA, Berbaum KS. The Medical Image Perception Society Update on Key Issues for Image Perception Research. *Radiology.* 2009;253(1):230-3.
43. De Robertis E, Hib J. La Célula. En: De Robertis E, Hib J, editores. *Fundamentos de Biología Celular y Molecular de De Robertis.* 4° ed. Buenos Aires: El Ateneo; 2004. p. 1-20.
44. Krupinski EA. Display Chapter 5: Human Factors & Observer Performance [Internet]. Society for Imaging Informatics in Medicine. Arizona [Citado el 19 de julio de 2017]. Disponible desde: https://siim.org/page/displays_chapter5
45. Degner L. Rods and Cones [Internet]. Macular Degeneration – Causes, Prevention, Symptoms and Treatment and Hope [Citado el 19 de julio de 2017]. Disponible desde: <http://www.webrn-maculardegeneration.com/rods-and-cones.html>
46. Kagadis GC, Walz-Flannigan A, Krupinski AE, Nagy PG, Katsanos K, Diamantopoulos A, et al. Medical Imaging Displays and Their Use in Image Interpretation. *Radiographics.* 2013;33(1):275-90.
47. Burgess AE. Visual Perception Studies and Observer Models in Medical Imaging. *Semin Nucl Med.* 2011;41(6):419-36.
48. Domínguez E, González R. Análisis de las curvas Receiver-Operating Characteristic: Un método útil para evaluar procedimientos diagnósticos. *Rev Cubana Endocrinol.* 2002;13(2):169-76.

49. Lusted LB. Decision-Making Studies in Patient Management. *N Engl J Med.* 1971;284(8):416-24.
50. Hajian-Tilaki K. Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve Analysis for Medical Diagnostic Test Evaluation. *Caspian J Intern Med.* 2013;4(2):627-35.
51. McLeod S. Likert Scale [Internet]. Simply Psychology. 2008 [Citado el 21 de julio de 2017]. Disponible desde: <https://www.simplypsychology.org/likert-scale.html>
52. Ahmed A, Garcia A, Bakker A, Tomkinson D, Salamin J, de Lange R, et al. The impact of Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction on patient dose and image quality compared to filtered back projection: a narrative review. *Optimax.* 2014: 21-26.
53. Kuo Y, Lin YY, Lee RC, Lin CJ, Chiou YY, Guo WY. Comparison of image quality from filtered back projection, statistical iterative reconstruction, and model-based iterative reconstruction algorithms in abdominal computed tomography. *Medicine (Baltimore).* 2016;95(31):e4456.
54. Yang WJ, Yan FH, Liu B, Pang LF, Hou L, Zhang H, et al. Can Sinogram-Affirmed Iterative (SAFIRE) Reconstruction Improve Imaging Quality on Low-Dose Lung CT Screening Compared With Traditional Filtered Back Projection (FBP) Reconstruction?. *J Comput Assist Tomogr.* 2013;37(2):301-5.
55. Soenen O, Balliauw C, Oyen R, Zanca F. Dose and Image Quality in Low-dose CT for Urinary Stone Disease: Added Value of Automatic Tube Current Modulation and Iterative Reconstruction Techniques. *Radiat Prot Dosimetry.* 2017;174(2):242-9.
56. Omoumi P, Verdun FR, Salah YB, Vande Berg BC, Lecouvet FE, Malghem J, et al. Low-dose multidetector computed tomography of the cervical spine: optimization of iterative reconstruction strength levels. *Acta Radiol.* 2014;55(3):335-44.
57. Zeng X, Kang S, Wang R, Han D, Wang Y, Yang S. Value of Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction for Evaluating Coronary Calcified Plaques. *Iran J Radiol.* 2017;14(1):e18000.
58. Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee Jr FT. Ionizing Radiation in Abdominal CT: Unindicated Multiphase Scans Are an Important Source of Medically Unnecessary Exposure. *J Am Coll Radiol.* 2011;8(11):756-61.

59. Salinas M, Araya J. Protección Radiológica [Internet]. Consultora Ambiental Better. Santiago; 2012 [Citado el 20 de junio de 2017]. Disponible desde: http://www.better.cl/assets/files/Proteccion_Radiologica.pdf
60. Wong DTL, Soh SY, Ko BSH, Cameron JD, Crossett M, Nasis A, et al. Superior CT coronary angiography image quality at lower radiation exposure with second generation 320-detector row CT in patients with elevated heart rate: a comparison with first generation 320-detector row CT. *Cardiovasc Diagn Ther.* 2014;4(4):299-306.
61. Fuentes A, Herrera D, Ponce S. Determinar qué Nivel de Strengths desde S1 a S5 entrega una mejor Relación Contraste-Ruido en TAC de Abdomen Sin Contraste, con Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE), en la Unidad de Imagenología del Laboratorio LABOCENTER [Tesis]. [San Felipe]: Universidad de Valparaíso;2016.
62. Archie KA, Marcus DS. DicomBrowser: Software for Viewing and Modifying DICOM Metadata. *J Digit Imaging.* 2012;25(5):635-45.
63. Hernández R, Fernández C, Baptista P. Concepción o elección del diseño de investigación. En: Hernández R, Fernández C, Baptista P, editores. *Metodología de la investigación.* 5° ed. México D.F.: McGraw-Hill; 2010. p. 118-169.
64. Hardie AD, Nelson RM, Egbert R, Rieter WJ, Tipnis SV. What is the preferred strength setting of the sinogram-affirmed iterative reconstruction algorithm in abdominal CT imaging?. *Radiol Phys Technol.* 2015;8(1):60-3.
65. Lee M, Kim MJ, Han KH, Lee MJ. Half-dose abdominal CT with sinogram-affirmed iterative reconstruction technique in children – comparison with full-dose CT with filtered back projection. *Pediatr Radiol.* 2015;45(2):188-93.
66. Yu L, Fletcher JG, Shiung M, Thomas KB, Matsumoto JM, Zingula SN, et al. Radiation Dose Reduction in Pediatric Body CT Using Iterative Reconstruction and a Novel Image-Based Denoising Method. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;205(5):1026-37.
67. Kalra MK, Woisetschläger M, Dahlström N, Singh S, Lindblom M, Choy G, et al. Radiation Dose Reduction With Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction Technique (68for Abdominal Computed Tomography). *J Comput Assist Tomogr.* 2012;36(3):339-46.
68. Siurana JC. Los principios de la bioética y el surgimiento de una bioética intercultural. *Veritas.* 2010;22:121-57.

CAPÍTULO 11: ANEXOS

11.1 ANEXO 1: Encuesta de percepción



Encuesta de percepción de calidad de imagen en TC de abdomen sin medio de contraste.

Buenas Tardes.

Estamos agradecidos de su participación en nuestra investigación.

Su participación solo consiste en responder las siguientes secciones.

Pero antes, necesitamos algunos datos de interés. Le recordamos que estos datos serán resguardados respetando su privacidad.

¿Cuál es su nombre?

¿Cuántos años de experiencia como RADIOLOGO posee?

Indique en que año y lugar realizó su beca en radiología.

¿Tiene subespecialidad? Indique cuál.

¿Dónde realizó su formación en la subespecialidad?

¿Cuántos años de experiencia tiene en la subespecialidad?

Instrucciones

A continuación se le presentará una encuesta acerca de su percepción de tres criterios de calidad de imagen en la técnica iterativa SAFIRE, con ventana WL 40 y WW 300 (La cual no debe modificar).

Antes de proceder, usted debe revisar las imágenes contenidas en la carpeta "GRUPO A", "GRUPO B" o "GRUPO C", según corresponda, dentro de la cual encontrará seis carpetas con los exámenes correspondientes a revisar. Para esto, usted deberá utilizar el programa de visualización de imágenes DICOM "OsiriX".

Para contestar, usted debe leer las escalas expuestas a continuación y después marcar la opción que mejor refleje su percepción en la sección de respuestas.

	Resolución de Contraste		Resolución espacial		Ruido en la imagen
1	No es diagnóstica	1	No es diagnóstica	1	La imagen no es diagnóstica debido a exceso de ruido/artefactos
2	Limitación evidente de la resolución de contraste	2	Borrosidad notoria con bordes pobremente definidos	2	Imagen cuestionablemente diagnóstica debido a exceso de ruido/artefactos
3	Mínima limitación de la resolución de contraste	3	Bordes moderadamente nítidos, afectando potencialmente la impresión diagnóstica	3	Imagen diagnóstica con ruido/artefactos moderados, pero dentro de un rango aceptable
4	Resolución de contraste bien preservada	4	Bordes medianamente nítidos, pero sin afectar la impresión diagnóstica	4	Cantidad moderada de ruido, aunque sin cambios en la impresión diagnóstica
5	Óptima resolución de contraste	5	Muy nítida	5	Calidad de imagen diagnóstica de rutina

ESCALAS PARA RESPONDER

EXAMEN 1

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑON, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

EXAMEN 2

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑON, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

EXAMEN 3

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑON, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

EXAMEN 4

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑÓN, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

EXAMEN 5

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑÓN, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

EXAMEN 6

¿Cómo observa la RESOLUCION DE CONTRASTE?

1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------

En HIGADO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En RIÑON, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En URETER, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

En BAZO, cómo observa lo siguiente:

RESOLUCIÓN ESPACIAL	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>
RUIDO	1 <input type="radio"/>	2 <input type="radio"/>	3 <input type="radio"/>	4 <input type="radio"/>	5 <input type="radio"/>

Finalizar

11.3 ANEXO 2: CLASIFICACIÓN DE LOS EXÁMENES

Tabla de clasificación de los exámenes según espesor					
Primera categoría			Segunda categoría		
Espesor de 49,3 cm a 58,27 cm			Espesor de 58,28 cm a 67,25 cm		
Examen N°	Espesor en cm	N°	Examen N°	Espesor en cm	N°
1	53,87	1	4	64,3	24
2	49,55	2	5	62,53	25
3	53,97	3	7	59,62	26
6	57,19	4	8	61,9	27
9	51	5	11	60,85	28
10	55,29	6	12	61,97	29
13	49,3	7	14	63,04	30
19	55,1	8	15	58,38	31
20	54,78	9	16	58,67	32
21	58	10	17	60,09	33
22	54,98	11	18	60,58	34
23	56,25	12	25	61,31	35
24	58,1	13	26	58,6	36
27	56,93	14	28	65,49	37
30	56,58	15	29	58,36	38
31	52,01	16	32	59,26	39
33	54,56	17	34	62,42	40
35	56,46	18	38	67,24	41
36	55,59	19	40	63,16	42
37	51,28	20	41	63,6	43
39	54,1	21	43	63,21	44
42	54,94	22	44	62,2	45

11.2 ANEXO 3: CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPANTE

El propósito del presente documento es invitarlo a participar en el estudio titulado "Percepción de la calidad de imagen de los radiólogos de LABOCENTER frente al método de reconstrucción iterativo SAFIRE", cuyo investigador principal es T.M. Yuri Berrios P., junto a los alumnos tesis de la Universidad de Valparaíso, Gonzalo Ibarra G., Nicolás Tapia E. y Gissella Vásquez M. Para que usted pueda tomar una decisión informada, le explicaremos a continuación cuáles serán los procedimientos involucrados en la ejecución de la investigación, así como en qué consistiría su colaboración:

1. Lugar de la investigación: La investigación mencionada se realizará en el Centro de diagnóstico por imagen LABOCENTER.
2. Fecha y Duración de la investigación: La investigación tendrá un periodo de una semana, considerando solo días hábiles, durante el año 2017.
3. Objetivo: *Conocer la percepción de los radiólogos del LABOCENTER con relación a los criterios de calidad de imagen de TC de abdomen sin contraste reconstruidas con el algoritmo SAFIRE, en el primer semestre de 2017.*
4. Su participación consiste en responder una encuesta con respecto a su percepción de tres aspectos de calidad de imagen (contraste, resolución espacial y ruido) con reconstrucción SAFIRE.
5. Derechos del participante: Su participación es completamente voluntaria, por lo que puede retirarse del estudio cuando considere necesario sin importar la etapa de este. Además, puede manifestar las dudas pertinentes a los investigadores en el momento que usted desee.
6. Durante la investigación su identidad se encontrará reservada en todo momento, y en su lugar se usará un código identificador.
7. El registro de todos los datos pertenecientes a este estudio son de carácter reservado. Solo los investigadores tendrán acceso a estos datos.
8. Utilización y Publicación de los hallazgos: Los resultados de la investigación podrán ser divulgados en ámbitos académicos y podrán ser utilizados por otras investigaciones, siempre resguardando su identidad.
9. En caso de aceptar participar, recibirá un ejemplar de este documento.

Yuri Berrios Peña
16.547.095-8
+56961499556
yuribp@gmail.com

Gonzalo Ibarra González
18.297.843-4
+56979999128
Gonjav.ig@gmail.com

Nicolás Tapia Escobar
17.909.505-k
+56951097891
nicolas-tapia@live.cl

Gissella Vásquez Morales
18.298.897-9
+56988976296
G.vasquez.m7@gmail.com

Yo,, RUT,
 que me desempeño como en el centro
 DECLARO que el investigador principal T.M.
 Yuri Berríos P., junto a los alumnos tesistas de la Universidad de Valparaíso,
 Gonzalo Ibarra G., Nicolás Tapia E. y Gissella Vásquez M. de la Carrera de
 Tecnología Médica perteneciente a la Facultad de Medicina, ubicada en calle
 Angamos Nro 655, Reñaca, ciudad de Viña del Mar, me han informado en forma
 completa, en qué consiste la investigación "Percepción de la calidad de imagen de
 los radiólogos de LABOCENTER frente al método de reconstrucción iterativo
 SAFIRE" que llevarán a cabo en el centro de diagnóstico por imagen
 LABOCENTER, y cuáles son los procedimientos a los que seré sometido/a, y en
 qué consistirá mi participación. De acuerdo a lo explicado en el Consentimiento
 Informado, del que recibí una copia, entiendo que:

1. El objetivo de la investigación es *conocer la percepción de los radiólogos del LABOCENTER con relación a los criterios de calidad de imagen de TC de abdomen sin contraste reconstruidas con el algoritmo SAFIRE, en el primer semestre de 2017.*
2. Mi participación es voluntaria y consistirá en la contestación de una encuesta con respecto a su percepción de tres aspectos de calidad de imagen (contraste, resolución espacial y ruido) con reconstrucción SAFIRE.
3. Los datos obtenidos serán confidenciales, es decir, mi nombre no será dado a conocer, en su lugar, se utilizará un código identificador.
4. Los resultados podrán ser divulgados en publicaciones de tipo académico-científicas, resguardando mi identidad.
5. Podré retirar mi participación si lo considerara necesario en cualquier momento sin que ello implique perjuicio alguno para mí.
6. Si me surgiera alguna duda, podré consultarla al investigador principal, en cualquier momento de la investigación, a quien/es podré contactar en el fono que se encuentran al final de este acta.

De acuerdo a lo declarado por mí en este documento, del que recibo una copia, firmo aceptando la participación en esta investigación.

 Nombre, apellidos y firma

Rut: Nro.:

Investigadores:

 Yuri Berríos Peña
 16.547.095-8
 +56961499556
 yuribp@gmail.com

 Gonzalo Ibarra González
 18.297.843-4
 +56979999128
 Gonjav.ig@gmail.com

 Nicolás Tapia Escobar
 17.909.505-k
 +56951097891
 nicolas-tapia@live.cl

 Gissella Vásquez Morales
 18.298.897-9
 +56988976296
 G.vasquez.m7@gmail.com

11.4 ANEXO 4: TABLAS DE FRECUENCIAS

Las siguientes son las tablas de frecuencias de las respuestas obtenidas para la creación de los gráficos presentados en los resultados.

TABLA 11.1 Frecuencias de las respuestas para FBP.

Frecuencias y porcentajes de las respuesta para FBP.										
	1		2		3		4		5	
	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%
Contraste	0	0,0%	5	20,8%	7	29,2%	10	41,7%	2	8,3%
Resolución espacial en:										
Hígado	0	0,0%	1	4,2%	12	50,0%	9	37,5%	2	8,3%
Riñón	0	0,0%	1	4,2%	10	41,7%	11	45,8%	2	8,3%
Ureter	0	0,0%	1	4,2%	9	37,5%	12	50,0%	2	8,3%
Bazo	0	0,0%	0	0,0%	10	41,7%	10	41,7%	4	16,7%
Ruido en:										
Hígado	2	8,3%	3	12,5%	9	37,5%	8	33,3%	2	8,3%
Riñón	2	8,3%	3	12,5%	8	33,3%	9	37,5%	2	8,3%
Ureter	0	0,0%	3	12,5%	4	16,7%	15	62,5%	2	8,3%
Bazo	2	8,3%	2	8,3%	10	41,7%	6	25,0%	4	16,7%

TABLA 11.2 Frecuencias de las respuestas según espesor en FBP.

Frecuencias de las respuesta para FBP según el espesor										
	Espesor 1					Espesor 2				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Contraste	0%	25%	25,0%	33%	16,7%	0%	16,7%	33,3%	50%	0%
Resolución espacial en:										
Hígado	0%	8,3%	50%	8,3%	16,7%	0%	0%	41,7%	58,3%	0%
Riñón	0%	8,3%	50%	8,3%	16,7%	0%	0%	25,0%	75%	0%
Ureter	0%	8,3%	16,7%	41,7%	16,7%	0%	0%	50%	50%	0%
Bazo	0%	0%	33,3%	25%	25%	0%	0%	41,7%	50%	8,3%
Ruido en:										
Hígado	0%	8,3%	41,7%	16,7%	16,7%	8,3%	16,7%	33,3%	41,7%	0%
Riñón	0%	8,3%	41,7%	16,7%	16,7%	8,3%	16,7%	25%	50%	0%
Ureter	0%	8,3%	8,3%	50%	16,7%	0%	16,7%	16,7%	66,7%	0%
Bazo	0%	0%	58,3%	0%	25%	8,3%	16,7%	25%	41,7%	8,3%

TABLA 11.3 Frecuencias de las respuestas para S1.

Frecuencias y porcentajes de las respuesta para S1.										
	1		2		3		4		5	
	f	%	f	%	f	%	f	%	f	%
Contraste	0	0,0%	1	6,3%	4	25,0%	4	25,0%	7	43,8%
Resolución espacial en:										
Hígado	0	0,0%	0	0,0%	1	6,3%	2	12,5%	13	81,3%
Riñón	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	3	18,8%	13	81,3%
Ureter	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	6	37,5%	10	62,5%
Bazo	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	3	18,8%	13	81,3%
Ruido en:										
Hígado	0	0,0%	2	12,5%	2	12,5%	1	6,3%	11	68,8%
Riñón	0	0,0%	3	18,8%	1	6,3%	0	0,0%	12	75,0%
Ureter	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	2	12,5%	10	62,5%
Bazo	0	0,0%	1	6,3%	3	18,8%	0	0,0%	12	75,0%

TABLA 11.4 Frecuencias de las respuestas para S1, según espesor.

Porcentajes de las respuesta para S1 según el espesor										
	Espesor 1					Espesor 2				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Contraste	0%	12,5%	25,0%	12,5%	50,0%	0%	0%	25,0%	37,5%	37,5%
Resolución espacial en:										
Hígado	0%	0%	0%	12,5%	87,5%	0%	0%	12,5%	12,5%	75,0%
Riñón	0%	0%	0%	12,5%	87,5%	0%	0%	0%	25,0%	75,0%
Ureter	0%	0%	0%	37,5%	62,5%	0%	0%	0%	37,5%	62,5%
Bazo	0%	0%	0%	12,5%	87,5%	0%	0%	0%	25,0%	75,0%
Ruido en:										
Hígado	0%	12,5%	12,5%	0%	75,0%	0%	12,5%	12,5%	12,5%	62,5%
Riñón	0%	25,0%	0,0%	0%	75,0%	0%	12,5%	12,5%	0%	75,0%
Ureter	0%	0%	25,0%	12,5%	62,5%	0%	0%	25,0%	12,5%	62,5%
Bazo	0%	12,5%	12,5%	0,0%	75,0%	0%	0%	25,0%	0%	75,0%

TABLA 11.5 Frecuencias de las respuestas para S3.

Frecuencias y porcentajes de las respuesta para S3.										
	1		2		3		4		5	
	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%	<i>f</i>	%
Contraste	0	0,0%	6	37,5%	2	12,5%	6	37,5%	2	12,5%
Resolución espacial en:										
Hígado	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	8	50,0%	4	25,0%
Riñón	0	0,0%	2	12,5%	4	25,0%	8	50,0%	2	12,5%
Ureter	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	10	62,5%	2	12,5%
Bazo	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	14	87,5%	2	12,5%
Ruido en:										
Hígado	0	0,0%	0	0,0%	6	37,5%	6	37,5%	4	25,0%
Riñón	0	0,0%	0	0,0%	6	37,5%	8	50,0%	4	25,0%
Ureter	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	8	50,0%	4	25,0%
Bazo	0	0,0%	0	0,0%	2	12,5%	8	50,0%	6	37,5%

TABLA 11.6 Frecuencias de las respuestas para S3, según espesor.

Frecuencias de las respuesta para S3 según el espesor										
	Espesor 1					Espesor 2				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Contraste	0%	50%	0%	50%	0%	0%	25%	25%	25%	25%
Resolución espacial en:										
Hígado	0%	0%	0%	75%	25%	0%	0%	50%	25%	25%
Riñón	0%	0%	50%	25%	25%	0%	25%	0%	75%	0%
Ureter	0%	0%	50%	50%	0%	0%	0%	0%	75%	25%
Bazo	0%	0%	0%	100%	0%	0%	0%	0%	75%	25%
Ruido en:										
Hígado	0%	0%	50%	25%	25%	0%	0%	25%	50%	25%
Riñón	0%	0%	25%	50%	25%	0%	0%	50%	25%	25%
Ureter	0%	0%	50%	25%	25%	0%	0%	0%	75%	25%
Bazo	0%	0%	25%	50%	25%	0%	0%	0%	50%	50%

TABLA 11.7 Frecuencias de las respuestas para S5.

Frecuencias y porcentajes de las respuesta para S5.										
	1		2		3		4		5	
	f	%	f	%	f	%	f	%	f	%
Contraste	0	0,0%	1	6,3%	5	31,3%	6	37,5%	4	25,0%
Resolución espacial en:										
Hígado	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	7	43,8%	5	31,3%
Riñón	0	0,0%	0	0,0%	5	31,3%	9	56,3%	2	12,5%
Ureter	0	0,0%	1	6,3%	3	18,8%	9	56,3%	3	18,8%
Bazo	0	0,0%	0	0,0%	4	25,0%	7	43,8%	5	31,3%
Ruido en:										
Hígado	0	0,0%	3	18,8%	3	18,8%	7	43,8%	3	18,8%
Riñón	0	0,0%	2	12,5%	4	25,0%	8	50,0%	2	12,5%
Ureter	0	0,0%	2	12,5%	3	18,8%	9	56,3%	2	12,5%
Bazo	0	0,0%	4	25,0%	1	6,3%	9	56,3%	2	12,5%

TABLA 11.8 Frecuencias de las respuestas para S5, según espesor.

Frecuencias de las respuesta para S5 según el espesor										
	Espesor 1					Espesor 2				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Contraste	0%	12,5%	12,5%	37,5%	37,5%	0%	0%	50%	37,5%	12,5%
Resolución espacial en:										
Hígado	0%	0%	25%	25%	50%	0%	0%	25%	62,5%	12,5%
Riñón	0%	0%	37,5%	50%	12,5%	0%	0%	25%	62,5%	12,5%
Ureter	0%	12,5%	37,5%	25%	25%	0%	0%	0%	87,5%	12,5%
Bazo	0%	0%	25%	37,5%	37,5%	0%	0%	25%	50%	25%
Ruido en:										
Hígado	0%	0%	12,5%	50%	37,5%	0%	37,5%	25%	37,5%	0%
Riñón	0%	0%	12,5%	62,5%	25%	0%	25%	37,5%	37,5%	0%
Ureter	0%	0%	25%	50%	25%	0%	25%	12,5%	62,5%	0%
Bazo	0%	0%	12,5%	75%	12,5%	0%	50%	0%	37,5%	12,5%