



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD  
ESCUELA PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
AREA DE RADIOLOGÍA**

**VALORACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA  
ESTADÍSTICA TOTAL Y LA RECONSTRUCCIÓN MIXTA EN  
BÓVEDA CRANEAL POR TOMOGRAFÍA, EN PACIENTES  
DE LA CLÍNICA SANNA SAN BORJA – LIMA. 2018.**

Bach. Zegarra Ordoñez, Pedro Gonzalo

Tesis presentada a la Universidad Alas Peruanas como requisito para la obtención del Título de Licenciado en Tecnología Médica en la Especialidad de Radiología.

Director Asesor : Lic. T.M. Jesús Roger Salazar Cordero

Asesor Metodológico : Dr. Manuel Linares Pacheco

Asesor de Redacción: Dra. Yuli Rodríguez Sueros

**Arequipa – Perú**

**2018**

Zegarra P. 2018. **Valoración de la reconstrucción iterativa estadística total y la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la clínica SANNA San Borja – Lima. 2018** / Universidad Alas Peruanas. 114 Páginas.

Jesús Roger Salazar Cordero: Tecnólogo Médico en la especialidad de radiología.

Disertación académica para la licenciatura en Tecnología Médica – UAP 2018.



**FACULTAD DE MEDICINA HUMANA Y CIENCIAS DE LA SALUD  
ESCUELA PROFESIONAL DE TECNOLOGÍA MÉDICA  
AREA DE RADIOLOGÍA**

Zegarra Ordoñez, Pedro Gonzalo

**VALORACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA  
ESTADÍSTICA TOTAL Y LA RECONSTRUCCIÓN MIXTA EN  
BÓVEDA CRANEAL POR TOMOGRAFÍA, EN PACIENTES  
DE LA CLÍNICA SANNA SAN BORJA – LIMA. 2018.**

“Esta tesis fue evaluada y aprobada para la obtención del título de Licenciado en  
Tecnología Médica, por la Universidad Alas Peruanas.”

Lic. T.M. Herlado Cortavitarde Pocco      Presidente \_\_\_\_\_

Lic. T.M. Christian Felipe Rodriguez Zamora      Secretario \_\_\_\_\_

Lic. T.M. Susan Sylma Villena Medina      Miembro \_\_\_\_\_

Arequipa, Perú

2018

## **DEDICATORIA**

A Dios que guía mi camino.

A mis padres, hermanos y amigos que brindaron su apoyo incondicional.

A mis docentes y tutores que transmitieron sus enseñanzas con mucho cariño y entrega.

A las personas que participaron de manera directa e indirecta en la realización de los estudios tomográficos.

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Universidad Alas Peruanas, Alma mater en mi formación profesional.

A la Clínica SANNA San Borja por sus instalaciones.

A Néstor Tenio Obregon por la enseñanza e inspiración imbuida durante mi proceso como interno.

A Jesús Salazar Cordero por la orientación brindada.

A mis docentes por los conocimientos transmitidos a lo largo de mis años de formación profesional.

## **EPIGRAFE**

Andamos divididos... ansiosos por el futuro y deprimidos por el pasado. Cambiar la pregunta ¿Que pude haber hecho? por ¿Cómo utilizo lo que me paso hoy? y ¿Que será mañana? por ¿Que hago hoy para llegar a donde quiero? nos transporta a una realidad actual... a vivir en el ahora consientes de nosotros. Eso, es un éxito en la vida.

(ZEGARRA P. 2018)

## Resumen

**Objetivo:** El propósito del estudio es la valoración de dos técnicas de reconstrucción de imagen por tomografía en bóveda craneal, la técnica iterativa estadística total y la técnica mixta.

**Materiales y métodos:** La ejecución del estudio se realizó en la clínica Sanna – San Borja, donde empleando un tomógrafo multidetector de 128 cortes de la marca General Electric, modelo Revolution GSI se realizaron 180 estudios de bóveda craneal programando dos técnicas de reconstrucción de imagen en ventana ósea para cada uno, la primera técnica nombrada “Iterativa estadística total” (IET) utiliza el algoritmo ASIR programado a 100%, la segunda técnica nombrada “Mixta” utiliza la retroproyección filtrada en combinación con el algoritmo ASIR programado a 60%. Se ha determinado mediante la fórmula para poblaciones finitas una muestra probabilística sistemática de 90 individuos. Los volúmenes de imágenes tomográficas se analizaron con el programa informático Radiant DICOM Viewer 4.6.5 para determinar el nivel de ruido cuantitativo, posteriormente se presentaron sin etiqueta a dos grupos de médicos radiólogos con una experiencia promedio de 5 años para calificar el nivel de ruido cualitativo y la presencia de artefactos. Los datos fueron contrastados para determinar la significancia estadística mediante el programa informático IBM SPSS Statistics 25, se representó la diferencia en tablas y gráficos elaboradas en Microsoft Excel.

**Resultados:** Se encontró una diferencia porcentual a favor de la reconstrucción iterativa estadística total del 25% para el ruido cuantitativo promedio, del 69% para el ruido cualitativo promedio y del 41% para la presencia de artefactos, presentado una diferencia estadísticamente significativa para los tres casos ( $p < 0.005$ ). Esto indica una mayor calidad de imagen aplicando la reconstrucción iterativa estadística total.

**Conclusiones:** La técnica de reconstrucción iterativa estadística total brinda una mayor calidad de imagen con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal. La implementación de la reconstrucción IET no requiere radiación adicional, por esta razón, se recomienda considerar su aplicación.

**Palabras clave:** Tomografía computarizada, reconstrucción iterativa, reconstrucción iterativa estadística adaptativa, retroproyección filtrada, bóveda craneal, ruido.

## **Abstract**

The purpose of the study is the evaluation of two image reconstruction techniques by cranial vault tomography, the total statistical iterative technique and the mixed technique. Materials and methods: The study was carried out at the Sanna - San Borja clinic, where a 128-slice multidetector CT of the General Electric brand, Model GSI, was used. 180 cranial vault studies were carried out by programming two image reconstruction techniques. Bone window for each, the first technique named "Total statistical Iterative" (TSI) uses the ASIR algorithm programmed at 100%, the second technique named "Mixed" uses the filtered back-projection in combination with the algorithm ASIR programmed at 60%. A systematic probabilistic sample of 90 individuals has been determined using the formula for finite populations. The volumes of tomographic images were analyzed with the computer program Radiant DICOM Viewer 4.6.5 to determine the level of quantitative noise, later they were presented without label to two groups of radiologists with an average experience of 5 years to qualify the level of qualitative noise and the presence of artifacts. The data were contrasted to determine the statistical significance through the IBM SPSS Statistics 25 computer program, the difference in tables and graphs elaborated in Microsoft Excel was represented.

Results: A percentage difference was found in favor of total statistical iterative reconstruction of 25% for average quantitative noise, 69% for average qualitative noise and 41% for the presence of artifacts, presenting a statistically significant difference for the three cases ( $p < 0.005$ ). This indicates a higher image quality by applying the total statistical iterative reconstruction.

Conclusions: The total statistical iterative reconstruction technique provides a higher image quality with respect to the mixed reconstruction in the cranial vault. The implementation of the TSI reconstruction does not require additional radiation, for this reason, it is recommended to consider its application.

Key words: Computed tomography, iterative reconstruction, adaptive statistical iterative reconstruction, filtered back-projection, cranial vault, noise.



<b>Lista de Contenidos</b>	<b>Pág.</b>
Ficha Catalográfica	i
Hoja de Aprobación	ii
Dedicatoria	iii
Agradecimientos	iv
Epígrafe	v
Resumen	vi
Abstract	vii
Lista de contenidos	viii
Lista de Tablas	xi
Lista de Graficas	xii
Lista de Figuras	xiii
Lista de Abreviaturas	xv
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>01</b>
<b>CAPITULO I: MARCO TEORICO</b>	<b>02</b>
1.1. Problema de investigación	02
1.1.1. Descripción de la realidad problemática	02
1.1.2. Formulación del problema	03
1.1.2.1. Problema Principal	03
1.1.2.2. Problemas Secundarios	03
1.1.3. Horizonte de la Investigación	04
1.1.4. Justificación	04
1.2. Objetivos	05
1.2.1. Objetivo General	05
1.2.2. Objetivos Específicos	05
1.3. Variables	06
1.3.1. Identificación de variables	06
1.3.1.1. Variable 1: Reconstrucción iterativa estadística total.	06
1.3.1.2. Variable 2: Reconstrucción mixta	07
1.3.2. Operacionalización de variables	08

1.4. Antecedentes Investigativos	08
1.4.1. A nivel internacional	08
1.4.2. A nivel nacional	10
1.4.3. A nivel Local	10
1.5. Base Teórica	11
1.6. Conceptos Básicos	15
1.6.1. Ruido	15
1.6.2. Artefactos en tomografía computarizada	36
1.6.3. Escala Hounsfield	46
1.6.4. Área de interés (ROI)	47
1.7. Hipótesis	48
1.7.1. Hipótesis Principal	48
1.7.2. Hipótesis Secundarias	48
1.7.3. Hipótesis Estadísticas	48
<b>CAPITULO II: MARCO METODOLÓGICO</b>	<b>49</b>
2.1. Nivel, Tipo y Diseño de la Investigación	49
2.1.1. Nivel de la investigación	49
2.1.2. Tipo de la investigación	49
2.1.3. Diseño de la investigación	49
2.2. Población, Muestra y Muestreo	50
2.2.1. Población	50
2.2.2. Muestra	50
2.2.3. Muestreo	51
2.3. Técnicas e Instrumentos de recojo de datos	51
2.3.1. Técnicas	51
2.3.2. Instrumentos	51
2.3.2.1. Software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)	51
2.3.2.2. Escala visual para ruido cualitativo y artefactos	53
2.4. Técnicas de Procesamiento y análisis de datos	56
2.4.1. Matriz de base de datos	56

2.4.2. Sistematización de computo	57
2.4.3. Pruebas estadísticas	57
<b>CAPITULO III: RESULTADOS</b>	61
<b>3.1. Resultados por indicador de la variable Reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la variable Reconstrucción Mixta</b>	61
3.1.1. Resultados del indicador puntaje cuantitativo de ruido mediante regiones de interés (ROI's) en bóveda craneal	61
3.1.2. Resultados del indicador puntaje cualitativo mediante evaluación clínica para el ruido de la imagen	63
3.1.3. Resultados del indicador puntaje cualitativo mediante evaluación clínica para la presencia de artefactos	65
3.2. Resultados del problema de investigación	66
3.3. Discusión de resultados	67
3.3.1. Discusión de los resultados del problema de investigación	67
<b>4. CONCLUSIONES</b>	68
<b>5. RECOMENDACIONES Y/O SUGERENCIAS</b>	69
<b>6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	70
<b>7. ANEXOS</b>	72
7.1. Anexo N° 1: Mapa de ubicación (Perú, Arequipa, J.L.B. y R.)	73
7.2. Anexo N° 2: Glosario	75
7.3. Anexo N° 3: Instrumentos	83
7.3.1. Software RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64-bit)	83
7.3.2. Escala visual para ruido cualitativo y artefactos	84
7.4. Anexo N° 4: Matriz de base de datos por cada Instrumento	85
7.4.1. Matriz de base de datos del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)	85
7.4.2. Matriz de base de datos de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos	89
7.5. Anexo N° 5: Matriz de consistencia	93
7.6. Anexo N° 6: Figuras	94

<b>Lista de Tablas</b>	<b>Pág.</b>
Tabla N° 01: Escala de unidades Hounsfield o números TC.	47
Tabla N° 02: Prueba de normalidad según la prueba de Levene Kolmogorov-Smirnov para normalidad en las variables reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta con relación al valor alfa.	58
Tabla N° 03: Prueba de significancia estadística según la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes en las variables reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta.	60
Tabla N° 04: Distribución de la media estadística en desviaciones estándar de acuerdo a regiones de interés en bóveda craneal.	61
Tabla N° 05: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a zonas de interés en bóveda craneal.	63
Tabla N° 06: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a presencia de artefactos.	65
Tabla N° 07: Rangos estadísticos de contraste según prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes.	66

<b>Lista de Gráficas</b>	<b>Pág.</b>
Gráfica N° 01: Distribución de la media estadística en desviaciones estándar de acuerdo a regiones de interés en bóveda craneal.	62
Gráfica N° 02: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a en zonas de interés en bóveda craneal.	64
Gráfica N° 03: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a presencia de artefactos.	65
Gráfica N° 04: Diferencias porcentuales en los indicadores a favor de la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta.	66

<b>Lista de Figuras</b>	<b>Pág.</b>
Figura N° 01: Reconstrucción iterativa: la reconstrucción algebraica (ART).	12
Figura N° 02: Diagrama de flujo del proceso de reconstrucción iterativa.	14
Figura N° 03: Diagrama de flujo de los componentes de un sistema de diagnóstico.	16
Figura N° 04: Representación de un cable coaxial, de afuera hacia dentro: cubierta plástica, blindaje metálico, aislante dieléctrico y centro de cobre.	26
Figura N° 05: Diferentes cables de par trenzado, de izquierda a derecha: cable trenzado no apantallado (UTP), cable de par trenzado apantallado (FTP) y cable de par trenzado blindado (STP).	27
Figura N° 06: Figura N° 06: Cable plano recto.	30
Figura N° 07: Figura N° 07: Cable plano recto trenzado.	30
Figura N° 08: Conector ST – Fibra óptica.	31
Figura N° 09: Conector BNC – Cable coaxial.	32
Figura N° 10: Conector LEMO – Cable de par Trenzado.	32
Figura N° 11: Conector Tipo D – Cable coaxial.	32
Figura N° 12: Artefacto por movimiento leve en TC de macizo craneofacial.	38
Figura N° 13: Artefacto por movimiento brusco en TC de encéfalo.	38
Figura N° 14: Artefacto en "rayos de sol" en TC de muslo derecho.	39
Figura N° 15: Artefacto por endurecimiento del haz en TC de cerebro.	40

Figura N° 16: Artefacto por entrada de flujo en TC de tórax con contraste endovenoso.	41
Figura N° 17: Artefacto de volumen parcial promedio en TC de cerebro.	41
Figura N° 18: Artefacto de ruido leve en TC de abdomen.	42
Figura N° 19: Patrón de ruido de Poisson en TC de abdomen.	42
Figura N° 20: Artefacto de proyección incompleta en TC de tórax.	43
Figura N° 21: Artefacto de salida o desborde de campo en TC de abdomen.	44
Figura N° 22: Artefacto de anillos en TC de cerebro.	45
Figura N° 23: Artefacto de molino de viento o hélice en TC de abdomen.	45
Figura N° 24: Figura N° 24: Contraste de ruido cuantitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en ROI's de bóveda craneal.	94
Figura N° 25: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Base de cráneo, celdillas mastoideas y hueso diploide.	95
Figura N° 26: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Huesecillos auditivos, celdillas mastoideas y hueso diploide.	96
Figura N° 27: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Huesecillos auditivos y celdillas mastoideas.	96
Figura N° 28: Reducción en la presencia de artefactos por endurecimiento del haz en celdillas mastoideas.	97
Figura N° 29: Reducción en la presencia de artefactos por endurecimiento del haz en base de cráneo.	97

## Lista de Abreviaturas

ART	:	Algebraic Reconstruction Technique (Técnica de reconstrucción algebraica).
ASIR	:	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (Reconstrucción iterativa estadística adaptativa).
BNC	:	Bayonet Neill-Concelman.
CA	:	Corriente Alterna.
CC	:	Corriente Continua.
CMOS	:	Complementary Metal Oxide Semiconductor (Semiconductor complementario de óxido metálico).
CT / TC	:	Computed Tomography / Tomografía Computarizada.
DICOM	:	Digital Imaging and Communications in Medicine (Imagen digital y comunicaciones en medicina).
DST-SERC	:	Department of Science & Technology - Science and Engineering Research Council.
EJR	:	European Journal of Radiology.
EMI	:	Electromagnetic Interference (Interferencia electromagnética).
ER	:	European Radiology.
FBP	:	Filtered Backprojection (Retroproyección filtrada).
FET	:	Field-Effect Transistor (transistores de efecto campo).
FFT	:	Fast Fourier Transform (Transformada rápida de Fourier).
FTP	:	Foiled Twisted Pair (Cable de par trenzado apantallado).
GPU	:	Graphics Processing Unit (Unidad de procesamiento gráfico).
GSI	:	Gemstone Spectral Imaging (Imagen espectral de piedras preciosas).



HU / UH : Hounsfield Unit / Unidad Hounsfield.

IBM : International Business Machines Corporation.

IEC : International Electrotechnical Commission.

IEEE : Institute of Electrical and Electronics Engineers.

IET : Iterativa Estadística Total.

IFFT : Inverse Fast Fourier Transform (Transformada rápida de Fourier inversa).

kV : Kilo Voltaje.

LAN : Local Area Network (Red de área local).

MBIR : Model-Based Iterative Reconstruction (Reconstrucción iterativa basada en modelos).

MDCT : Multiple Detector Computed Tomography.

MPR : Multiplanar Reconstruction (Reconstrucción multiplanar).

PACS : Picture Archiving And Communication System (Sistema de archivo y comunicación de imágenes).

PCB : Printed Circuit Board (Placa de circuito impreso).

PET : Positron Emission Tomography (Tomografía de emisión de positrones).

RAM : Random Access Memory (Memoria de acceso aleatorio).

RAR : Revista argentina de radiología.

RECON : Reconstrucción.

RF : Radiofrecuencia.

ROI : Region Of Interest (Región de interés).

SD / DS : Standard Deviation / Desviación standard.

SERAM : Sociedad Española de Radiología Médica.

SPSS : Statistical Package for the Social Sciences (Paquete estadístico para ciencias sociales).

- STP : Shielded Twisted Pair (Cable de par trenzado blindado).
- TCMD : Tomografía Computarizada Multidetector.
- TTL : Transistor–Transistor Logic (Lógica Transistor-Transistor).
- UDELAR : Universidad de la República Oriental del Uruguay.
- UPS : Uninterruptible Power Supply (Fuente de poder ininterrumpible).
- UTP : Unshielded Twisted Pair (Cable de par trenzado no apantallado).
- V<sub>cc</sub> : Voltaje de entrada o positivo.

## INTRODUCCIÓN

La reconstrucción de la imagen tomográfica a partir de los datos de proyección conocidos como RAW DATA es un mecanismo tan complejo como fascinante, el primer algoritmo de reconstrucción tiene sus bases en la teoría matemática de radón quien planteaba que un objeto puede ser reconstruido a partir de sus proyecciones radiales, este concepto se desarrolló hasta llegar a dos algoritmos predominantes; La transformada de Fourier con la retroproyección filtrada (FBP) y los métodos iterativos, el método iterativo poseía mayor relación señal ruido que la FBP pero tenía un inconveniente, requería mucho tiempo para realizarse, en cambio la FBP a pesar de poseer una señal ruido menor, era un método rápido y eficaz, convirtiéndose en el Gold Standard para los tomógrafos durante años. El tiempo requerido por la reconstrucción iterativa tenía su origen en la limitación informática de los años 80, actualmente la realidad ha cambiado y poseemos una capacidad de procesamiento exponencialmente mayor a la de antaño, desarrollándose complejos algoritmos de reconstrucción iterativa como la Reconstrucción Iterativa Estadística Adaptativa (ASIR) de la marca norteamericana General Electric.

El presente estudio quiere vislumbrar las ventajas del uso en bóveda craneal de una reconstrucción iterativa total utilizando ASIR a 100% con respecto a una reconstrucción mixta utilizando una mezcla de FBP con ASIR a 60%. Debido a la elevada relación señal ruido de los algoritmos iterativos se espera encontrar un perfeccionamiento de la calidad de imagen que se traducirá en disminución de ruido y artefactos de endurecimiento de haz ocasionados por partes óseas muy densas o lugares con cambios muy súbitos de densidades.

Para cumplir este objetivo se realizará una investigación experimental, en donde se añadirá al estudio de rutina de encéfalo la reconstrucción iterativa total, requiriendo solamente de procesamiento informático. La tomografía computarizada es un amplio campo de acción para el tecnólogo medico en radiología, por lo que quiero y pretendo brindar una herramienta útil al momento de realizar una reconstrucción de la imagen en ventana ósea que permita distinguir y diagnosticar diferentes patologías con mayor facilidad sin irradiar de más al paciente.

# CAPITULO I

## MARCO TEÓRICO

### 1.1. Problema de investigación

#### 1.1.1. Descripción de la realidad problemática

El presente trabajo se creó a partir de la observación durante mi proceso de formación como interno del uso inferior de la reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR) en una proporción menor o igual a 60%, este uso medido se recomienda debido al efecto de imagen artificial que se produce en tejidos blandos, produciendo a veces imágenes que carecen de correlato en el paciente, es decir que no existen en realidad. Pero en ningún momento se menciona lo mismo para tejido óseo, fue así que decidí aplicar un programa piloto para añadir una reconstrucción extra que permitiera al sistema a partir de los datos de proyección (RAW DATA), crear una ventana ósea óptima de bóveda craneal usando ASIR al 100%. Luego esta fue presentada a los médicos lectores del centro de diagnóstico sin mencionar en ningún momento que tipo de cambio se había realizado, recibiendo opiniones positivas. Encontrando una mayor calidad de imagen, mayor resolución y menor ruido en zonas complicadas como base de cráneo y hueso diploide. A esta reconstrucción se le llamo "Iterativa estadística total" que utiliza un valor numérico como punto de partida y a la reconstrucción estándar con 60% de ASIR se le nombro "Mixta", que utiliza una imagen como corrección básica o punto de partida. La utilidad en diagnostico se encuentra en calcificaciones de la hoz cerebral, fracturas de base de cráneo, huesecillos auditivos, senos paranasales y celdillas mastoideas. Su ejecución se hizo en 90 estudios realizados entre junio y diciembre de 2017 en la Clínica Sanna San Borja - Lima.

## 1.1.2. Formulación del problema

### 1.1.2.1. Problema Principal

- ¿Cuál es la valoración de la reconstrucción iterativa estadística total y la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima 2018?

### 1.1.2.2. Problemas Secundarios

- ¿Cuál es el nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía?
- ¿Cuál es el nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía?
- ¿Cuál es la presencia de artefactos en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía?

### 1.1.3. Horizonte de la Investigación

A. Campo : Salud.

B. Área : Tecnología Médica.

C. Línea : Radiología.

D. Tema general : Tomografía Computarizada.

E. Tema específico: Valoración de la reconstrucción iterativa estadística total y la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.

F. Especificación del tema: Valoración de la reconstrucción iterativa estadística total y la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima 2018.

### 1.1.4. Justificación

La presente investigación se enfoca en estudiar el porcentaje de iteración estadística en reconstrucciones tomográficas óseas en bóveda craneal, ya que en la actualidad se prefiere una reconstrucción mixta para bóveda craneal por tomografía y se evita llegar a la reconstrucción iterativa estadística total (IET) por temor a la aparición de artefactos (Imágenes que carecen de correlato en el paciente), aumento de ruido y la consecuente pérdida en la calidad de imagen, este concepto es totalmente valido cuando hablamos de partes blandas como el parénquima cerebral, líquido cefalorraquídeo o vasos sanguíneos, pero todo lo anteriormente mencionado no influye en partes óseas.

El presente estudio valora de forma cualitativa y cuantitativa tanto las técnicas de reconstrucción iterativa estadística total como las de reconstrucción mixta en bóveda craneal. La obtención de una reconstrucción iterativa estadística total no implica ninguna irradiación adicional al paciente, el proceso se realiza totalmente por software a partir de los datos de proyección (RAW DATA). Esclarecer esto aporta información relevante al momento de elegir el porcentaje de iteración estadística que se puede aplicar a una reconstrucción de bóveda craneal y sienta las bases para investigar la aplicación del concepto actual en

otras áreas del cuerpo humano, siempre y cuando se trate de estudios en ventana ósea, demostrando así que las reconstrucciones iterativas estadísticas totales disminuyen el ruido y mejoran la calidad de imagen en partes óseas.

## **1.2. Objetivos**

### 1.2.1. Objetivo General

- Valorar las técnicas de reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima 2018.

### 1.2.2. Objetivos Específicos

- Determinar el nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.
- Valorar el nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.
- Valorar la presencia de artefactos en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.

## 1.3. Variables

### 1.3.1. Identificación de variables

#### 1.3.1.1. Variable 1: Reconstrucción iterativa estadística total (IET).

Es aquella reconstrucción prospectiva donde la información proveniente del RAW DATA se procesa exclusivamente por el método de iteración estadístico. Se caracteriza por los siguientes indicadores:

A. Ruido cuantitativo de la imagen: Evaluado mediante la desviación standard (SD), utilizando la escala de unidades Hounsfield (UH) en regiones de interés (ROI's) conformadas por 4 pixeles elipsoides colocados en cuerpo esfenoideal, diploide occipital, temporal derecho y temporal izquierdo.

B. Ruido cualitativo de la imagen: Calificado según una escala visual del uno al cinco para la evaluación cualitativa del ruido:

1. Excelente.
2. Bueno.
3. Aceptable.
4. Deficiente.
5. No diagnóstico.

C. Presencia de artefactos: Calificado según una escala visual del uno al cuatro para la evaluación cualitativa de artefactos, donde:

1. Sin artefactos.
2. Artefactos menores.
3. Gran cantidad de artefactos.
4. Los artefactos hacen imposible la interpretación.



### 1.3.1.2. Variable 2: Reconstrucción mixta

Es aquella reconstrucción prospectiva donde parte de la información proveniente del RAW DATA se procesa mediante el método de iteración estadístico y el resto mediante la Retroproyección filtrada (FBP). Se caracteriza por los siguientes indicadores:

A. Ruido cuantitativo de la imagen: Evaluado mediante la desviación standard (SD), utilizando la escala de unidades Hounsfield (UH) en regiones de interés (ROI's) conformadas por 4 pixeles elipsoides colocados en cuerpo esfenoidal, diploide occipital, temporal derecho y temporal izquierdo.

B. Ruido cualitativo de la imagen: Calificado según una escala visual del uno al cinco para la evaluación cualitativa del ruido:

1. Excelente.
2. Bueno.
3. Aceptable.
4. Deficiente.
5. No diagnóstico.

C. Presencia de artefactos: Calificado según una escala visual del uno al cuatro para la evaluación cualitativa de artefactos, donde: 1. Sin artefactos.

2. Artefactos menores.
3. Gran cantidad de artefactos.
4. Los artefactos hacen imposible la interpretación.

### 1.3.2. Operacionalización de variables

VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	UNIDAD / CATEGORIA	TIPO DE VARIABLE	INSTRUMENTOS
Reconstrucción iterativa estadística total.	Ruido Cuantitativo de la imagen.	Puntaje cuantitativo mediante Regiones de interés (ROI's) en bóveda craneal.	Desviación estándar (SD) de 0 a 200 UH (Unidades Hounsfield).	Numérica Continua / De Razón.	Software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64-bit).
	Ruido subjetivo de la imagen.	Puntaje cualitativo mediante evaluación clínica.	1.Excelente. 2.Bueno. 3.Aceptable. 4.Deficiente. 5.No diagnóstico.	Numérica Discreta / Ordinal.	Escala Visual para ruido cualitativo y artefactos.
Reconstrucción mixta.	Presencia de artefactos.	Puntaje cualitativo mediante evaluación clínica.	1.Sin artefactos. 2.Artefactos menores. 3.Gran cantidad de artefactos. 4.Los artefactos hacen imposible la interpretación.	Numérica Discreta / Ordinal.	

## 1.4. Antecedentes investigativos

### 1.4.1. A nivel internacional

1.4.1.1. A. López Sánchez, D. Rodríguez Sánchez, M.J. Buades Corner, F. Sarabia Tirado, J.A. Yusta Zato y A.M. López Farfán. TCMD torácico: comparación de técnicas de reconstrucción iterativas frente a filtros de retroproyección [Curso de formación]. Murcia, España: Sociedad Española de Radiología Médica. 2014.

Resultados: a) No se detectaron artefactos de barras ni apariencia pixelada en las interfaces de tejido tras la implementación de ASIR, b) Los niveles de ruido - media de la desviación estándar medida en Unidades Hounsfield (UH) entre ambas técnicas se redujo en 1.8UH (15.5%) en Mediastino y 3.3UH (7.5%) en Pulmón, c) El porcentaje de reducción de dosis tras la implementación de ASIR fue de un 12%.

Conclusiones: a) El uso de técnicas de reconstrucción iterativa permite una reducción de dosis significativa en los estudios de TC torácico simple sin compromiso de la calidad de la imagen, b) Tras la implementación de ASIR no observamos artefactos significativos en los TCMD de tórax, presentando completa aceptabilidad diagnóstica. [1]

1.4.1.2. William P. Shuman, Doug E. Green, Janet M. Busey, Orpheus Kolokythas, Lee M. Mitsumori, Kent M. Koprowicz, et al. Model-Based Iterative Reconstruction versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Filtered Back Projection in Liver 64-MDCT: Focal Lesion Detection, Lesion Conspicuity, and Image Noise [Original Research]. Washington, USA: American Roentgen Ray Society. 2013.

Results: a) Fifty-one focal lesions were detected by truth readers. For blinded reviewers compared with truth readers, there was no difference for lesion detection among the reconstruction algorithms, b) Lesion appearance was statistically the same among the three reconstructions. Although one reviewer scored lesions as being more conspicuous with MBIR, the other scored them the same. There was significantly less background noise in air with MBIR (mean [ $\pm$  SD],  $2.1 \pm 1.4$  HU) than with ASIR ( $8.9 \pm 1.9$  HU;  $p < 0.001$ ) or FBP ( $10.6 \pm 2.6$  HU;  $p < 0.001$ ). Mean lesion contrast-to-noise ratio was statistically significantly higher for MBIR ( $34.4 \pm 29.1$ ) than for ASIR ( $6.5 \pm 4.9$ ;  $p < 0.001$ ) or FBP ( $6.3 \pm 6.0$ ;  $p < 0.001$ ).

Conclusion: In routine-dose clinical CT of the liver, MBIR resulted in comparable lesion detection, lesion characterization, and subjective lesion conspicuity, but significantly lower background noise and higher contrast-to-noise ratio compared with ASIR or FBP. This finding suggests that further investigation of the use of MBIR to enable dose reduction in liver CT is warranted. [2]

William P. Shuman, Doug E. Green, Janet M. Busey, Orpheus Kolokythas, Lee M. Mitsumori, Kent M. Koprowicz, et al. Reconstrucción Iterativa Basada en

Modelos versus Reconstrucción Iterativa Estadística Adaptativa y Retroproyección Filtrada en la Tomografía Computarizada Multidetector - 64 cortes (TCMD-64) de Hígado: Detección de Lesiones Focales, Conspicuidad de Lesiones y Ruido de la Imagen [Investigación Original]. Washington, USA: American Roentgen Ray Society. 2013.

Resultados: a) Cincuenta y una lesiones focales fueron detectadas por los lectores no cegados. No hubo diferencia para la detección de lesiones entre los algoritmos de reconstrucción cuando se comparó a los lectores cegados con los no cegados; b) La apariencia de la lesión fue estadísticamente la misma entre las tres reconstrucciones. Aunque un lector calificó las lesiones como más notorias para MBIR, los demás lectores calificaron a todas por igual. Hubo significativamente menos ruido de fondo en el aire con MBIR (media  $\pm$  SD],  $2.1 \pm 1.4$  HU) que con ASIR ( $8.9 \pm 1.9$  HU;  $p < 0.001$ ) o FBP ( $10.6 \pm 2.6$  HU;  $p < 0.001$ ). La relación contraste - ruido para las lesiones fue estadística y significativamente mayor para MBIR ( $34.4 \pm 29.1$ ) que para ASIR ( $6.5 \pm 4.9$ ;  $p < 0.001$ ) o FBP ( $6.3 \pm 6.0$ ;  $p < 0.001$ ).

Conclusión: En la TC clínica de hígado con dosis de rutina, MBIR produjo una detección de lesiones, una caracterización de la lesión y una percepción subjetiva de las lesiones comparables, pero un ruido de fondo significativamente más bajo y una mayor relación contraste - ruido en comparación con ASIR o FBP. Este hallazgo sugiere que está justificada una investigación adicional del uso de MBIR para permitir la reducción de la dosis en la TC hepática. [Zegarra Ordoñez, Pedro Gonzalo]

#### 1.4.2. A nivel nacional

No se encontró publicación alguna.

#### 1.4.3. A nivel local

No se encontró publicación alguna.

## 1.5. Base teórica

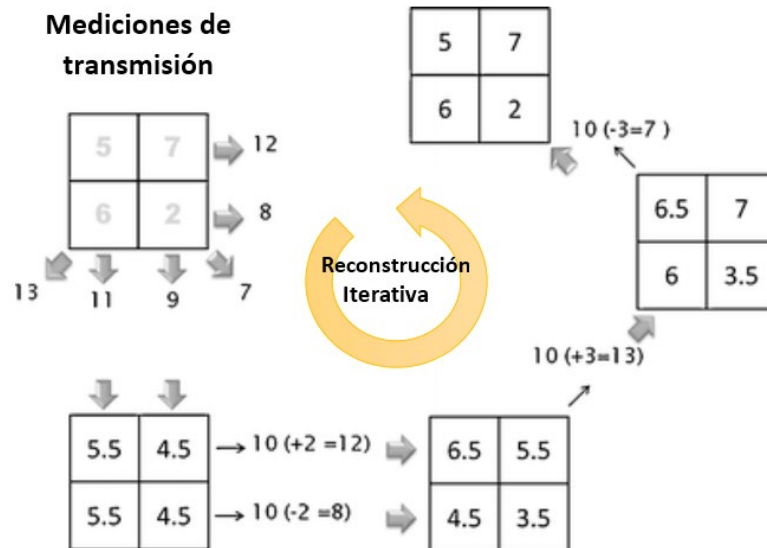
La reconstrucción iterativa en tomografía computarizada ha llamado la atención de todos los fabricantes de tomógrafos alrededor del mundo, cada uno implementando su propio algoritmo de reconstrucción iterativa. Presentándose como una nueva tendencia, oculta el hecho de que las primeras máquinas de TC realmente utilizaron una técnica iterativa llamada reconstrucción algebraica o algebraic reconstruction technique (ART) para resolver la tarea fundamental de la tomografía computarizada, que consiste en reconstruir una imagen transversal basado en las medidas de atenuación de los rayos X transmitidos a través del cuerpo de un paciente. Las soluciones iterativas como ART son procedimientos matemáticos simples de prueba y error que convergen gradualmente a la respuesta correcta. En la Figura N° 01 se ejemplifica una iteración sencilla, ya que normalmente para realizar una reconstrucción de imagen se requieren más de una iteración a partir de los datos de proyección.

Debido a la cantidad de tiempo necesario para procesar los datos y realizar las operaciones fue que las primeras reconstrucciones iterativas fueron relevadas rápidamente por las llamadas técnicas de reconstrucción analítica, especialmente la retroproyección filtrada o filtered back projection (FBP), siendo por mucho tiempo el estándar de oro en muchos sistemas de TC. El incremento continuo de la capacidad de cálculo proporcionada por el hardware informático ha permitido retomar las reconstrucciones iterativas con algoritmos y modelos de reducción de ruido mucho más sofisticados que antes.

Los algoritmos de reconstrucción analítica como la FBP se basan en la relación matemática exacta entre la atenuación de rayos X medida en los datos de proyección y los valores de píxel en la imagen correspondiente. La FBP produce una imagen exacta solo cuando los datos de proyección tienen una resolución infinita. El principal problema con la FBP es que asume datos exactos, pero en realidad los datos de proyección del escáner son ruidosos, este ruido es amplificado por el filtro en la retroproyección filtrada. Por el contrario, las técnicas iterativas utilizan un modelo estadístico de ruido para mejorar la imagen en cada iteración.

Estas técnicas a veces también suponen que las imágenes suaves son más probables, por lo que intentan establecer píxeles adyacentes con valores similares.

Figura N° 01: Reconstrucción iterativa: Técnica de reconstrucción algebraica (ART). [3]



Para calcular los cuatro valores de píxeles en la imagen a partir de las sumas de rayos medidos, comenzamos con todos los valores de píxeles en cero. Comenzando arbitrariamente con los rayos verticales, encontramos que las sumas de los rayos en la imagen estimada son cero, pero los valores medidos son 11 y 9. Estos 'errores' se dividen por igual entre los dos píxeles a lo largo de cada rayo (5.5 en los dos píxeles izquierdos, 4.5 en los dos píxeles correctos), en un procedimiento llamado 'proyección posterior'. A continuación, las sumas de los rayos horizontales en la imagen estimada (ambos 10) se comparan con los valores medidos (12 y 8), y los errores resultantes (+2 y -2) se proyectan de nuevo a lo largo de los rayos horizontales. Finalmente, los errores en las sumas de rayos diagonales se proyectan de nuevo. La figura N° 01 representa una iteración simple mediante ART, en la realidad se requieren múltiples iteraciones para lograr la reconstrucción de una imagen.

Hay algunas desventajas en el uso de la reconstrucción iterativa: Las reconstrucciones iterativas por definición repiten el proceso de reconstrucción varias veces y en consecuencia, son mucho más lentas que los métodos analíticos; Todos

los datos de proyección deben estar disponibles antes de que pueda comenzar la mejora iterativa; La calidad de la imagen puede deteriorarse si se permite que el proceso de reconstrucción avance más allá de un cierto número óptimo de ciclos, debido al sobreajuste; Por último, la calidad del resultado depende del modelo de ruido y de las suposiciones sobre la imagen.

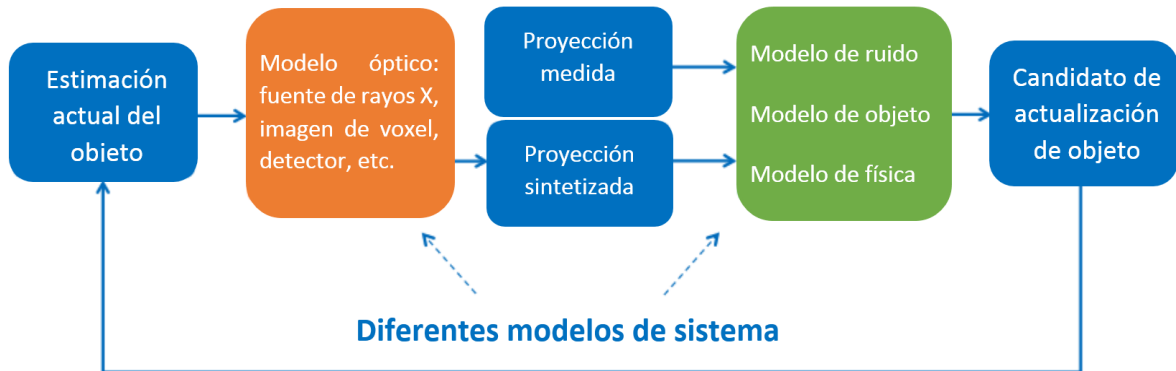
La principal ventaja de la reconstrucción iterativa es que produce una calidad de imagen mucho mejor que la FBP en presencia de una relación señal/ruido muy baja. De este modo, las reconstrucciones iterativas se introdujeron con éxito para la tomografía de emisión en medicina nuclear, que normalmente tiene más ruido y menores cantidades de datos de proyección. Gracias al aumento de la potencia computacional, esta ventaja ahora también puede aprovecharse para la TC, con ahorros de dosis potencialmente significativos. Muchas técnicas iterativas solo tienen en cuenta el ruido de Poisson (que se vuelve importante a dosis bajas). Varias fuentes de error adicionales como el endurecimiento del haz, la dispersión y el movimiento, visualizados como artefactos de rayas de metal pueden reducirse mediante la reconstrucción iterativa. [4]

Las implementaciones específicas de las reconstrucciones iterativas recientemente introducidas en los sistemas comerciales varían ampliamente y evolucionan rápidamente. General Electric (Milwaukee, WI, EE.UU.) Introdujo la Reconstrucción iterativa estadística adaptativa o Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR), que utiliza una combinación de imágenes retroproyectadas filtradas con imágenes reconstruidas iterativamente que modelan el ruido del sistema. La principal ventaja de esta técnica es la capacidad de usar dosis de radiación más bajas manteniendo la calidad de la imagen.

El algoritmo de reconstrucción de imágenes ASIR, siendo una reconstrucción iterativa estadística, obtiene la imagen clínica final de forma iterativa como se muestra en la Figura N° 01. Al comienzo de la reconstrucción de la imagen se realiza una estimación inicial del objeto representado, la estimación puede ser tan simple como un valor constante en toda la imagen, o una imagen reconstruida mediante FBP. Luego, la estimación inicial se actualiza en función de las proyecciones reales medidas, información previa o características que uno conoce sobre el sistema de

imágenes y el objeto escaneado. La óptica del sistema, las estadísticas de ruido, el modelado de objetos y el modelado de la física a menudo se incorporan en los ciclos iterativos para ajustar el proceso de reconstrucción de la imagen.

*Figura N° 02: Diagrama de flujo del proceso de reconstrucción iterativa. [4]*



El modelado preciso de la óptica del sistema (recuadro naranja - Figura N° 02) es principalmente responsable de la mejora en la resolución espacial de las imágenes reconstruidas. El modelado preciso de estadísticas de ruido, objeto y física del sistema (recuadro verde - Figura N° 02) contribuye principalmente a la reducción del ruido, la mejora de la imagen vista en pantalla y la reducción de artefactos en las imágenes reconstruidas. El algoritmo ASIR se enfoca principalmente en el modelado de estadísticas de ruido, objetos y física del sistema mientras quita énfasis al modelado de la óptica del sistema. La parte más lenta del proceso de reconstrucción iterativa es el modelado de la óptica del sistema, al excluir el componente que consume más tiempo y centrarse en los otros componentes durante el proceso de reconstrucción iterativa, se puede lograr una mejora significativa de la calidad de imagen sin pagar una gran penalización en la velocidad de reconstrucción.

El modelo de ruido de sistema avanzado incluye el modelado del sistema de adquisición de datos (ruido de fotones y ruido electrónico), así como las características de ruido de las imágenes reconstruidas. Mientras que el modelo de ruido de fotones incluye la caracterización de las estadísticas de fotones a medida



que se propaga a través de la cadena de imágenes, el modelo de ruido de imagen reconstruido incluye la caracterización del objeto escaneado, utilizando información obtenida de Fantomas y datos clínicos extensos. [3]

Con todo lo anteriormente mencionado una reconstrucción iterativa estadística total utiliza el algoritmo ASIR programado a 100%. En cambio, una reconstrucción mixta es aquella que utiliza la retroproyección filtrada en combinación con el algoritmo ASIR programado a 60%. No obstante, la programación del algoritmo de reconstrucción de imagen iterativo ASIR puede variar en un rango de 10 a 100%.

## **1.6. Conceptos Básicos**

### **1.6.1. Ruido**

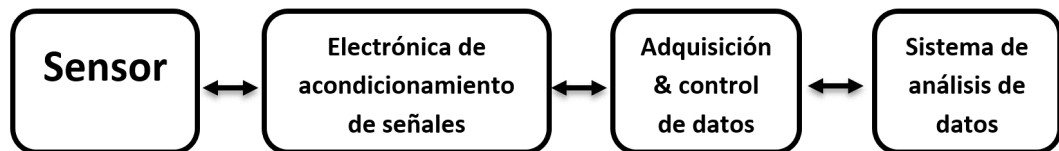
El concepto de "ruido" juega un papel crucial en el análisis estadístico de datos de proyección en TC y este a su vez en una reconstrucción iterativa estadística. Cada vez que intentamos hacer mediciones precisas descubrimos que las cantidades que estamos observando parecen fluctuar aleatoriamente en una pequeña cantidad, estas fluctuaciones aleatorias se llaman ruido, limitando así la capacidad de realizar mediciones rápidas y precisas. En algunos casos, es posible mejorar un sistema eligiendo un mejor diseño o utilizándolo de otra manera. En otros casos, existen límites fundamentales establecidos por efectos de ruido inevitables.

El ruido se genera debido a la mano de obra deficiente para el cable y el conector, el cableado, la conexión a tierra incorrecta, la selección inadecuada de componentes, el diseño incorrecto de la placa de circuito impreso (PCB), el tendido de cables incorrecto, el blindaje incorrecto, la falta de coincidencia de impedancia, etc.

### 1.6.1.1. El ruido en un sistema de diagnóstico

Un sistema de diagnóstico consta de: Sensor, electrónica de acondicionamiento de señales, adquisición & control de datos y sistema de análisis de datos, pudiendo generarse ruido en todas las etapas del sistema iniciando desde el sensor que en tomografía computarizada se ha adoptado el fotodiodo como estándar moderno.

*Figura N° 03: Diagrama de flujo de los componentes de un sistema de diagnóstico. [5]*



Los fotodiodos necesitan polarización y control electrónico para su buen funcionamiento, esto quiere decir que la salida del sensor debe acondicionarse usando amplificación / atenuación y filtrado; mientras que la adquisición de datos necesita de un convertidor análogo digital, una memoria y una electrónica de control; por último, los datos adquiridos se transmiten de un sistema a otro usando cables de interfaz, y como ya hemos mencionado cada etapa del sistema puede invariablemente introducir ruido.

Existen dos tipos principales de ruido: Inherente y generado. El ruido térmico, de disparo, de parpadeo y de ráfaga se consideran ruidos inherentes, mientras que los ruidos debidos a la conexión a tierra, la interferencia, los componentes, etc. se consideran ruidos generados. Estos últimos son de origen humano, debido a una inadecuada elección o mala instalación de los componentes, y por consiguiente evitables. En el presente estudio solo se toman en cuenta los ruidos inherentes, ya que el algoritmo de reconstrucción GE - ASIR solamente considera estos.

## A. Ruido inherentes o intrínsecos

El ruido intrínseco está presente en todos los componentes electrónicos. No hay ningún componente libre de ruido posible, ya que siempre habrá una pequeña trepidación en el comportamiento o durante el proceso de fabricación. El ruido puede ser extremadamente bajo en comparación con otros componentes, pero nunca será cero.

### ❖ Ruido Térmico

El ruido térmico, también conocido como "ruido blanco", contiene señales de ruido de todas las frecuencias y todas estas señales tienen la misma amplitud promedio. Se crea por el movimiento de electrones en una resistencia. Debido a que la resistencia está a una temperatura superior al cero absoluto (-459 °F), los electrones se mueven aleatoriamente en el sólido. Este movimiento aleatorio y fluctuante de electrones produce una tensión de ruido en los terminales de la resistencia en el rango de los milivoltios (mV). La resistencia interna de los transistores, diodos y otros componentes electrónicos activos crea ruido térmico. Mientras que en los condensadores e inductores las resistencias internas son insignificantes y pueden considerarse muy cercanos a ser libres de ruido (Noise-Free).

### ❖ Ruido de disparo

El ruido de disparo es un ruido producido en dispositivos activos tales como transistores donde el flujo de corriente no es estable y uniforme. Dicho flujo está formado de portadores de corriente discretos (electrones), la cantidad de electrones que salen del colector de un transistor no es constante, sino que varía ligeramente de un momento a otro, generando ruido por exceso o falta de electrones en el circuito eléctrico. En los transistores bipolares, el ruido de disparo aumenta

proporcionalmente a la corriente de polarización mientras que en los transistores de efecto campo (FET), el ruido de disparo no se ve afectado por los cambios en la corriente de polarización. Es por este motivo que se elige a los FET como componentes en la fabricación de tomógrafos computarizados.

#### ❖ Ruido de parpadeo, de ráfaga o “Pop Corn”

El ruido de parpadeo, también conocido como ruido de la inversa de la frecuencia ( $1/f$ ), ocurre en casi todos los dispositivos electrónicos. El ruido de parpadeo es más problemático a frecuencias inferiores a 1 kHz y su amplitud es inversamente proporcional a la frecuencia. Ocurre en casi todos los dispositivos electrónicos, y es el resultado de una variedad de efectos, aunque siempre relacionados con una corriente continua, como impurezas en un canal conductor, ruido de generación y recombinación en un transistor debido a la corriente de base, y así sucesivamente. Siempre está relacionado con una corriente continua.

También se le conoce como ruido de ráfaga ya que consiste en transiciones repentinas escalonadas entre dos o más niveles de varios cientos de milivoltios, en momentos aleatorios e impredecibles. Cada cambio en la tensión o corriente de offset dura varios milisegundos, y los intervalos entre pulsos tienden a estar en el rango de audio (menos de 100 Hz), lo que lleva al término ruido de palomitas de maíz para los sonidos crepitantes que produce en los circuitos de audio.

El ruido de parpadeo se encuentra en las resistencias de composición de carbono, donde se denomina exceso de ruido, ya que aumenta el nivel de ruido general por encima del nivel de ruido térmico, que está presente en todas las resistencias. Por el contrario, las resistencias bobinadas tienen la menor cantidad de ruido parpadeante.

## B. Ruido generado

El ruido se genera en el sistema electrónico por varias razones; a nivel del sistema debido a la toma de tierra e interferencia y al nivel de los componentes debido a la temperatura, el diseño de la tarjeta de circuito impreso (PCB) y el montaje de los componentes, la conexión a tierra, la interferencia, la selección de componentes, etc.

### ❖ Puesta o conexión de tierra

La conexión a tierra establece en toda instalación eléctrica el camino más corto para las corrientes parasitas o de corto circuito, se le conoce como divisor de corriente puesto que requisita gran parte de dichas corrientes dañinas mientras que la otra se desvía hacia la carcasa metálica del dispositivo. La conexión a tierra es un componente muy importante en la generación de ruido, siendo sus principales fenómenos el bucle a tierra y la combinación de circuitos análogos - digitales.

Bucle de tierra: Cuando dos o más sistemas interconectados se conectan a tierra por más de un pozo, se producirá un problema de bucle de tierra. La ruta duplicada forma el equivalente de una antena de cuadro y recoge la corriente del campo magnético cambiante a su alrededor. La resistencia del cable transforma estas corrientes en fluctuaciones de voltaje. Como consecuencia de los voltajes inducidos por el bucle de tierra, la referencia de tierra en el sistema ya no es un potencial estable, por lo que las señales se basan en el ruido. El ruido se convierte en parte de la señal actual. Es decir, generará 50Hz o 60Hz de ruido (dependiendo de la frecuencia del voltaje de suministro). La forma más sencilla de comprobar la existencia de un bucle de tierra es conectar un altavoz a la salida, esto proporcionara un zumbido de 50 Hz o 60Hz como indicador del ruido generado por un bucle de tierra.

Solución: Todas las señales de tierra deben ir a un punto común y cuando no se pueden evitar dos puntos de conexión a tierra, un lado debe aislarse del otro. A su vez, la señal de tierra debe separarse de la conexión a tierra de seguridad.

Combinación de circuitos analógicos y digitales: Si hay una combinación de diferentes tipos de circuitos analógicos y digitales en un mismo sistema interconectado, como circuitos analógicos, Lógica Transistor-Transistor (TTL), Semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS), etc. Las conexiones a tierra analógicas deben estar separadas de las digitales. Y, a veces, si hay una gran concentración de TTL rápidos, y alguna lógica de CMOS se debe pensar en separar los suministros y, por supuesto, separar los retornos a tierra. La razón de esto último es que a pesar que ambos son circuitos digitales, los TTL por su propia naturaleza ponen grandes cantidades de ruido en su vía o carril de suministro eléctrico, y aunque los CMOS son robustos es simplemente una cuestión de intensidad lo que se necesita para corromperlos.

Solución: La conexión a tierra analógica debe separarse de los retornos de tierra digitales, principalmente los circuitos TTL.

Los circuitos eléctricos están conectados a tierra (suelo) por varias razones:

- Seguridad del personal y otros sistemas de voltaje peligroso.
- Limita la generación de electricidad estática durante la reparación y el mantenimiento de diferentes equipos.
- Es utilizada como ruta de retorno en caso de corrientes parasitas, corto circuito y sobre voltaje.
- Sirve de potencial de referencia para la medición.
- El "suelo o tierra" generalmente se idealiza como una fuente o sumidero infinito de carga, que puede absorber una cantidad ilimitada de corriente sin cambiar su potencial.

La conexión a tierra se puede mejorar siguiendo lo siguiente:

- Aumentando el área de superficie del electrodo en contacto con la tierra.
- Aumentando la profundidad a la que es conducido o enterrado (de 45 a 60cm).
- Conectando varias varillas de tierra.
- Incrementando la humedad del suelo.
- Mejorando el contenido mineral conductivo del suelo (agregar sal en el suelo).
- La señal de tierra debe conectarse al poso a tierra por el camino más corto posible.
- Para evitar bucles de tierra, todas las señales de tierra deben ir a un punto común y cuando no se pueden evitar dos puntos de conexión a tierra, un lado debe aislarse del otro. A su vez, la señal de tierra debe separarse de la conexión a tierra de seguridad.
- Debe realizarse correctamente la conexión del blindaje utilizando siempre un cable blindado adecuado.
- Los equipos con caja de metal tienen conectores de alimentación dotados de conexión a tierra. En este caso, la carcasa de metal debe estar conectada a la conexión a tierra de seguridad.

#### ❖ Desacoplamiento

El desacoplamiento consiste en ofrecer una ruta de alta impedancia a cualquier ruido entre etapas, mientras que ofrece una ruta de resistencia muy baja a la corriente continua, esto se conoce como desacoplamiento. Para esto se utilizan los condensadores de desacoplamiento, cuyos principales usos son:

- Suavizan los picos de voltaje.
- Acopla los dos circuitos y así se protege el circuito de carga del efecto de conmutación del circuito fuente o de alimentación.

- Se carga cuando el suministro está disponible y libera suficiente energía, lo suficientemente rápido, para que la corriente requerida por el chip no tenga que provenir de la fuente de alimentación principal en un pulso corto.

Efectos del desacoplamiento: El ruido generado en las líneas de suministro de energía proviene de los picos de corriente causados por la conmutación de la lógica o las solicitudes de corriente instantánea de los dispositivos en la línea. Cuando una carga se aplica repentinamente a una fuente de voltaje, el circuito a su vez intentara repentinamente aumentar su corriente, pero la inductancia en la línea de suministro de potencia actúa para oponerse a ese aumento, disminuyendo el voltaje que suministra la línea de alimentación, tanto el voltaje de la carga en cuestión, como el voltaje de cualquier otro subcircuito que comparta esa línea de suministro de energía. Felizmente este fenómeno es solo temporal ya que la inductancia finalmente pierde la batalla y el voltaje vuelve a la normalidad. Pero incluso una reducción temporal de la tensión puede perturbar otros subcircuitos y por tanto generar ruido, la cantidad del ruido generado será proporcional al tiempo que el voltaje permanezca mermado.

Solución: Para desacoplar otros subcircuitos del efecto de la demanda de corriente repentina, se puede colocar un condensador de desacoplamiento entre la línea de voltaje de suministro (CA) y su referencia (conexión a tierra) junto a la carga conmutada (CC). Así cuando suceda una demanda repentina, la corriente adicional requerida puede ser suministrada por el condensador de desacoplamiento.

#### ❖ Transformador de aislamiento

Son transformadores con devanados simétricos de relación 1:1 (es decir, con igual número de espiras en el primario y en el secundario) cuidadosamente aislados, de forma que el circuito secundario este completamente separado del circuito primario, y en consecuencia de la red



eléctrica. De esta manera, aunque exista un contacto a masa (objeto metálico) no hay retorno a través de la conexión a tierra. También llamado transformador de separación de circuitos se usa principalmente para:

- Desacoplar dos circuitos, ya que un transformador de aislamiento permite tomar una señal de CA o energía de un dispositivo y alimentar a otro sin conectar eléctricamente los dos circuitos.
- Bloquea la transmisión de señales de CC de un circuito a otro, pero permite que las señales de CA pasen.
- Bloquea la interferencia causada por los bucles de tierra.
- El transformador de aislamiento separa física y eléctricamente dos partes de un circuito, mientras permite que las dos partes interactúen (p. ej. binariamente).
- Mejora el voltaje de modo común (ruido en modo común acoplado) y el rechazo del ruido.
- Permite que las dos partes del circuito estén en diferentes niveles de voltaje, lo que significa que uno puede estar en un nivel seguro mientras que el otro lado está en niveles peligrosos de voltaje.
- Muchas aplicaciones industriales requieren aislamiento para proteger los componentes electrónicos de picos de voltaje transitorios y proporcionan un mayor rechazo de ruido en ambientes eléctricamente ruidosos que contienen maquinaria y cargas inductivas.

#### ❖ Blindaje

El blindaje electromagnético es el proceso de limitar la penetración de campos electromagnéticos en un espacio, bloqueándolos con una barrera hecha de material conductor. Por lo general se aplica a los recubrimientos, separando los dispositivos eléctricos del mundo exterior; y a los cables, separándolos del entorno por el que pasan o atraviesan.

Un blindaje electromagnético adecuado protege el circuito aislándolo del ruido exterior o de las señales no deseadas; y por el

contrario, contiene sus propias señales y protege el mundo exterior de su propia interferencia.

Un requisito importante para que un blindaje sea efectivo es que no debe haber corrientes que fluyan a través del mismo. Esto se logra mejor conectando la puesta a tierra a solo un punto en el blindaje, evitando así cualquier flujo de corriente.

Jaula de Faraday: Es un recinto conductor utilizado para bloquear campos electrostáticos. La cantidad de reducción depende mucho del material utilizado, grosor, tamaño del volumen protegido, frecuencia/longitud de los campos de interés y forma u orientación de las aperturas del blindaje a un campo electromagnético incidente. El blindaje de Faraday es ineficaz para variar el campo magnético por debajo de los 100 KHz.

Materiales utilizados: Los materiales típicos para el blindaje electromagnético incluyen madera, hoja metálica, espuma de metal y plasma (gas ionizado). Cualquier agujero en el blindaje o malla debe ser significativamente más pequeño que la longitud de onda de la radiación que se está manteniendo fuera, o no hará efectivamente su función de aproximar a una superficie conductora intacta. En el caso de artículos electrónicos alojados en cajas de plástico, se deben de cubrir el interior de la caja con una pintura metálica o un material similar. El blindaje de cables se realiza mediante la colocación de una malla de alambre alrededor del mismo.

Para el blindaje de alta permeabilidad magnética se usan aleaciones metálicas tales como Permalloy y Mu-metal, estos materiales no bloquean el campo magnético, como ocurre con el blindaje eléctrico, sino que dibujan el campo en sí mismos, proporcionando un camino para las líneas del campo magnético alrededor del volumen blindado. Siendo su principal inconveniente que, a muy bajas y altas intensidades de campo magnético, este material se satura.

Solución: Para lograr campos residuales bajos, los blindajes magnéticos a menudo consisten en varios recintos, uno dentro del otro, cada uno de los cuales reduce sucesivamente el campo dentro de él.

#### ❖ Cableado

El uso del cableado es específico para cada aplicación, siendo los principales el cable coaxial, el cable de par trenzado, el cable de cinta y el cable de fibra óptica.

- Cable coaxial

Si se utiliza un cable común para transportar corrientes de alta frecuencia, el cable actúa como una antena, y las corrientes de alta frecuencia se irradian del cable como ondas de radio, causando pérdidas de potencia. Para evitar esto, en el cable coaxial uno de los conductores se forma en un tubo y encierra al otro conductor. Esto limita las ondas de radio desde el conductor central al espacio dentro del tubo.

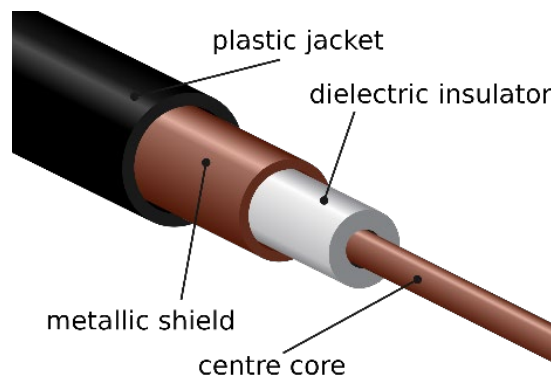
Para evitar que el conductor externo, o el blindaje, se irradian, se conecta a tierra eléctrica, manteniéndolo a un potencial constante.

Las opciones de diseño de cable coaxial afectan el tamaño físico, el rendimiento de frecuencia, la atenuación, las capacidades de manejo de potencia, la flexibilidad, la resistencia y el costo.

El término coaxial proviene del conductor interno y el blindaje externo que comparten el mismo eje geométrico. Los fabricantes especifican un radio mínimo de curvatura para evitar dobleces que podrían causar reflejos. En un cable coaxial ideal, el campo electromagnético que transporta la señal existe solo en el espacio entre los conductores interno y externo. Esto permite instalar cables coaxiales junto a objetos metálicos sin las pérdidas de energía que se producen en otras líneas de transmisión, y proporciona protección de la señal contra

interferencias electromagnéticas externas. Las dimensiones y espaciamiento de los conductores son uniformes. Cualquier cambio abrupto en el espaciado de los dos conductores a lo largo del cable tiende a reflejar la potencia de radiofrecuencia hacia la fuente, causando una condición llamada ondas estacionarias. Esto actúa como un cuello de botella, reduciendo la cantidad y la calidad de la potencia transmitida. Para mantener el escudo a una distancia uniforme del conductor central, el espacio entre los dos se llena con un plástico dieléctrico.

*Figura N° 04: Representación de un cable coaxial, de afuera hacia dentro: cubierta plástica, blindaje metálico, aislante dieléctrico y centro de cobre.*



Ventajas del cable coaxial:

- El blindaje de metal trenzado sobre el conductor de cobre único bloquea la interferencia.
- Admite longitudes más largas que el cable de par trenzado.
- La capa de plástico aislante sobre el conductor central evita la entrada de humedad.

Desventajas del cable coaxial:

- Debido a la protección metálica trenzada sobre el conductor de cobre central, es difícil de instalar.

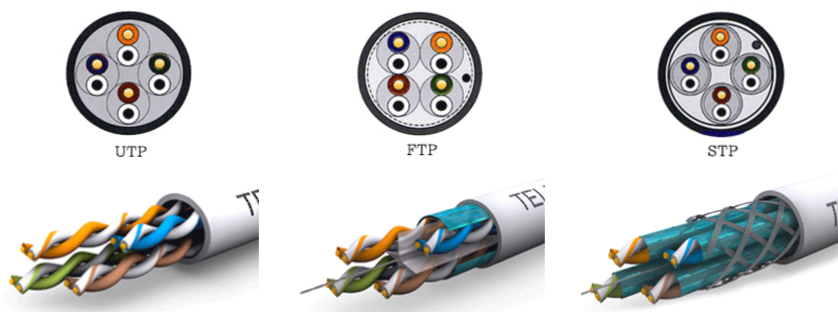
- Cable de par trenzado

El cableado de par trenzado es una forma de cableado en el que dos conductores (los conductores de avance y retorno de un circuito individual) se trenzan entre sí con el fin de cancelar la interferencia electromagnética (EMI) de fuentes externas.

Tipo de cable de par trenzado:

- UTP: Cable de par trenzado no apantallado, que se utiliza para teléfonos, televisores y redes debido a la gran flexibilidad y el ancho de banda mejorado para que coincida con la banda base del televisor del cable. Los cables UTP se conectan con el conector RJ (Jack registrado) -45.
- FTP / ScTP: Cable de par trenzado apantallado, solo posee blindaje externo.
- STP: Cable de par trenzado blindado, que se utiliza en entornos ruidosos donde las pantallas alrededor de cada uno de los pares de cables, más un blindaje general, protegen contra la interferencia electromagnética excesiva. Este blindaje se puede aplicar a pares individuales o a la colección de pares, cuando se aplica el blindaje a la colección de pares, se conoce como screening (Sc) o apantallado.

*Figura N° 05: Diferentes cables de par trenzado, de izquierda a derecha: cable trenzado no apantallado (UTP), cable de par trenzado apantallado (FTP) y cable de par trenzado blindado (STP).*



- Puntos a considerar

- La susceptibilidad del par trenzado a la interferencia electromagnética depende en gran medida de los esquemas de torsión de los pares (generalmente patentados por los fabricantes) que permanecen intactos durante la instalación. Esta relativa fragilidad de los cables de par trenzado hace que la instalación sea una parte importante para garantizar el rendimiento del cable.
- En las aplicaciones de video, el cableado de par trenzado puede presentar retrasos de señal conocidos como sesgo, lo que produce defectos de color sutiles y/o fantasmas.
- El sesgo se produce porque los pares trenzados dentro del mismo cable a menudo usan una cantidad diferente de giros por metro para evitar la diafonía en “modo-común” entre pares con números idénticos de giros.
- Para reducir la diafonía o la inducción electromagnética entre pares de cables, dos cables de cobre aislados se retuercen uno alrededor del otro. Cada señal en par trenzado requiere ambos cables.
- Un blindaje ideal sería un conductor perfecto sin agujeros, huecos o baches conectados a una puesta a tierra perfecta. Sin embargo, un blindaje de cobre sólido y liso sería pesado, inflexible y costoso. Los cables prácticos deben hacer concesiones entre la eficacia, la flexibilidad y el costo del blindaje, como la superficie corrugada, la malla flexible o los blindajes de aluminio.

Ventajas del cable de par trenzado no apantallado:

- Es un cable delgado y flexible que es fácil de colgar entre las paredes.
- Debido a que el UTP es pequeño, no llena rápidamente los conductos de cableado.
- Los UTP cuestan menos por metro/pie que cualquier otro tipo de cable LAN.

Desventajas del cable de par trenzado no apantallado:

- Puede verse afectado por la interferencia cuando se colocan varios cables en paralelo.
- Solución: El cable individual se puede retorcer con un conductor de cobre aislado.
- Los cables UTP son vulnerables a las frecuencias de radio y eléctricas.

Ventajas del cable de par trenzado blindado:

- Reduce la diafonía entre las señales.
- Buena protección contra la interferencia eléctrica.
- Debido a su diámetro reducido, se instala con frecuencia dos pares, el par extra permitirá agregar otra línea cuando sea necesario.
- Preferentemente usado en la instalación para conexión LAN ya que es más económico que el cable coaxial.

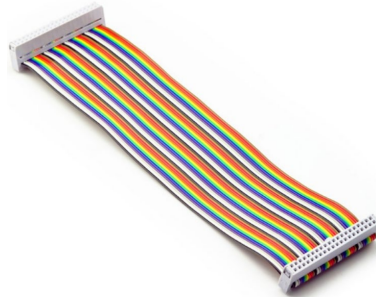
Desventajas del cable trenzado blindado:

- El cableado de par trenzado puede presentar retrasos de señalización conocidos como sesgo.
- El blindaje hace que el cable sea voluminoso, pesado y rígido.

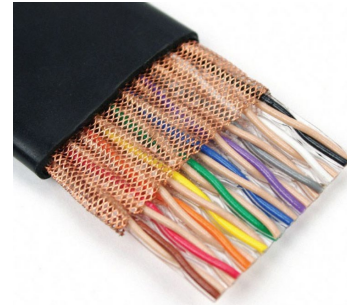
- Cable plano o cable de cinta

Un cable de cinta, también conocido como cable plano multihilo, cuenta con muchos alambres conductores dispuestos paralelamente cada uno junto a otro en el mismo plano lineal. El resultado es un cable ancho y plano. Su nombre proviene de la semejanza del cable con un trozo de cinta.

*Figura N° 06: Cable plano recto.*



*Figura N° 07: Cable plano recto trenzado.*



El cable plano se usa frecuentemente para los periféricos internos de las computadoras, como discos duros, unidades de discos ópticos y unidades de discos flexibles. En algunas computadoras antiguas (como la BBC Micro y la Apple II) se utilizaron también para conexiones externas. Existen principalmente dos tipos: el cable plano recto y el cable plano trenzado.

- Cable de fibra óptica

El cable de fibra óptica está hecho de un centro de vidrio con muchas capas protectoras y está diseñado para transmitir luz, no señal electrónica, por lo que anula la interferencia eléctrica. Puede transmitir señales con frecuencias más elevadas y a velocidades más rápidas que el cable coaxial y el cable de par trenzado, a menudo se usa para videoconferencias y utiliza el estándar “10Base-F” (El número 10 hace referencia a la velocidad de transmisión, la palabra “base” al método de transmisión (banda base), y la letra “F” al medio de transmisión de fibra óptica) como estándar para el cable de fibra óptica que lleva Ethernet. Las conexiones se realizan con un conector ST (AT&T), que es similar a un conector BNC (Bayonet Neill-Concelman) utilizado para cable coaxial. Hay varios grados de fibra, pero el láser de 50 micrones optimizado es el más utilizado en la actualidad.



## ❖ Conectores

- Conector ST (AT&T)

El conector fibra óptica ST (una marca registrada de AT&T) es probablemente el conector más popular para las redes multimodo. Tiene una montadura de bayoneta y una férula larga y cilíndrica de 2.5 mm usualmente de cerámica o polímero para sostener a la fibra.

*Figura N° 08: Conector ST – Fibra óptica.*



- Conector BNC (Bayonet Neill-Concelman)

Cada tipo de cable coaxial tiene una impedancia (resistencia) característica según sus dimensiones y construcción, que es la relación entre el voltaje y la corriente en el cable. Para evitar reflejos, el conector está diseñado para tener la misma impedancia que el cable adjunto.

Los conectores BNC, utilizados normalmente para el cable coaxial están fabricados con capacidad de impedancia de 50 y 75 ohmios, la impedancia de 50 ohmios se utiliza para frecuencias de hasta 4 GHz y la impedancia de 75 ohmios para hasta 2 GHz. Las mejores impedancias de cable coaxial en aplicaciones de alta potencia, alto voltaje y baja atenuación se determinaron experimentalmente en 1929 en Bell Laboratories obteniendo 30, 60 y 77  $\Omega$  respectivamente. La media aritmética entre 30 ohmios y 77 ohmios es 53.5, la media geométrica es 48 ohmios. Es así que se dio la selección de 50 ohmios como un arreglo o compromiso entre la capacidad de manejo de potencia y la atenuación.

*Figura N° 09: Conector BNC – Cable coaxial.*



- Conector de tipo LEMO

El conector de tipo LEMO recibe su nombre del fundador de la empresa suiza Léon Mouttet y es utilizado para el cable de par trenzado. Está disponible para configuración de un solo pin, dos o múltiples pines.

*Figura N° 10: Conector LEMO – Cable de par Trenzado.*



- Conector Tipo D

Este conector se utiliza para el cable de cinta o plano. Está disponible en configuraciones de 9 pines, 15 pines, 25 pines, etc.

*Figura N° 11: Conector Tipo D – Cable coaxial.*



## ❖ Interferencia electromagnética (EMI)

También llamada interferencia de radiofrecuencia (RFI), es la perturbación que afecta a un circuito eléctrico debido a la conducción o radiación electromagnética emitida desde una fuente externa. La perturbación puede interrumpir, obstruir, degradar o limitar el rendimiento efectivo del circuito.

Las fuentes principales de ruido en los sistemas integrados provienen de fuentes de alimentación conmutadas, corrientes o señales de modo común (ruido en modo común acoplado), conexiones a tierra ruidosas, señales de conmutación de alta frecuencia, osciladores, circuitos de bucle en fase cerrada, diafonía entre señales, fuentes de hardware como discos duros y el efecto de ionización en una línea de transmisión.

- Campos magnéticos de los transformadores

Los transformadores de red suelen generar un campo magnético de CA a su alrededor. Este campo magnético se puede acoplar a cables, componentes electrónicos o transformadores de señal y provocar zumbidos. El efecto del campo magnético de baja frecuencia se puede reducir encerrando o blindando el circuito con una caja de acero.

Si en algún momento el transformador de potencia permite la fuga de un gran campo magnético debido al uso de material de núcleo barato o un diseño inadecuado, este se puede reducir dejando espacios en blanco entre el equipo y el transformador con fugas. El efecto se puede verificar moviendo el objeto del transformador a una distancia diferente, la interferencia ira desvaneciéndose a medida que se incremente la distancia y viceversa.

- Campos magnéticos de paneles de distribución

Los paneles de distribución de alimentación principal contienen cables de alta corriente, relés y contactores, los cuales pueden causar campos magnéticos bastante fuertes alrededor de ellos. Por este motivo no es aconsejable colocar monitores de computadora o equipos de audio cerca de ellos, ubicarlos a pocos metros de distancia del panel de distribución de la red suele ser suficiente para detener cualquier interferencia electromagnética.

- Campos magnéticos de motores eléctricos

Los motores eléctricos, acondicionadores de aire, bombas de vacío, etc. generan fuertes campos magnéticos dentro de ellos, creando 50Hz o 60hz (dependiendo de la frecuencia de la CA) de ruido en el circuito electrónico. Dejar espacios en blanco entre estos y el equipo afectado puede reducir el efecto.

- Interferencia de radio

La interferencia de radio puede causar serios problemas de ruido al sistema de audio cuando no está blindado adecuadamente. Algunos transmisores de radio potentes y sistemas industriales que utilizan señales de radiofrecuencia a veces se pueden modular o fusionar con zumbidos de la frecuencia de la red (por ejemplo, debido a un suministro de alimentación deficiente). Si este tipo de señal de radiofrecuencia modulada ingresa a los equipos, puede causar un zumbido en la red a modo de interferencia muy difícil de eliminar.

- Problemas en la calidad de voltaje

Si la tensión de red eléctrica no es una buena onda sinusoidal tiende a contener armónicos que generalmente pueden ingresar más fácilmente al circuito que los 50 o 60Hz principales. Las fuentes típicas para este tipo de problemas de calidad de energía son las interferencias de alta frecuencia causadas por los atenuadores. Además, las fuentes de alimentación de computadoras e iluminación fluorescente pueden causar armónicos a la energía e interferencia a equipos sensibles. Por último hay que tener en consideración que algunos equipos UPS (Uninterruptible Power Supply) baratos emiten un voltaje principal de muy baja calidad que generará todo tipo de ruido.

Los problemas de calidad de la red generalmente se resuelven utilizando filtros de red eléctrica y transformadores de aislamiento. Los equipos UPS de alta calidad pueden mejorar los problemas de energía, este filtrará cualquier problema de la energía entrante y también nos brindará una protección útil contra breves interrupciones en la alimentación de la red eléctrica.

- Medios importantes para reducir la EMI en los circuitos integrados

El uso de capacitores de derivación o "desacoplamiento" en cada dispositivo activo (conectado a través de la fuente de alimentación, tan cerca del dispositivo como sea posible) aumenta el control del tiempo de las señales de alta velocidad utilizando resistencias en serie y filtrado de  $V_{CC}$  (Voltaje de entrada o positivo). El blindaje suele ser un último recurso después de que otras técnicas han fallado debido al gasto adicional que suponen las juntas de radiofrecuencia (RF) y similares.

A frecuencias más bajas, como 133 MHz, la EMI se produce casi exclusivamente a través de cables de I/O (Encendido y apagado); El ruido de RF llega a los planos de potencia y está acoplado a los controladores

de línea a través del  $V_{CC}$  y los pines de tierra. Luego, la RF se acopla al cable a través del controlador de línea eléctrica como ruido de modo común, ya que el ruido es de modo común el blindaje tiene muy poco efecto, incluso con pares diferenciales, muchas veces la energía de RF está acoplada capacitivamente desde el par de señal al blindaje y es así que el mismo blindaje genera más EMI. Una solución para esto es usar inductores de corriente compensados o Inductores de cancelación para reducir la señal y el ruido de modo común.

Las cargas inductivas de conmutación, como los motores eléctricos, a menudo causan interferencia, pero se suprime fácilmente mediante la conexión de una red de amortiguadores compuesto por una resistencia en serie y un condensador a través del interruptor. Los valores exactos se pueden optimizar para cada caso, pero 100 ohmios en serie con 100 nanofaradios suelen ser satisfactorios. [5]

#### 1.6.2. Artefactos en tomografía computarizada

Un artefacto en tomografía se define como una distorsión, adición o error en una imagen que no tiene correlación en el sujeto o región anatómica estudiada. Como término, deriva de las palabras latinas artis (artificial) y actum (efecto), y refiere a un efecto artificial que altera la calidad y fidelidad de una imagen, pudiendo encubrir una patología o crear falsos hallazgos. Los principales artefactos en tomografía computarizada son:

- Movimientos del paciente.
- Presencia de cuerpos extraños/material médico.
- Errores en las medidas de atenuación de los rayos X.
- Endurecimiento del haz de rayos X cuando estos traspasan al paciente.
- Efecto de volumen parcial Ruido (quantum motile).
- Mal funcionamiento de los detectores como consecuencia de errores de calibración o balanceo, efectos geométricos.
- Errores de espiral o "de remolino".

– Factores ambientales.

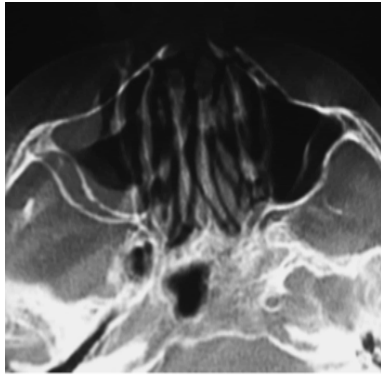
Son numerosas las distorsiones en tomografía computarizada (TC), puesto que mencionar su totalidad no forma parte de los objetivos del estudio, se describe las más comunes en este método. Los artefactos ocurren como resultado de la interacción entre el paciente y el tomógrafo o del tomógrafo con alguno de sus componentes internos. Se dividen según su origen, aunque, sea cual sea su naturaleza, normalmente se observan como rayas, anillos, bandas o ruido moteado. En caso que se tenga duda si se trata o no de un artefacto es recomendable repetir el estudio o el corte donde se presentó. [6]

#### 1.6.2.1. Artefactos por movimiento

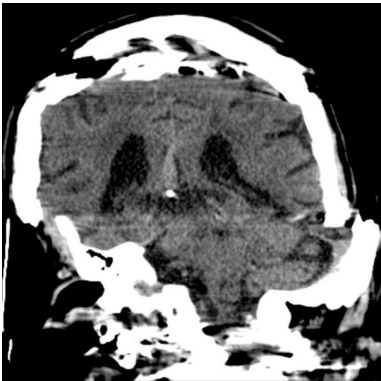
Se producen por movimientos del paciente (respiración, latidos cardíacos, temblores, excitación, nerviosismo, deglución, peristaltismo, etc.) y suelen aparecer en los escaneos donde es necesario mantener la respiración, especialmente en los estudios de tórax.

Se aprecian como bandas blancas y negras intercaladas, manchas o lunares negros, pérdida de la resolución, desdoblamiento de los contornos de las diferentes estructuras o distorsión de la anatomía.

Solución: Tranquilizando al paciente y explicándole detalladamente la modalidad y duración del procedimiento, así como las acciones a realizar en caso de una mala técnica por movimiento. En casos de excitación, inestabilidad emocional o en la población pediátrica, también se pueden emplear mecanismos de inmovilización, contención o sedación. Podemos aumentar la comodidad o utilizar métodos de barrido rápido facilitados por la tomografía computarizada multicorte, reduciendo así la etapa de adquisición y disminuyendo el tiempo de apnea. Los movimientos rítmicos involuntarios (espasmos, tics, etc.) pueden ser atenuados si se emplea la sincronización cardíaca o respiratoria.



*Figura N° 12: Artefacto por movimiento leve en TC de macizo craneofacial: En ventana ósea, corte axial, se observa una distorsión de la anatomía normal que genera la apariencia de fantasmas o imágenes que se reiteran en forma difuminada.*



*Figura N° 13: Artefacto por movimiento brusco en TC de encéfalo: En ventana parénquimal, corte coronal, se observa una deformación y falta de correlación de la anatomía normal que genera la apariencia escalonada con difamación. Corresponde a un artefacto por movimiento brusco del paciente.*

#### 1.6.2.2. Penumbra geométrica, geometría de los rayos X por descuido o falta de linealidad

Una inadecuada alineación de los rayos X del tubo con los detectores puede generar una imagen borrosa con resolución espacial limitada. Se manifiesta como una penumbra relacionada con la medida del foco, ya que, a menor tamaño, se obtiene menor penumbra geométrica.

Solución: Un correcto y periódico mantenimiento junto a una adecuada calibración del tomógrafo o una colimación secundaria eficaz reducen el efecto.

#### 1.6.2.3. Cuerpos extraños e implementos médicos de alta densidad

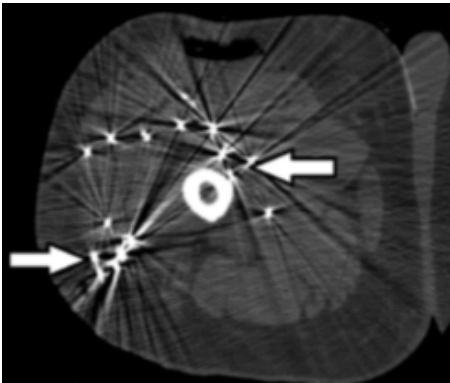
Se originan por elementos o instrumentos quirúrgicos compuestos por algún metal, como prótesis dentales, material de osteosíntesis, piercings, joyas, aparatos de vigilancia, cables, utensilios médicos, semillas de radioterapia, contrastes orales o endovenosos, y accesorios de ropa (botones, cierres, etc.).



Aunque en menor medida, también puede generarse por la presencia de gases (p. ej. a nivel de la cámara gástrica).

Este artefacto se reconoce porque el elemento de alta densidad genera un halo de falsa absorción en una o varias direcciones, como consecuencia de la variación abrupta de densidad. Aparece como bandas o "rayos de sol", forzando a los detectores a operar en una región de respuesta no lineal, o como líneas de transición hipo e hiperdensas centradas en las imágenes metálicas presentes en el corte estudiado.

Solución: Para reducir la distorsión, se puede ubicar al material hiperdenso lo más cerca posible del centro del campo de medición y aumentar la angulación del gantry y el número de proyecciones, de forma de excluir el elemento metálico o minimizar los efectos del artefacto. También es muy útil realizar reconstrucciones algorítmicas o iterativas con supresión metálica.



*Figura N° 14: Artefacto en "rayos de sol" en TC de muslo derecho: Corte axial, paciente con un disparo en el muslo por accidente de caza. Se aprecian múltiples perdigones, degradando la calidad de la imagen (flechas).*

#### 1.6.2.4. Endurecimiento del haz de rayos

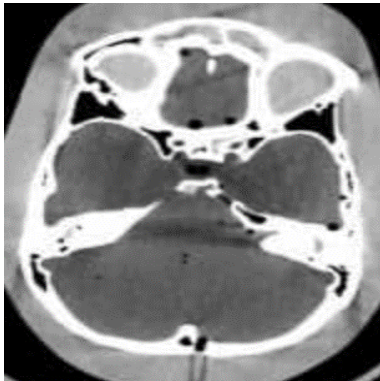
Se genera por la absorción preferencial de los fotones de baja energía del rayo en los tejidos. Este efecto es más pronunciado en áreas de gran atenuación (como el hueso) y sucede cuando, al atravesar el haz de rayos, las estructuras encuentran transiciones muy marcadas de espesor y densidad.

En este caso, se aprecian líneas o bandas espiculadas e intercaladas, claras y oscuras, como una sombra debajo de las costillas o como un aumento

de sombras espiculadas en el mediastino, la cintura escapular o en base del cráneo.

En los equipos actuales este error ha desaparecido casi por completo mediante el empleo de filtros metálicos en la salida del haz de rayos o la corrección matemática de la curva de atenuación real con la ideal de un sistema monocromático.

Solución: Incrementar el kilovoltaje (kV) en las zonas densas, aumentando la dosis de radiación recibida por el paciente. Para esto, se emplean opciones informáticas que modulan la cantidad de radiación en función de la forma y espesor del paciente. Existen reportes donde mencionan que el gadolinio reduce el endurecimiento de haz debido a una posible homogenización de la densidad en los tejidos.

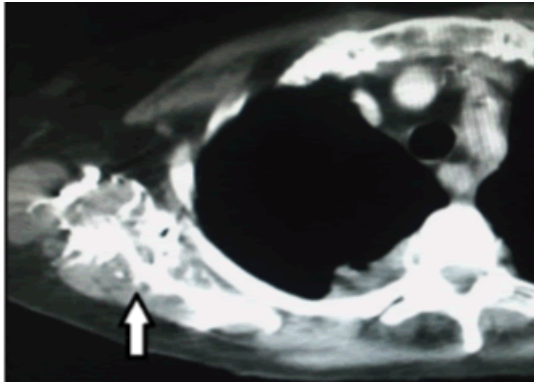


*Figura N° 15: Artefacto por endurecimiento del haz en TC de cerebro: Corte axial, se aprecian como hipodensidades que parten desde estructuras óseas densas como peñascos temporales y cuerpo de esfenoides..*

#### 1.6.2.5. Artefacto por entrada de flujo

Se produce a nivel de las venas axilar o subclavia en las TC de tórax con contraste intravascular, como consecuencia del corto intervalo entre la administración del contraste endovenoso y el comienzo de la adquisición de los datos, ocultando la anatomía bajo una imagen hiperdensa.

Solución: La distorsión de la imagen, con aumento de la densidad, impide la correcta valoración de la anatomía axilar, por lo que, para que el artefacto desaparezca, hay que retrasar unos segundos el inicio del escaneo.



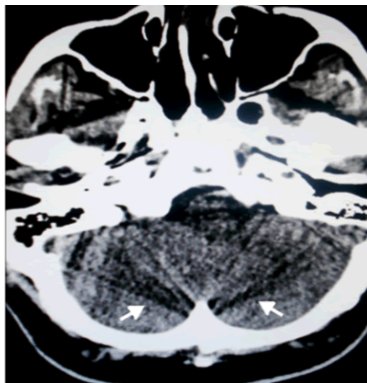
*Figura N° 16: Artefacto por entrada de flujo en TC de tórax con contraste endovenoso: Corte axial, en ventana mediastinal se observa un artefacto generado por el contraste en la región axilar derecha, como consecuencia de un escaneo precoz (flecha).*

#### 1.6.2.6. Volumen parcial promedio

Cuando los tejidos de diferente absorción ocupan el mismo vóxel principalmente anisotropico, la intensidad del píxel corresponde al promedio de las densidades de las estructuras del vóxel. Este error se produce cuando el haz de rayos atraviesa estructuras heterogéneas y de alta densidad, dispuestas de forma paralela al eje de giro del sistema.

Suele presentarse en la base del cráneo a nivel de los peñascos y en la protuberancia occipital interna.

Solución: Para minimizar este defecto, se utilizan cortes de espesor fino y se elige una sección de corte ubicada en el centro del objeto a evaluar. Adicionalmente el uso de un tomógrafo multicorte con detectores isotrópicos de alrededor 0.625mm en los ejes X & Z, elimina el artefacto de volumen parcial.



*Figura N° 17: Artefacto de volumen parcial promedio en TC de cerebro: Corte axial, se aprecian bandas lineales hipo e hiperdensas, originadas en los peñascos temporales y la protuberancia occipital interna (flechas).*

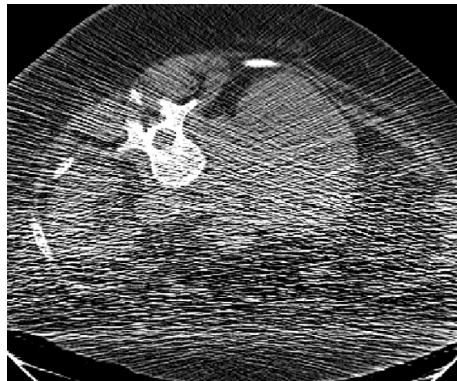
#### 1.6.2.7. Ruido

El ruido exacerbado se muestra como una falla del cálculo estadístico que genera rayas y líneas espiculadas dispuestas al azar, preferentemente en la dirección de mayor atenuación. Al aumentar el ruido, los objetos con alta densidad (como el hueso) se manifiestan con bajo contraste, mientras que los tejidos blandos tienen una pobre visualización, perdiendo en gran medida la homogeneidad entre píxeles aledaños.

Solución: El ruido disminuye aumentando el miliamperaje, combinando la información de distintos escaneos (como el contraste de fases) o utilizando una reconstrucción iterativa con modelos de reducción de ruido.



*Figura N° 18: Artefacto de ruido leve en TC de abdomen: Corte axial, se observa una disminución de contraste y detalle con el consecuente deterioro en la calidad de imagen.*



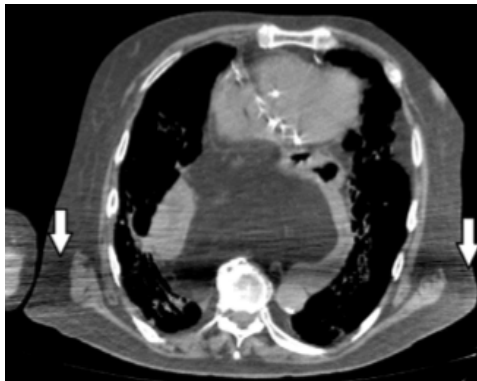
*Figura N° 19: Patrón de ruido de Poisson en TC de abdomen: Corte axial, se observa un deterioro notable de la imagen con aparición de líneas blancas espiculadas de manera aleatoria.*

#### 1.6.2.8. Proyección incompleta

Aparece cuando una parte del paciente se encuentra fuera del área de interés, pero igualmente es escaneada. La computadora, al no tener suficientes

datos para reconstruir esa región, genera artefactos o bandas espiculadas. Sucede, por ejemplo, cuando se estudia el tórax o abdomen superior y el paciente no puede elevar los brazos. También puede constatarse cuando el haz de rayos atraviesa un objeto metálico.

Solución: Se atenúa evitando que otras partes del organismo se interpongan entre el gantry y el área de estudio, o bien realizando reformateos informáticos que supriman la región no deseada o la estructura metálica.



*Figura N° 20: Artefacto de proyección incompleta en TC de tórax: Corte axial, en ventana mediastino, se objetivan bandas hipo e hiperdensas consecutivas y horizontales, que impiden una correcta valoración del hemitórax posterior (flechas). Este artefacto se produjo porque el paciente no pudo elevar los brazos.*

#### 1.6.2.9. Efecto del haz cónico

Con el incremento de los números de cortes por rotación se requiere una mayor colimación, y el haz de rayos pasa de una configuración cónica a una en abanico (se expande), produciendo un artefacto similar al volumen parcial.

Se origina en los equipos multicorte debido a la elevada conicidad del haz de rayos (multilíneas) y a la utilización de un paso de hélice elevado. A mayor número de detectores, mayor será el artefacto.

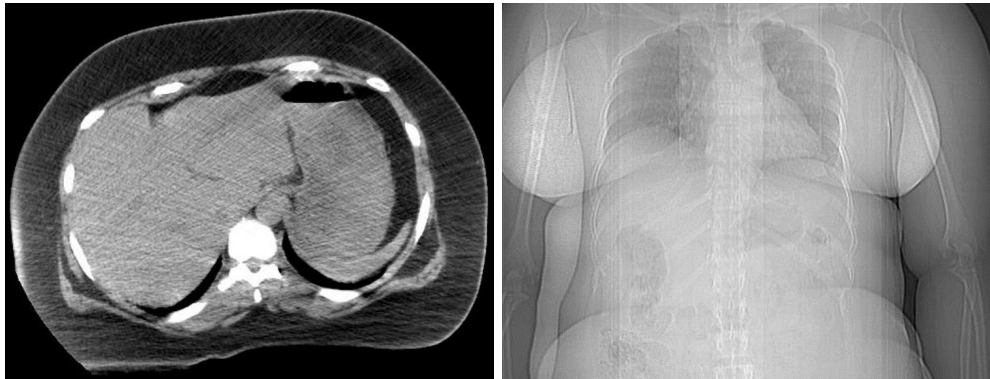
Solución: Aunque se ha implementado algoritmos y mecanismos de corrección automática para el efecto del haz cónico en los tomógrafos multicorte de nueva generación, nosotros adicionalmente podemos minimizar dicho artefacto reduciendo la amplitud de adquisición en el eje Z.

#### 1.6.2.10. Artefacto de desborde de campo o salida de campo

Estos artefactos se visualizan cuando la región a estudiar o el cuerpo del paciente salen o exceden el campo de medida, observándose zonas o áreas hiperdensas en el borde o límite de la imagen.

Solución: Se evitan adaptando el campo de medida al volumen corporal del paciente. En casos de obesidad puede ser difícil, pero en los nuevos equipos multicorte existen soluciones informáticas (algoritmos de reconstrucción) para solucionarlo.

*Figura N° 21: Artefacto de salida o desborde de campo en TC de abdomen: Corte axial, se evidencia una zona hiperdensa en el borde lateral derecho, visualizando el scout antero-posterior.*



#### 1.6.2.11. Artefacto de anillos por alteración de los detectores o error de estabilidad

Ocurren por una alteración en la calibración y balance de los detectores. Si estos no se encuentran intercalibrados o alineados, la proyección individual de cada anillo de datos es diferente, causando múltiples anillos concéntricos de intensidad variable ("rueda de carro"). También aparecen cuando el haz de rayos no está centrado sobre los detectores.

Solución: El mantenimiento y la calibración periódicos del equipo de TC evitan su aparición.

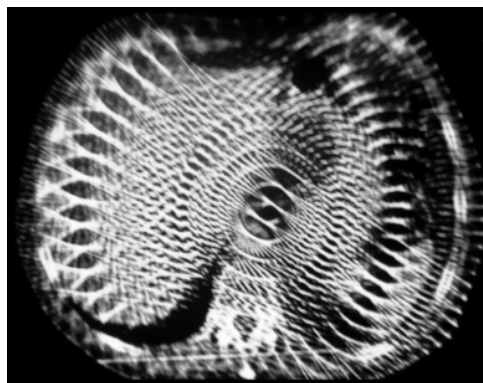


*Figura N° 22: Artefacto de anillos en TC de cerebro: Corte axial, se evidencian múltiples anillos concéntricos que aparentan el patrón impreso en el caucho de una "rueda de carro" (flechas).*

#### 1.6.2.12. Artefacto en molino de viento o hélice

En los tomógrafos helicoidales la mesa de examen avanza continuamente, mientras el tubo de rayos rota alrededor del paciente. La fila de detectores pasa por el plano de interés, y la reconstrucción oscila entre las medidas de un solo detector y la interpolación de dos o más detectores. Si existe una gran diferencia de contraste entre estos, se crea una imagen distorsionada con forma de anillos concéntricos y espiculados, hipo e hiperdensos. Estos son más evidentes en los cortes finos. En tomógrafos multicorte modernos donde la velocidad de giro del gantry llega hasta 0.4 -0.5 segundos por vuelta, aparece una forma atenuada de este artefacto.

Solución: Se reduce disminuyendo el paso de la hélice, empleando algoritmos informáticos seleccionables por el usuario, tratando a la adquisición como volumen en vez de cortes o reduciendo la velocidad de giro.



*Figura N° 23: Artefacto de molino de viento o hélice en TC de abdomen: Corte axial, la presencia del artefacto en "remolino" impide la normal visualización del abdomen.*

### 1.6.2.13. Factores ambientales

La humedad o temperatura ambiente, así como el exceso de partículas de polvo dentro del ordenador, causan errores en el algoritmo de reconstrucción.

Solución: Para evitar presencia de estas distorsiones se recomienda la colocación de un equipo de aire acondicionado junto con la higiene de la sala del tomógrafo y la consola.

### 1.6.3. Escala Hounsfield

El resultado final de la reconstrucción por la computadora, es una matriz de números, que no es conveniente para su visualización en pantalla, por lo que un procesador se encarga de asignar a cada número o rango de números, un tono de gris adecuado. Los valores numéricos de la imagen por tomografía computarizada están relacionados con los coeficientes de atenuación, debido a que la disminución en intensidad que sufre el haz de rayos X al atravesar un objeto depende en gran medida de los coeficientes de atenuación lineales propios de los elementos que lo componen. La fórmula que relaciona los números TC con los coeficientes de atenuación es:

$$TC = \frac{(\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}) \cdot E}{K}$$

Donde E representa la energía efectiva del haz de rayos X,  $\mu_{\text{material}}$  y  $\mu_{\text{agua}}$  son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua respectivamente y K es una constante que depende del diseño del equipo. Universalmente se ha adoptado la escala Hounsfield (Tabla 01), que asigna el valor cero al agua y el valor -1000 al aire.

Una gran ventaja que ofrece la TC para la visualización de la imagen en pantalla, es la posibilidad de seleccionar un pequeño rango de números TC, para ser representados en toda la escala de grises. Esta función, llamada ventana, permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen una pequeña diferencia de números CT, ya que, al asignar toda la escala de grises a un estrecho rango de números, se logra un gran contraste entre ellos. [6]



Tabla N° 01. Escala de unidades Hounsfield o números TC.

MATERIAL O SUSTANCIA	NUMERO TC
Hueso Compacto.	+1000
	+800
	+600
Hueso esponjoso.	+400
	+200
Sangre coagulada.	+65
Hígado.	+40 a 60
Materia Blanca.	+43
Riñones.	+30
Materia Gris.	+27
Sangre.	+12
Agua.	0
Tejido adiposo.	-100
	-200
	-400
Pulmones.	-600
	-800
Aire.	-1000

#### 1.6.4. Área de interés (ROI)

Un ROI (Region Of Interest) designa un sub-volumen del volumen de datos sobre el que serán calculadas ciertas estadísticas. Entre ellas la cantidad de pixeles, el área, el perímetro, el promedio en Unidades Hounsfield (HU) y su desviación estándar (DS). El cálculo se realiza por el software, por consiguiente, carece de error humano. En el presente estudio la medida de mayor importancia es la DS, indicador cuantitativo directamente proporcional al nivel de ruido.

## 1.7. Hipótesis

### 1.7.1. Hipótesis Principal

- Existe una mayor calidad en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima. 2018.

### 1.7.2. Hipótesis Secundarias

- La reconstrucción iterativa estadística total posee un menor nivel de ruido cuantitativo con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.
- La reconstrucción iterativa estadística total posee un menor nivel de ruido cualitativo con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.
- La reconstrucción iterativa estadística total posee una menor presencia de artefactos con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.

### 1.7.3. Hipótesis Estadísticas

- Hipótesis Nula -  $H_0$  = No existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de valoraciones de la reconstrucción iterativa estadística y la media de valoraciones de la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima. 2018.
- Hipótesis de trabajo -  $H_1$  = Existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de valoraciones de la reconstrucción iterativa estadística y la media de valoraciones de la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en paciente de la Clínica Sanna San Borja - Lima. 2018.

## **CAPÍTULO II**

### **MARCO METODOLÓGICO**

#### **2.1. Nivel, Tipo y Diseño de la investigación**

##### 2.1.1. Nivel de la investigación

El presente estudio es de nivel relacional y analítico, bivariado, cuantitativo y busca alcanzar la validez externa.

##### 2.1.2. Tipo de la investigación

El presente estudio es de tipo experimental, debido a la intervención del investigador programando la reconstrucción iterativa estadística total.

##### 2.1.3. Diseño de la investigación

El presente estudio posee un diseño transversal y prospectivo, realizándose una sola tomografía a cada individuo, utilizando datos primarios.

## 2.2. Población, Muestra y Muestreo

### 2.2.1. Población

Para elaborar el marco muestral o población, se consideró a todos los pacientes que se realizaron un estudio tomográfico de cerebro o cráneo durante el periodo de julio a diciembre de 2017 en edades de 10 a 90 años cronológicos y excluyendo a los pacientes con presencia de alguna patología ósea idiopática, derrames cerebrales extensos, con implantes metálicos en bóveda craneal, pacientes mal centrados donde la desviación del eje sagital se incline más de 60 grados hacia cualquiera de los laterales y estudios donde se presente ruido generado o de origen humano. A esta población la llamaremos "N", estando conformada por 180 estudios tomográficos.

### 2.2.2. Muestra

Se calculó con la fórmula para poblaciones finitas:

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{e^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

Dónde: n=Tamaño de muestra buscado N=Tamaño de la población (180)  
Z=Parámetro estadístico que depende del nivel de confianza (90%= 1.645)  
e=Error de estimación máximo aceptado (6%) p=Probabilidad de que ocurra el evento estudiado – variabilidad positiva (50%) q= (p-1) Probabilidad de que no ocurra el evento estudiado - variabilidad negativa (50%).

Aplicada la formula obtenemos:

$$n = (180 * (1.645^2) * 0.5 * 0.5) / ((0.06^2) * (180 - 1) + (1.645^2) * 0.5 * 0.5) \equiv n = 92.187$$

Aproximando al número entero múltiplo de 180 más cercano obtenemos una muestra de 90 pacientes que se realizó un estudio tomográfico de cerebro o cráneo durante el periodo de julio a diciembre de 2017.

### 2.2.3. Muestreo

Se realizó un muestreo probabilístico sistemático; para la obtención del intervalo o coeficiente de elevación “K”, dividimos el marco muestral “N” en “n” fragmentos, sabiendo que “n” es el tamaño de la muestra deseada:  $K=N/n \equiv K=180/90 \equiv K=2$ . Como número de inicio “A” seleccione aleatoriamente el segundo paciente dentro del primer fragmento para así iniciar la selección de los pacientes restantes  $(n-1)K$ . La fórmula de la sucesión es la siguiente:

$A, A + K, A + 2K, A + 3K, \dots, A + (n-1)K \equiv 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, \dots, 180$

## 2.3. Técnicas e instrumentos de recojo de datos

### 2.3.1. Técnicas

Se utilizará como técnica la observación, el fichaje y el análisis de datos. La observación será de laboratorio (Workstation), directa, no participante, estructurada y de equipo.

### 2.3.2. Instrumentos

#### 2.3.2.1. Software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

##### A. Descripción del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

RadiAnt DICOM Viewer es un visor DICOM-PACS de imágenes médicas con una interfaz intuitiva y un rendimiento muy versátil, capaz de funcionar en procesadores multinúcleo, soporta grandes cantidades de

memoria RAM y permite la aceleración 3D por tarjeta gráfica (GPU). Posee un visor de CD/DVD, herramientas de manipulación y medidas de imagen, compatibilidad con nodos de PACS, compatibilidad con múltiples modalidades de imágenes DICOM, posibilidad de ventana múltiple para comparación de estudios, reconstrucciones mutiplanares (MPR 3D), renderizado de volumen 3D, fusión de imágenes PET-CT, análisis de curvas intensidad-tiempo y soporte tanto multitouch como multilinguaje.

Todos las utilidades y funciones del software se sitúan en una barra horizontal en la parte superior, el o los estudios se cargan en la zona izquierda, mostrando así las imágenes en el resto de la pantalla. Las reconstrucciones MPR o volumétricas 3D dan lugar a una ventana emergente y requieren de aceleración grafica para funcionar fluidamente. Se puede asignar los comandos al botón derecho, izquierdo o la rueda del ratón, estos a su vez tienen atajos de acceso rápido en el teclado.

#### B. Matriz del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

Nro.	Ítem	Parámetros o categoría	Escala
01	ROI Cuerpo de esfenoides.	Numérica Continua / Desviación estándar.	0 a 200 UH (Unidades Hounsfield).
02	ROI Hueso temporal derecho.		
02	ROI Hueso temporal izquierdo.		
04	ROI Hueso diploide occipital.		

#### C. Validez y confiabilidad del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

El software RadiAnt DICOM Viewer ha sido utilizado en más de 190 países alrededor del mundo, teniendo el respaldo de la empresa Medixant. Siendo validado tanto por residentes, médicos radiólogos y especialistas en TC como Joason Hodge (Toshiba Australia). Obteniendo muy buenas calificaciones en las páginas medicas de Softpedia y iDolmaging.

#### D. Aplicación del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

Los estudios fueron cargados al software mediante la opción “Revisar carpeta para buscar archivos DICOM” luego se dividió la pantalla en 2 ventanas verticales para colocar en la izquierda la reconstrucción mixta bajo el nombre de “VOLUMEN OSEO” y en la derecha la reconstrucción iterativa estadística total bajo el nombre de “ASIR 100%”, utilizando la opción “Navegar en la serie” se desplazó entre los cortes axiales hasta llegar a base de cráneo, donde accediendo a la opción “Herramientas y medidas” y seleccionando “Elipse” se colocó 4 regiones de interés (ROI’s) localizados en cuerpo de esfenoides, hueso temporal derecho, hueso temporal izquierdo y hueso diploide occipital, con el fin de asegurar la repetitividad durante todas las mediciones se mantuvo presionado el botón “Ctrl” para asegurar que cada ROI contenga 4 pixeles, por último se duplicaron las medidas hacia la reconstrucción adyacente utilizando la combinación de teclas “Ctrl+Shift+D”.

#### E. Modelo del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

Su modelo se adjunta en el Anexo N° 3.

#### 2.3.2.2. Escala visual para ruido cualitativo y artefactos

##### A. Descripción de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

Compuesta por cuatro zonas de interés representadas por base de cráneo, hueso diploide, celdillas mastoideas y huesecillos auditivos, dispone de un quinto ítem para brindar una evaluación general de toda la reconstrucción, estas zonas de interés serán calificadas según una escala cualitativa del uno al cinco donde: 1, Excelente; 2, Bueno; 3, Aceptable; 4, Deficiente; y 5, No diagnóstico.

El sexto ítem corresponde únicamente a la presencia de artefactos, donde se calificada según una escala cualitativa del uno al cuatro, donde: 1, Sin artefactos, 2, Artefactos menores; 3, Gran cantidad de artefactos; y 4, Los artefactos hacen la interpretación imposible.

#### B. Matriz de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

Nro.	Ítem	Parámetros o categoría	Escala
01	Base de cráneo.	Numérica Discreta / De razón.	Ruido de la imagen cualitativo en zonas de interés. 1.Excelente. 2.Bueno. 3.Aceptable. 4.Deficiente. 5.No diagnóstico.
02	Hueso diploide.		
03	Celdillas mastoideas.		
04	Huesecillos auditivos.		
05	Bóveda craneal.		
06	Presencia de artefactos.		1.Sin artefactos. 2.Artefactos menores. 3.Gran cantidad de artefactos. 4.Los artefactos hacen la interpretación imposible.

#### C. Validez y confiabilidad de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

Elaborada a partir de una escala visual utilizada en antecedentes investigativos a nivel internacional citados en el presente estudio, valorando zonas de la bóveda craneal donde las estructuras óseas tienden a demostrar ruido subjetivo al ojo humano, para ponderar cualitativamente cuenta con un ítem de valoración global y otro que indicara la presencia de artefactos. Se



aplicará con los 90 estudios, cada uno de ellos contará con una reconstrucción iterativa estadística total y una reconstrucción mixta.

#### D. Aplicación de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

Para cada estudio tomográfico, se inició abriendo el volumen total de ambas reconstrucciones en una Workstation, se valoró los cortes axiales de manera sistemática partiendo de base de cráneo hacia las áreas óseas a evaluar y finalizando en Vertex (Parte más alta de bóveda craneal), en el instrumento se colocó un puntaje del 1 al 5 a la derecha de cada ítem para ruido cualitativo y un puntaje del 1 al 4 para el sexto ítem correspondiente a la presencia de artefactos.

#### E. Modelo de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

Su modelo se adjunta en el Anexo N° 3.

## **2.4. Técnicas de Procesamiento y análisis de datos**

### 2.4.1. Matriz de base de datos

#### 2.4.1.1. Matriz de base de datos del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

Se recolectaron los datos mediante tomas de pantalla nombrándolas del 01 al 90, los datos se tabularon para crear una matriz de base de datos que consiste de una hoja de Microsoft Excel 2016, detallándose en una tabla cada sub indicador de la reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía y los resultados de cada ítem por cada indicador. El modelo y contenido se adjunta en el Anexo N° 4.

#### 2.4.1.2. Matriz de base de datos de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

La recolección de datos del instrumento se realizó mediante hojas impresas, los datos se tabularon para crear una matriz de base de datos que consiste de una hoja de Microsoft Excel 2016, detallándose en una tabla cada sub indicador de la reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía y los resultados de cada ítem por cada indicador. El modelo y contenido se adjunta en el Anexo N° 4.

#### 2.4.2. Sistematización de computo

Para el procesamiento de la información en el presente estudio se utilizó la siguiente sistematización:

- Como procesador de texto principal y en la elaboración de tablas sencillas se utilizó el programa informático Microsoft Word 2016.
- La representación de datos a través de tablas estadísticas y gráficos, así como el tabulado y la elaboración de la matriz de datos se realizó mediante el programa informático Microsoft Excel 2016.
- El estudio estadístico se ejecutó mediante el programa informático IBM SPSS STATISTICS en su versión 25.

#### 2.4.3. Pruebas estadísticas

La estadística realizada fue fundamentalmente de tipo inferencial y descriptiva.

##### 2.4.3.1. Nivel de significación alfa

Para iniciar las pruebas estadísticas se eligió arbitrariamente un nivel de significación alfa de 5%. Es decir,  $\alpha = 0.05$ .

##### 2.4.3.2. Elección de las pruebas estadísticas

- A. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para normalidad: Prueba estadística descriptiva para corroborar la distribución normal en las variables dentro de una muestra mayor a 30 individuos.
- B. Prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes: Prueba estadística no paramétrica para comparar el rango medio de dos muestras independientes y determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre ellas.
- C. Nivel de significación exacta: Método estadístico iterativo para calcular con exactitud la probabilidad del resultado observado.

### 2.4.3.3. Pruebas de normalidad

Se calculó la normalidad utilizando la prueba de Kolmogorov-Smirnov para muestras mayores a 30 individuos. Para la lectura del nivel de significancia, p-valor ( $p_v$ ) se consideró el siguiente criterio:

$p_v \geq \alpha$  = Los datos provienen de una distribución normal.

$p_v < \alpha$  = Los datos NO provienen de una distribución normal.

Tabla N° 02: Prueba de normalidad según la prueba de Levene Kolmogorov-Smirnov para normalidad en las variables reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta con relación al valor alfa.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para normalidad			Relación de Igualdad	Valor Alfa
	Recon. <sup>a</sup> IET	Recon. Mixta		
$p_v$ ROI Cuerpo de Esfenoides.	<b>0.186</b>	<b>0.060</b>	>	$\alpha = 0.05$
$p_v$ ROI Temporal Derecho.	0.009	0.049	<	
$p_v$ ROI Temporal Izquierdo.	0.049	0.013	<	
$p_v$ ROI Diploide Occipital.	0.000	0.000	<	
$p_v$ Ruido Cuantitativo Promedio.	<b>0.200</b>	<b>0.200</b>	>	
$p_v$ Base de Cráneo.	0.000	0.00	<	
$p_v$ Hueso Diploide.	0.000	0.00	<	
$p_v$ Celdillas Mastoideas.	0.000	0.00	<	
$p_v$ Huesecillo Auditivos.	0.000	0.00	<	
$p_v$ Bóveda Craneal.	0.000	0.00	<	
$p_v$ Presencia de Artefactos.	0.00	0.00	<	

Fuente: Elaboración Propia.

<sup>a</sup> Reconstrucción.

La tabla N° 02 muestra que en ambas variables el nivel de significancia de la prueba Kolmogorov-Smirnov, el p-valor de los datos ROI Cuerpo de Esfenoides y Ruido Cuantitativo Promedio presentan valores mayores que 0.05, por consiguiente, provienen de una distribución normal.

Los datos de ROI Temporal Derecho, ROI Temporal Izquierdo, ROI Diploide Occipital, Base de Cráneo, Hueso Diploide, Celdillas Mastoideas, Huesecillo Auditivos, Bóveda Craneal y Presencia de Artefactos presentan valores menores que 0.05, en consecuencia, no provienen de una distribución normal.

#### 2.4.3.4. Decisión estadística

##### A. Prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes

Para determinar el nivel de significancia estadística se aplicó la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes. Para la lectura de p-valor ( $p_v$ ) se consideró el siguiente criterio:

Si la probabilidad obtenida es  $p_v \leq \alpha$ , Rechazar  $H_0$ , se acepta  $H_1$ .

Si la probabilidad obtenida es  $p_v > \alpha$ , Retener  $H_0$ , se rechaza  $H_1$ .

Tabla N° 03: Prueba de significancia estadística según la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes en las variables reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta.

Pruebas Estadísticas	Regiones y zonas de interés										
	ROI Cuerpo Esfenoides	ROI Temporal Derecho	ROI Temporal Izquierdo	ROI Diploide Occipital	Ruido Cuantitativo Promedio	Base de Cráneo	Hueso Diploide	Celdillas Mastoideas	Huesecillos Auditivos	Bóveda Craneal	Presencia de Artefactos
U de Mann-Whitney.	2460	2368	2037	2836	1601	585	450	3420	3690	1260	2385
Z.	-4.549	-4.812	-5.761	-3.473	-7.006	-11.504	-11.919	-2.296	-1.749	-9.300	-5.542
Significación Asintótica (bilateral).	0.000	0.000	0.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.022	<b>0.080</b>	0.000	0.000
Significación exacta (bilateral).	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.032	<b>0.124</b>	0.000	0.000

Fuente: IBM SPSS Statistics.

La tabla N° 03 según la prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes evidencia que ROI Cuerpo de Esfenoides, ROI Temporal Derecho, ROI Temporal Izquierdo, ROI Diploide Occipital, Base de Cráneo, Hueso Diploide, Celdillas Mastoideas, Bóveda Craneal, Ruido Cuantitativo Promedio y Presencia de Artefactos presentan diferencias estadísticamente significativas ( $p_v < 0.05$ ), mientras que Huesecillos auditivos no presenta diferencia estadísticamente significativa ( $p_v > 0.05$ ).

**CAPÍTULO III**  
**RESULTADOS**

**3.1. Resultados por indicador de la variable Reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la variable Reconstrucción Mixta.**

3.1.1. Resultados del indicador puntaje cuantitativo de ruido mediante regiones de interés (ROI's) en bóveda craneal.

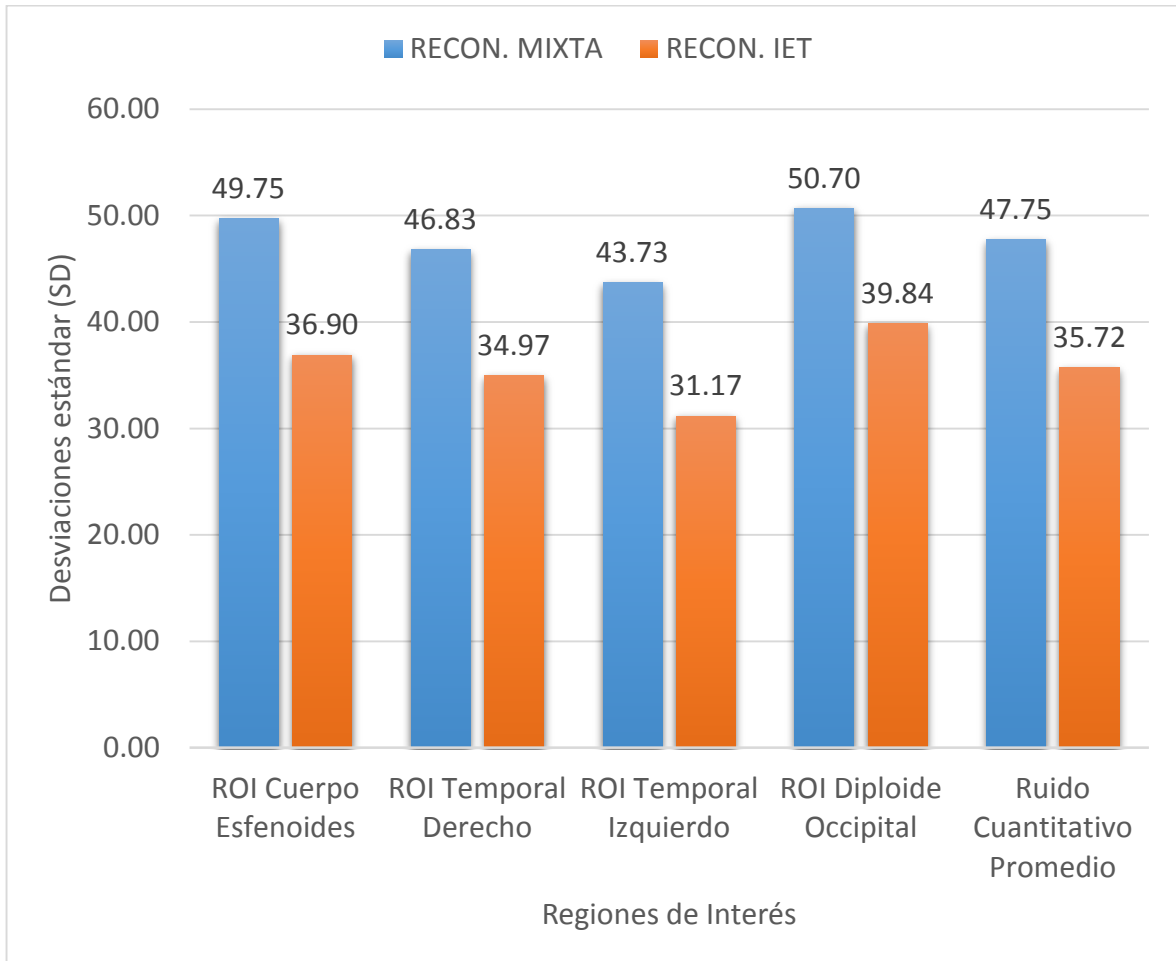
Tabla N° 04: Distribución de la media estadística en desviaciones estándar de acuerdo a regiones de interés en bóveda craneal.

<b>REGIONES DE INTERES</b>	<b>MEDIA EN SD<sup>a</sup></b>			<b>%</b>
	<b>MIXTA</b>	<b>IET</b>	<b>DIFERENCIA</b>	
ROI Cuerpo Esfenoides.	49.75	36.90	12.85	26%
ROI Temporal Derecho.	46.83	34.97	11.86	25%
ROI Temporal Izquierdo.	43.73	31.17	12.57	29%
ROI Diploide Occipital.	50.70	39.84	10.85	21%
Ruido Cuantitativo Promedio.	47.75	35.72	12.03	25%

Fuente: Elaboración propia.

a: Desviación estándar.

Gráfica N° 01: Distribución de la media estadística en desviaciones estándar de acuerdo a regiones de interés en bóveda craneal.



### Interpretación

Los datos anteriores evidencian un menor nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja. Esto indica una reducción promedio para el ruido cuantitativo de 25%.



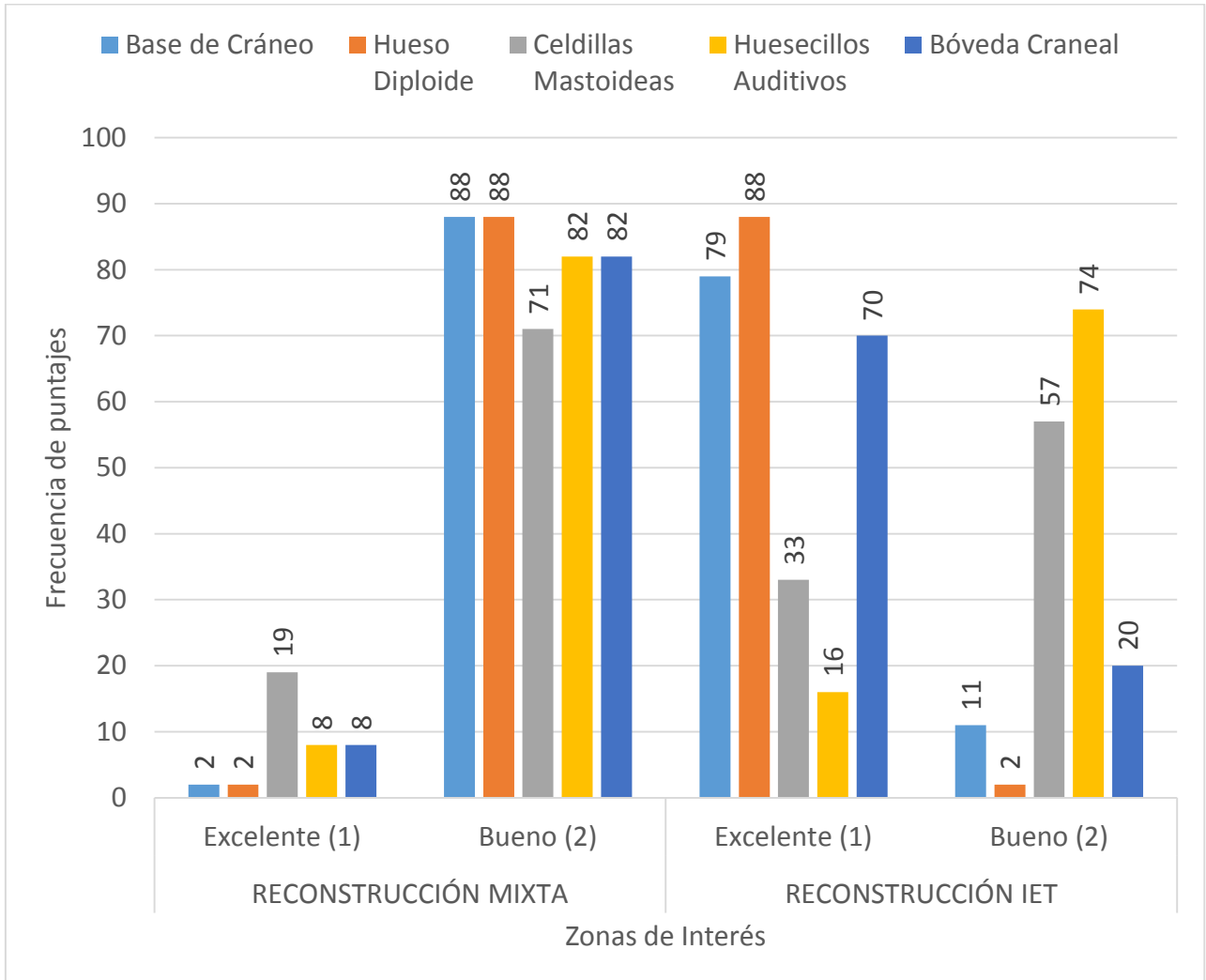
3.1.2. Resultados del indicador puntaje cualitativo mediante evaluación clínica para el ruido subjetivo de la imagen.

Tabla N° 05: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a zonas de interés en bóveda craneal.

ZONAS DE INTERÉS	FRECUENCIA DE PUNTAJES								Diferencia	
	RECONSTRUCCIÓN MIXTA				RECONSTRUCCIÓN IET				Porcentual	
	Excelente (1)	Bueno (2)	Excelente (1)	Bueno (2)	Excelente (1)	Bueno (2)	1	2		
Base de Cráneo.	2	2%	88	98%	79	88%	11	12%	86%	-86%
Hueso Diploide.	2	2%	88	98%	88	98%	2	2%	96%	-96%
Celdillas Mastoideas.	19	21%	71	79%	33	37%	57	63%	16%	-16%
Huesecillos Auditivos.	8	9%	82	91%	16	18%	74	82%	9%	-9%
Bóveda Craneal.	8	9%	82	91%	70	78%	20	22%	69%	-69%

Fuente: Elaboración propia.

Gráfica N° 02: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a zonas de interés en bóveda craneal.



### Interpretación

Los datos anteriores muestran un menor nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja. Esto indica una reducción promedio para el ruido cualitativo de 69%; las zonas de interés que presentaron mayor reducción de ruido cualitativo fueron Hueso Diploide con 96% y Base de cráneo con 86%, mientras que las zonas de interés que presentaron menor reducción de ruido cualitativo fueron Cedillas Mastoideas con 16% y Huesecillos Auditivos con 9%.

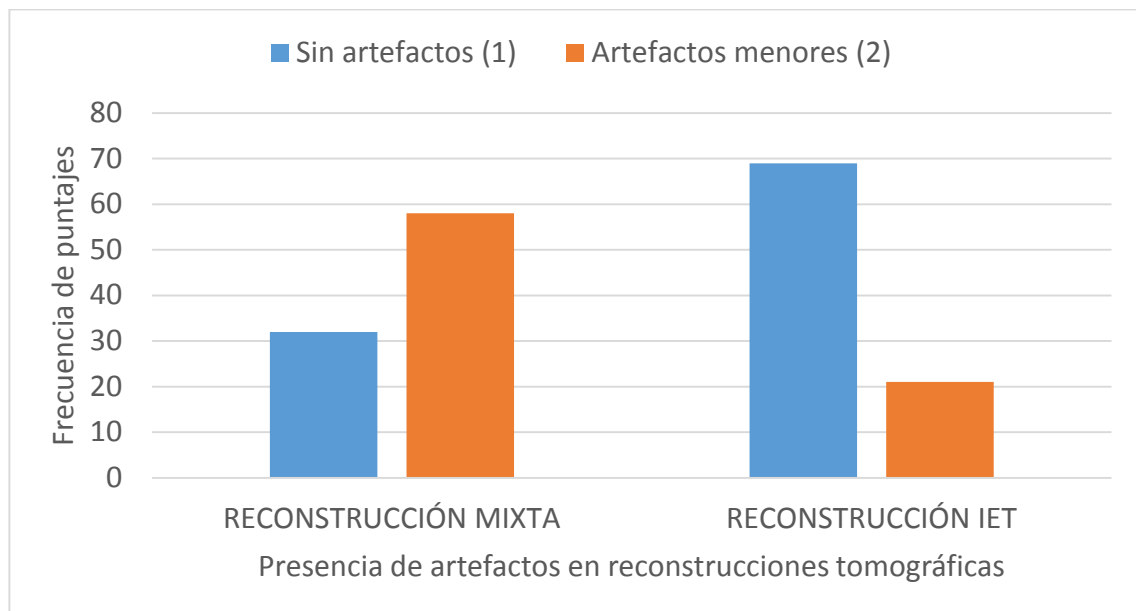
3.1.3. Resultados del indicador puntaje cualitativo mediante evaluación clínica para la presencia de artefactos.

Tabla N° 06: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a presencia de artefactos.

Indicador	FRECUENCIA DE PUNTAJES								Diferencia Porcentual	
	RECONSTRUCCIÓN MIXTA				RECONSTRUCCIÓN IET				1	2
	Sin artefactos (1)		Artefactos menores (2)		Sin artefactos (1)		Artefactos menores (2)			
Presencia de Artefactos	32	36%	58	64%	69	77%	21	23%	41%	-41%

Fuente: Elaboración propia.

Gráfica N° 03: Distribución de la frecuencia de puntajes de acuerdo a presencia de artefactos.



**Interpretación**

Los datos anteriores evidencian una menor presencia de artefactos en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja. Esto indica una reducción en la presencia de artefactos de 41%.

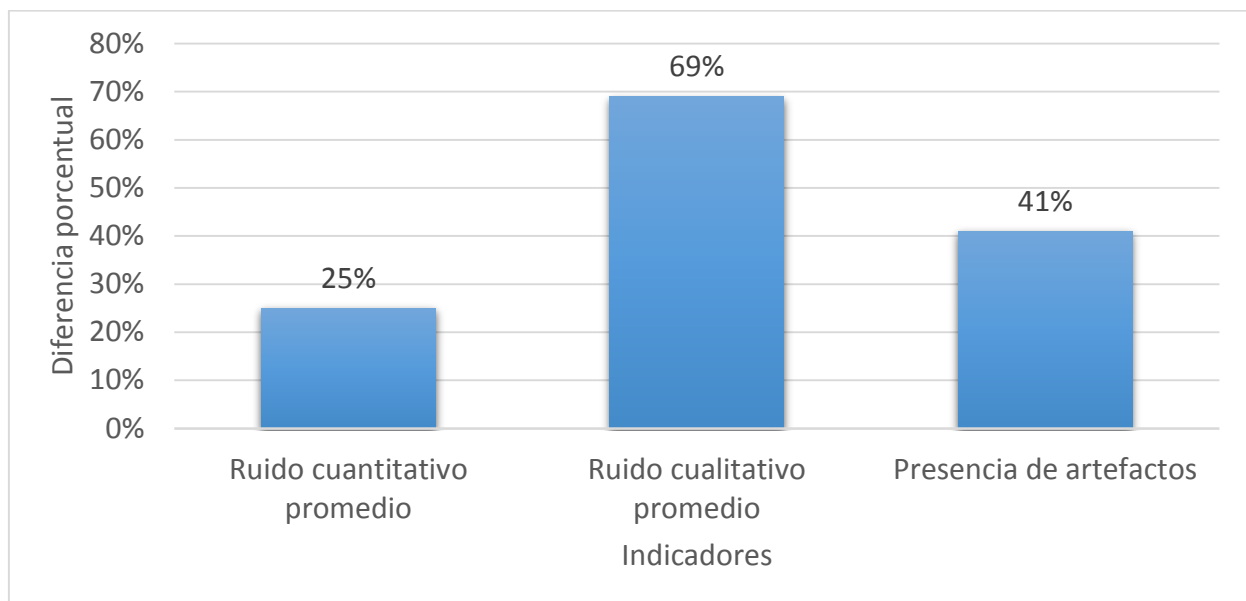
### 3.2. Resultados del problema de investigación

Tabla N° 07: Rangos estadísticos de contraste según prueba de U de Mann-Whitney para dos muestras independientes.

Prueba estadística	INDICADORES		
	Ruido cuantitativo promedio	Ruido cualitativo promedio	Presencia de artefactos
U de Mann-Whitney	1601	1260	2385
Z	-7.006	-9.300	-5.542
Significación exacta bilateral	0.000	0.000	0.000

Fuente: Elaboración propia.

Grafico N° 04: Diferencias porcentuales en los indicadores a favor de la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta.



#### Interpretación

Los datos anteriores muestran, según la prueba de U de Mann-Whitney, una diferencia porcentual a favor de la reconstrucción iterativa estadística total del 25% para el ruido cuantitativo promedio, del 69% para el ruido cualitativo promedio y del 41% para la presencia de artefactos, presentado una diferencia estadísticamente significativa para los tres casos ( $p < 0.005$ ). Esto indica una mayor calidad de imagen utilizando la reconstrucción iterativa estadística total.

### **3.3. Discusión de resultados**

#### 3.3.1. Discusión de los resultados del problema de investigación.

La tomografía computarizada avanza a un ritmo constante, ofreciéndonos en el trayecto nuevas herramientas para mejorar la calidad de imagen sin aumentar la radiación impartida al paciente. El presente estudio valoro el aporte del algoritmo iterativo ASIR en la reconstrucción de la imagen tomográfica, prestando atención a los niveles de ruido y la presencia de artefactos. Se procuró en todo momento validar la metodología con estándares de muestreo y evaluación clínica, obteniendo resultados favorables al realizar una reconstrucción utilizando exclusivamente el algoritmo iterativo ASIR con respecto a una reconstrucción que combina la FPB con el algoritmo iterativo ASIR a 60%.

Los resultados de los indicadores de ruido cuantitativo y presencia de artefactos mostraron una distribución uniforme, mientras que el indicador de ruido cualitativo evidencio una variabilidad según zonas de interés, por lo que se recomienda a los profesionales de tecnología médica tener en consideración el bajo porcentaje y los niveles de significancia en Huesecillos auditivos y Celdillas mastoideas al momento de elegir el método de reconstrucción iterativa estadística total, utilizando otros parámetros tomográficos para la optimización de la calidad de imagen en estas zonas.

La información brindada en el presente trabajo de investigación puede servir como punto de referencia para aplicar y valorar algoritmos de reconstrucción iterativa de diferentes fabricantes en estudios tomográficos de partes óseas. De esta forma se brindará nuevas herramientas para la optimización de la imagen tomográfica.

#### 4. Conclusiones

**Primera** : Se encontró un menor nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.

**Segunda** : Se encontró un menor nivel ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.

**Tercera** : Se encontró una menor de presencia de artefactos significativamente menor en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal.

**Cuarta** : En conclusión, la técnica de reconstrucción iterativa estadística total brinda una mayor calidad de imagen con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal.

## 5. Recomendaciones y/o sugerencias

**Primera** : Se recomienda aplicar la técnica de reconstrucción iterativa estadística total a modo de herramienta para la reducción del ruido cuantitativo y cualitativo de la imagen en bóveda craneal por tomografía.

**Segunda** : Se recomienda aplicar la técnica de reconstrucción iterativa estadística total a modo de herramienta para la reducción de artefactos no metálicos de la imagen en bóveda craneal por tomografía.

**Tercera** : Se recomienda a los profesionales en tecnología médica utilizar la técnica de reconstrucción iterativa estadística total para mejorar la calidad de imagen en bóveda craneal por tomografía.

**Cuarta** : Se recomienda a los egresados y bachilleres de la escuela profesional de tecnología médica investigar la compatibilidad de la técnica de reconstrucción iterativa estadística total con otras áreas del cuerpo humano.

## 6. Referencias Bibliográficas

- 1) A. López Sánchez, D. Rodríguez Sánchez, M.J. Buades Corner, F. Sarabia Tirado, J.A. Yusta Zato y A.M. López Farfán. TCMD torácica: comparación de técnicas de reconstrucción iterativas frente a filtros de retroproyección. SERAM [en línea] 2014 Mayo [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 56. URL disponible en:  
[https://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing\\_poster&task=&pi=124927&searchkey=&scrollpos=151](https://posterng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&task=&pi=124927&searchkey=&scrollpos=151)
  
- 2) William P. Shuman, Doug E. Green, Janet M. Busey, Orpheus Kolokythas, Lee M. Mitsumori, Kent M. Koprowicz et al. Model-Based Iterative Reconstruction Versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Filtered Back Projection in Liver 64-MDCT: Focal Lesion Detection, Lesion Conspicuity, and Image Noise. AJR [en línea] 2013 May [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 200 (5). URL disponible en:  
<https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.12.8986>
  
- 3) D. Fleischmann, F. Edward Boas. Computed tomography—old ideas and new technology. ER [en línea] 2011 January 20 [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 21 (3): 510-517. URL disponible en:  
<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2Fs00330-011-2056-z.pdf>

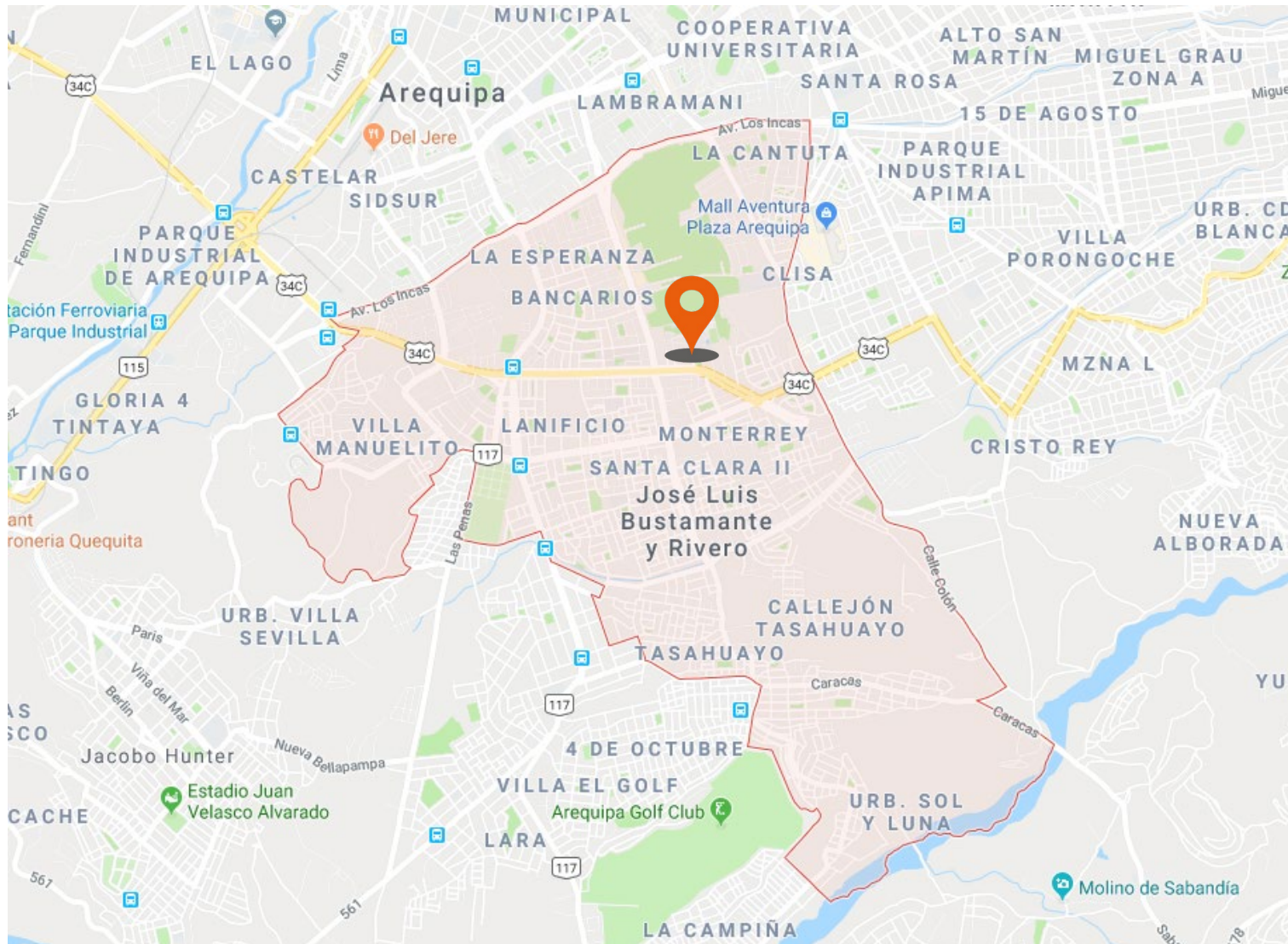


- 4) Jiahua Fan, Meghan Yue, and Roman Melnyk. Benefits of ASiR-V Reconstruction for Reducing Patient Radiation Dose and Preserving Diagnostic Quality in CT Exams. GE Healthcare [en línea] 2014 [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 1: 2-3 URL disponible en:  
<http://www3.gehealthcare.co.uk/~media/downloads/uk/product/computed-tomography/general/ct%20-%20revolution%20evo%20asir-v%20white%20paper.pdf>
  
- 5) Chhaya Chavda. Noise elimination techniques in electronics for plasma diagnostics. DST-SERC [en línea] 2009 July 20 [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 7: 1-3. URL disponible en:  
[http://www.ipr.res.in/aditya/documents/DT-07\\_noise.pdf](http://www.ipr.res.in/aditya/documents/DT-07_noise.pdf)
  
- 6) P. Sartori, M. Rozowykniat, L. Siviero, G. Barba, A. Peña, N. Mayol, D. Acosta, J. Castro y A. Ortiz. Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. RAR [en línea] 2015 Julio 6 [fecha de acceso de junio de 2018]; 79 (4): 192-204. URL disponible en:  
<http://www.scielo.org.ar/pdf/rar/v79n4/v79n4a03.pdf>
  
- 7) D. Corbo Pereira. Tomografía Axial Computada UDELAR [en línea] 2004 Abril 27 [fecha de acceso 03 de junio de 2018]; 1: 5. URL disponible en:  
<http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>

## **7. Anexos**

7.1. Anexo N° 1: Mapa de ubicación (Perú, Arequipa, José Luis Bustamante y Rivero, Urb. Daniel Alcides Carrión C-10)





## 7.2. Anexo N° 2: Glosario

**Coefficientes lineales de atenuación:** Es la reducción relativa de la intensidad de la radiación por unidad de recorrido cuando un haz de fotones atraviesa un material absorbente. Para un haz de rayos X, el coeficiente de atenuación lineal “efectivo” se asocia con la energía efectiva del haz y depende de la densidad y número atómico del material.

**Atenuador:** Los atenuadores sirven para bajar la potencia de la señal de televisión cuando la señal es excesivamente potente. La televisión necesita que la señal esté comprendida dentro de unos márgenes, tan malo es tener una señal baja como tener una señal muy alta.

**Bobina:** También llamado inductor o reactor es un componente pasivo de un circuito eléctrico que, debido al fenómeno de la autoinducción, almacena energía en forma de campo magnético. Las bobinas están conformadas por un alambre o hilo de cobre esmaltado enrollado en un núcleo, estos núcleos pueden tener diferente composición ya sea al aire o en un material ferroso como por ejemplo acero magnético para intensificar su capacidad de magnetismo.

**Bucle de fase cerrada:** Un bucle de un circuito es cualquier conjunto de alambres conectados y elementos de circuito que forman una ruta cerrada, es decir si uno sigue un bucle al final siempre llegará al punto de donde inició su recorrido, la suma de todas las diferencias de potencial de todos los elementos del circuito encontradas a lo largo de cualquier bucle produce la diferencia de potencial total de la ruta a lo largo del mismo. Donde cumple la segunda ley de Kirchhoff “La suma de las diferencias de potencial alrededor de un bucle completo en un circuito debe ser cero”.

**Corriente alterna (CA):** es un tipo de corriente eléctrica, en la que la dirección del flujo de electrones va y viene a intervalos regulares o en ciclos. Es decir, varía cíclicamente en magnitud y sentido.

**Campo electromagnético:** Combinación de campos de fuerza eléctricos y magnéticos invisibles. Los campos eléctricos tienen su origen en diferencias de voltaje: entre más elevado sea el voltaje, más fuerte será el campo que resulta.

**Corriente continua (CC):** se refiere al flujo continuo de carga eléctrica a través de un conductor entre dos puntos de distinto potencial y carga eléctrica, que no cambia de sentido con el tiempo.

**Circuito de carga:** Tiene la función de recargar la batería (UPS), así como proveer de corriente a los sistemas que consumen energía eléctrica, durante la operación del equipo.

**Circuito fuente:** También llamado circuito de alimentación o fuente, es el elemento activo capaz de generar una diferencia de potencial entre sus extremos o proporcionar una corriente eléctrica para que otros circuitos funcionen.

**Conector BNC (Bayonet Neill-Concelman):** Es un tipo de conector de rápida conexión/desconexión utilizado para cable coaxial, principalmente utilizado cuando se quiere transmitir radiofrecuencias (RF). Capaz de manejar frecuencias de hasta 3Ghz y voltajes debajo de los 500V CC, se utiliza principalmente en arquitecturas electrónicas de audio, video y redes. En TC es muy utilizado debido a su baja pérdida de señal, incluso para las conexiones Ethernet.

**Conector ST (AT&T):** El conector fibra óptica ST (una marca registrada de AT&T) es probablemente el conector más popular para las redes multimodo. Tiene una montadura de bayoneta y una férula larga y cilíndrica de 2.5 mm usualmente de cerámica o polímero para sostener a la fibra.

**Contactador:** Es un interruptor accionado por electroimán, mandado a distancia, preparado para grandes frecuencias de trabajo, y que vuelve a la posición de reposo cuando la fuerza de accionamiento deja de actuar sobre él. Los contactos del contactador tienen la capacidad de abrir y cerrar circuitos en carga. El contactador no realiza funciones de protección.

**Controlador de línea eléctrica:** Es un dispositivo o grupo de dispositivos que sirve para gobernar, de alguna manera predeterminada, la energía eléctrica suministrada a los aparatos a los cuales está conectado. La función de control consiste en permitir o cerrar el paso de energía eléctrica al equipo o parte de este.

**Corriente de offset:** La tensión de offset se puede definir como el voltaje diferencial que hay aplicar entre las entradas de los amplificadores operaciones para que su

salida valga justamente 0. Este error se puede modelar simplemente añadiendo una fuente de tensión de valor constante en serie con una de las entradas del amplificador operacional. La tensión del offset está dominada por las variaciones aleatorias (mismatch) y su valor suele ser de unos pocos milivoltios.

**Datos de proyección:** También denominados RAW DATA.

**Detector:** Es aquel dispositivo capaz de detectar o percibir cierto fenómeno físico, en el caso de la TC el objetivo es la radiación.

**Diafonía:** es el nombre que se da a una señal que se escucha en un circuito adyacente. Esto ocurre por la inducción electromagnética de una señal sobre amplificada desde un circuito hacia su vecino. Mayormente se da por una sobre alimentación de la señal en uno de los conductores y es muy común en cables adyacentes.

**Dispersión:** Posee un origen etimológico en latín “dispersionis”, tiene como significado el acto de dividir, repartir o dispersarse; de manera general entonces puede describirse como la acción de algo que se separa en varios fragmentos por haberse dividido.

**Dosis de radiación:** Debido a que la radiación puede pasar a través del cuerpo, la dosis de radiación se mide de acuerdo a la cantidad de radiación recibida por todo el cuerpo. La unidad científica de medición para la dosis de radiación del cuerpo entero, llamada "dosis efectiva" es el millisievert (mSv). Otras unidades de medición de la dosis de radiación incluyen el rad, el rem, el roentgen, el sievert, y el gray.

**Espectro de kilovoltaje en TC:** Las energías más utilizadas son 80, 100, 120, 140 y 160Kv.

**Estadística de Poisson:** La estadística de llegada de los fotones es de tipo Poisson Cuando se espera  $N$  fotones por intervalo de tiempo, observamos  $N$  fotones en promedio, pero con un fluctuación alrededor de este valor de  $\sqrt{N}$ .

**Ethernet:** También conocido como IEEE 802.3, esta norma define, además de las características eléctricas, de longitud y diámetro de los cables, todos los elementos en juego dentro de una red, es decir como debe ser conectado en cada escenario en particular y muchos otros parámetros. Se utiliza como estándar de redes de área local (LAN).

**Evaluar:** Señalar el valor de algo. Valorar, apreciar, calcular el valor de algo.

**FBP:** Filtered Backprojection (Retroproyección Filtrada) Método de reconstrucción analítico, usa la FFT, luego un Filtro RAM LAK y por último la IFFT.

**FFT:** Fast Fourier Transform; Puede convertir una señal del dominio de tiempo al dominio de frecuencia.

**Filtro RAM LAK:** Nombre otorgado por sus inventores, Ramachandran y Lakshiminarayanan. Corresponde a la función modulo o rampa, actuando como filtro en el espacio de frecuencias.

**Fotodiodo:** Un fotodiodo es un semiconductor construido con una unión PN, sensible a la incidencia de la luz visible o infrarroja. Para que su funcionamiento sea correcto se polariza inversamente, con lo que se producirá una cierta circulación de corriente cuando sea excitado por la luz. Debido a su construcción, los fotodiodos se comportan como células fotovoltaicas.

**Fuentes de alimentación conmutadas:** Es un dispositivo electrónico que transforma energía eléctrica alterna a continua, mediante transistores polarizados, conmutándolos activamente a altas frecuencias (20-100 kilociclos típicamente) entre corte (abiertos) y saturación (cerrados).

**Inverse Fast Fourier Transform (IFFT):** Convierte una señal del dominio de la frecuencia al dominio de tiempo.

**Imagen reconstruida:** Es una aproximación al detalle anatómico verdadero, partiendo de la información contenida en el Raw Data.

**Impedancia:** Se denomina impedancia a la resistencia al paso de una corriente alterna. Es similar al concepto de resistencia en circuitos de corriente continua, pero, a diferencia de la resistencia, la impedancia se representa mediante un número complejo. Las impedancias, al igual que los números complejos, poseen una parte real y una parte imaginaria. La parte real de la impedancia está determinada por la resistencia eléctrica y la parte imaginaria está formada por las reactancias que son las resistencias al paso de la corriente de los elementos inductivos y capacitivos.



**Inductancia:** Es la propiedad de un circuito eléctrico para resistir el cambio de corriente, creando un flujo electromagnético en dirección opuesta a la corriente. Su unidad es el Henrio.

**Inductor de cancelación:** También conocido como inductor de corriente compensado o inductor de modo común funciona bien trabajando en aplicaciones como fuentes de alimentación AC / DC (líneas con gran circulación de corriente) y en las líneas de señal, donde la distorsión de la señal va a crear problemas, en especial la generación de ruido común.

**Kilovoltaje (kV):** Diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo de un tubo de rayos X para generar el choque de electrones con el ánodo y producir fotones de rayos X.

**Lógica Transistor-Transistor (TTL):** Es una tecnología de construcción de circuitos electrónicos digitales. Su fabricación se logra con transistores bipolares multiemisores.

**Microondas:** Son ondas electromagnéticas; que según los estándares IEC 60050 y IEEE 100 sitúan su rango de frecuencias entre 1 GHz y 300 GHz, es decir, longitudes de onda de entre 30 centímetros a 1 milímetro.

**Miliamperaje (mA):** Amperaje de escasa intensidad, aplicado al filamento en un tubo de rayos X, para su calentamiento, liberando así electrones.

**Modelado de física:** Incorpora dos mejoras principales. Una primera mejora es el modelado explícito de interacciones fotoeléctricas, Compton y Rayleigh. Una segunda mejora es el enfoque multimaterial, donde los diferentes materiales se segmentan para definir con mayor precisión las secciones transversales de interacción de rayos X respectivos para cada vóxel en cada energía.

**Modelado de objetos:** Incluye la posición y relación de ciertos objetos en diferentes partes corporales, por ejemplo, ciertos objetos permanecerán inmóviles durante el escaneo como los huesos mientras que otros como las vísceras tendrán una probabilidad de cambiar en ubicación.

**Modelado óptico:** Abarca modelos basados en la óptica del sistema. Este es un proceso complejo ya que abarca aspectos como óptica de brillo del vóxel, velocimetría de partículas, inhomogeneidades en la forma del haz de rayos X, estadísticas del

detector al momento de la adquisición, así como datos de distribución en el espacio de radón o el sinograma. Todos estos son calculados para dar lugar a una reconstrucción que incluya el modelo óptico.

**Modelo estadístico:** Es una ecuación matemática que reproduce los fenómenos de distribución de ruido observados en diferentes zonas de cuerpo humano de la forma más exacta posible. Para ello tiene en cuenta los datos suministrados y la influencia que el azar tiene en estas observaciones.

**Números TC:** La escala de Unidades Hounsfield o escala de números TC, es una escala cuantitativa utilizada en los estudios de tomografía axial computarizada para describir los diferentes niveles de radiodensidad de los tejidos humanos.

**Oscilador:** Es un dispositivo capaz de convertir la energía de corriente continua en corriente alterna a una determinada frecuencia. Tienen numerosas aplicaciones: generadores de frecuencias de radio y de televisión, osciladores locales en los receptores, generadores de barrido en los tubos de rayos catódicos, etc.

**Polarización:** Se refiere al aporte de una cierta tensión a un dispositivo electrónico, dando lugar al surgimiento de dos zonas con potenciales opuestos, quedando el conjunto en un estado llamado polarizado.

**RAW DATA:** Compuesto principalmente por datos de repositorio no estructurados o sin formato. Puede ser en forma de archivos, imágenes visuales, registros de bases de datos o cualquier otro dato digital. Estos datos son extraídos, analizados, procesados y utilizados por humanos o aplicaciones de software especialmente diseñadas para sacar conclusiones, hacer proyecciones o extraer información significativa. Los datos procesados toman la forma de información.

**Relación señal ruido:** La relación señal/ruido se define como el margen que hay entre la potencia de la señal que se transmite y la potencia de ruido que la corrompe. Este margen es medido en decibelios.

**Relé:** En francés, relais, “relevo” o relevador es un dispositivo electromagnético. Funciona como un interruptor controlado por un circuito eléctrico en el que, por medio de una bobina y un electroimán, se acciona un juego de uno o varios contactos que permiten abrir o cerrar otros circuitos eléctricos independientes.

**Resolución espacial:** Se refiere a la finura de detalles visibles en una imagen, cuanto menor es el área representada por cada píxel en una imagen digital mayores son los detalles que pueden ser captados y mayor es la resolución espacial.

**Retorno a tierra:** Es un sistema de retorno a tierra negativo (-), donde la corriente fluye desde el terminal positivo (+) hacia el componente que está siendo utilizado. El componente está conectado a tierra por medio de la carcasa o componentes metálicos del equipo, este a su vez está conectado a tierra por el terminal negativo (-) del transformador o alimentador de red.

**ROI:** Region Of Interest, Parte localizada de la imagen definida por el operador que tiene interés particular en un momento determinado.

**Ruido de fotones:** Es un tipo de ruido electrónico que tiene lugar cuando el número finito de partículas que transportan energía, tales como los electrones en un circuito electrónico o los fotones en un dispositivo óptico, es suficientemente pequeño para dar lugar a la aparición de fluctuaciones estadísticas apreciables en una medición.

**Ruido de modo común:** Cuando se trata de alimentación de CA, el ruido de modo común es el ruido de la señal entre la tierra y neutro/fase. Estos tienden a tener rangos de frecuencia más altos que el ruido de modo diferencial debido al hecho de que éstas se originan a partir de señales de modo diferencial que son inductiva o capacitivamente acopladas. El ruido de modo común puede acoplarse al voltaje o la corriente, otorgando dicha terminación.

**Ruido de Poisson:** El ruido de disparo o ruido de Poisson es un tipo de ruido electrónico que se puede modelar mediante una distribución de Poisson. En electrónica, el ruido de Poisson proviene de la naturaleza discreta de la carga eléctrica, también ocurre en el conteo de fotones en dispositivos ópticos, donde está asociado con la naturaleza de las partículas de la luz.

**Ruido electrónico:** Representado principalmente por el ruido intrínseco de los componentes analógicos o digitales y la interferencia electromagnética (EMI).

**Sensor:** Es un dispositivo que está capacitado para detectar acciones o estímulos externos y responder en consecuencia. Estos aparatos pueden transformar las magnitudes físicas o químicas en magnitudes eléctricas.

**Sistema de imágenes:** Conjunto ordenado de equipos y procedimientos destinados al procesamiento digital de imágenes.

**Tarjeta de circuito impreso (PCB):** es una tarjeta o placa utilizada para realizar el emplazamiento de los distintos elementos que conforman el circuito y las interconexiones eléctricas entre ellos.

**Transistores bipolares (BJT):** El transistor de unión bipolar (del inglés bipolar junction transistor, o sus siglas BJT) es un dispositivo electrónico de estado sólido consistente en dos uniones PN muy cercanas entre sí, que permite aumentar la corriente y disminuir el voltaje, además de controlar el paso de la corriente a través de sus terminales.

**Transistores de efecto campo (FET):** El transistor de efecto campo (Field-Effect Transistor, en inglés) es un transistor que usa el campo eléctrico para controlar la forma y la conductividad de un canal que transporta un solo tipo de portador de carga, por lo que también suele ser conocido como transistor unipolar.

**Unión PN:** Estructura fundamental de los componentes electrónicos comúnmente denominados semiconductores, principalmente diodos y transistores. Está formada por la unión metalúrgica de dos cristales, generalmente de silicio (Si), también se fabrican de germanio (Ge), de naturalezas P (positivo) y N (negativo) según su composición a nivel atómico.

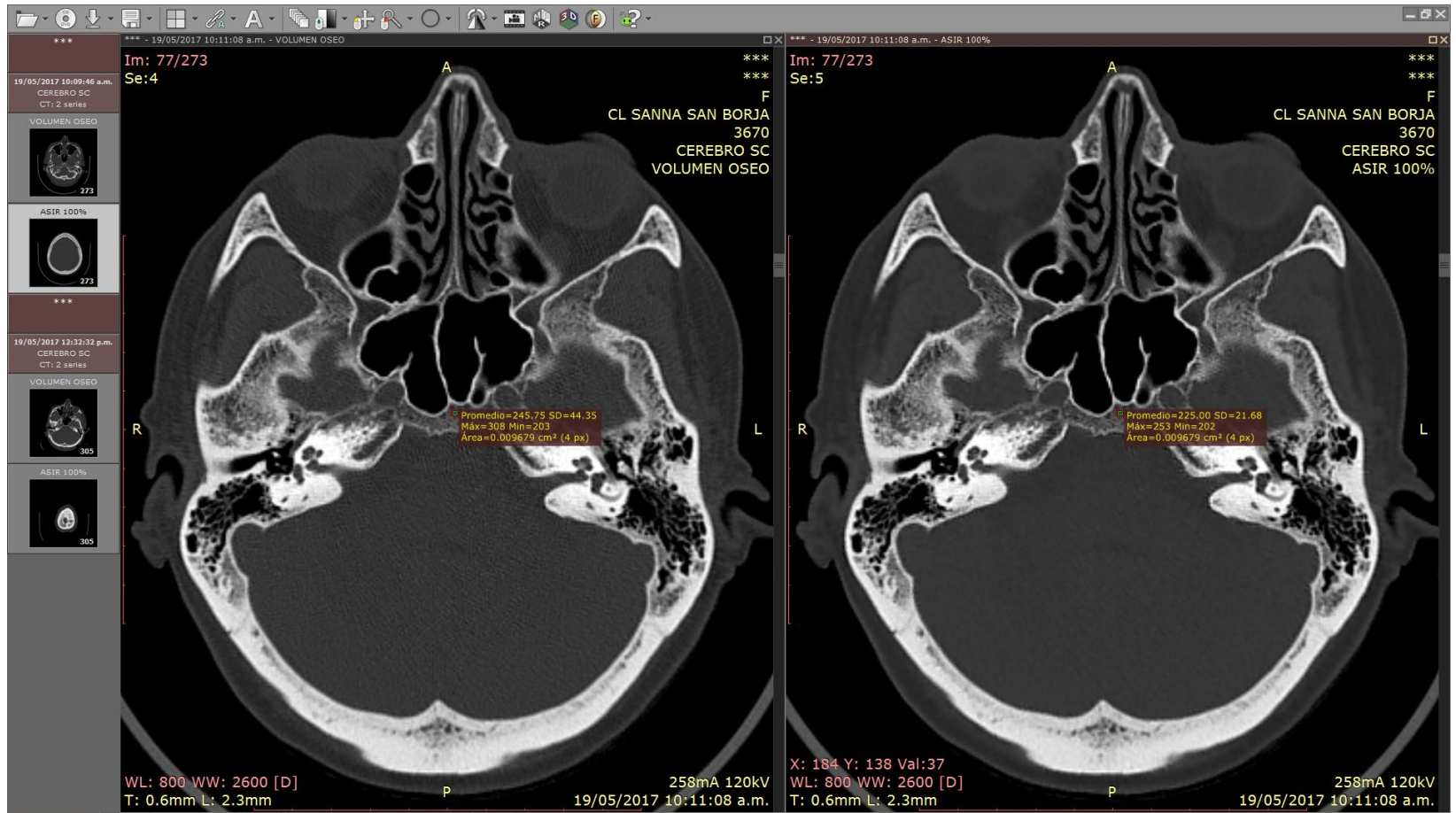
**Valor:** Grado de utilidad o aptitud de las cosas para satisfacer las necesidades o proporcionar bienestar o deleite. Equivalencia de una cosa a otra, especialmente hablando de las monedas.

**Valorar:** Señalar el precio de algo. Reconocer, Valorar o apreciar el valor o mérito de alguien o algo.

### 7.3. Anexo N° 3: Instrumentos

#### 7.3.1. Software RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64-bit)

##### 7.3.1.1. Vista general del software



### 7.3.1.2. Cinta de opciones del software



Enunciadas de izquierda a derecha: Revisar la carpeta para buscar archivos DICOM; Abrir un CD/DVD DICOM, Buscar y descargar estudio de localizaciones PACS; Exportar imágenes, Pantalla Dividida; Alternar la sincronización de las series, Interruptor de anotaciones, Navegar en la serie; Ajustar la ventana de imagen; Imagen panorámica; Ampliar/reducir imagen, Medidas y herramientas, Modificar imagen; Animación; Reconstrucción multiplanar; Renderizado de Volumen 3D; Fusión; Ayuda en Línea.

### 7.3.1.3. Ficha de Vaciado de datos previa al programa estadístico

RUIDO DE LA IMAGEN CUANTITATIVO: Valor de la Zona de ROI (4 pixeles): SD de 0 a 200 UH.							
Cuerpo de esfenoides.		Hueso diploide occipital.		Hueso Temporal. Derecho.		Hueso Temporal Izquierdo.	

### 7.3.2. Escala visual para ruido cualitativo y artefactos

RUIDO DE LA IMAGEN CUALITATIVO: Califique en una escala visual de 5 puntos: 1, Excelente; 2, Bueno; 3, Aceptable; 4, Deficiente; y 5, No diagnóstico.						Bóveda craneal	
Base de Cráneo.		Hueso Diploide.		Celdillas mastoideas.		Huesecillos auditivos.	
PRESENCIA DE ARTEFACTOS: Califique en una escala visual de 4 puntos: 1, Sin artefactos, 2, Artefactos menores; 3, Gran cantidad de artefactos; y 4, Los artefactos hacen la interpretación imposible.							

## 7.4. Anexo N° 04: Matriz de datos por cada instrumento

### 7.4.1. Matriz de base de datos del software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64bit)

PACIENTE	RECONSTRUCCION MIXTA (SD)*				PROM. <sup>H</sup> RECON. MIXTA	RECONSTRUCCION ITERATIVA ESTADISTICA TOTAL (SD)				PROM. RECON. IET	DIFERENCIA ENTRE RECON. MIXTA (-) ITERATIVA ESTADISTICA TOTAL (SD)				PROM. RECON. MIXTA (-) IET** (SD)
	ROI Cuerpo de hueso esfenoide s	ROI Hueso temporal derecho	ROI Hueso temporal izquierdo	ROI Hueso diploide occipital		ROI Cuerpo de hueso esfenoide s	ROI Hueso temporal derecho	ROI Hueso temporal izquierdo	ROI Hueso		ROI Cuerpo de hueso esfenoide s	ROI Hueso temporal derecho	ROI Hueso temporal izquierdo		
1	75.76	76.68	31.43	47.68	57.89	65.14	64.76	17.95	28.38	44.06	10.62	11.92	13.48	19.30	13.83
2	53.55	37.44	35.59	61.25	46.96	43.07	28.63	23.38	53.27	37.09	10.48	8.81	12.21	7.98	9.87
3	70.35	55.82	28.96	44.62	49.94	51.67	42.83	20.71	39.22	38.61	18.68	12.99	8.25	5.40	11.33
4	38.41	61.33	46.01	52.59	49.59	28.11	57.77	37.26	47.74	42.72	10.30	3.56	8.75	4.85	6.87
5	27.91	59.82	62.80	36.56	46.77	11.24	47.42	49.56	21.89	32.53	16.67	12.40	13.24	14.67	14.25
6	38.46	50.88	28.39	38.90	39.16	27.70	35.53	14.25	28.36	26.46	10.76	15.35	14.14	10.54	12.70
7	79.04	53.24	52.75	33.10	54.53	65.40	41.11	42.76	26.49	43.94	13.64	12.13	9.99	6.61	10.59
8	45.09	61.24	55.60	32.53	48.62	31.56	51.72	45.92	22.25	37.86	13.53	9.52	9.68	10.28	10.75
9	75.85	54.08	66.53	48.67	61.28	64.81	34.48	54.03	39.01	48.08	11.04	19.60	12.50	9.66	13.20
10	27.93	18.84	53.27	34.08	33.53	19.73	10.72	47.91	23.77	25.53	8.20	8.12	5.36	10.31	8.00
11	58.07	54.93	38.22	34.62	46.46	51.83	45.19	25.17	25.17	36.84	6.24	9.74	13.05	9.45	9.62
12	30.60	38.62	30.30	36.44	33.99	21.15	21.75	14.98	27.42	21.33	9.45	16.87	15.32	9.02	12.67
13	63.33	32.73	56.90	27.29	45.06	52.24	23.79	43.87	18.56	34.62	11.09	8.94	13.03	8.73	10.45
14	73.46	36.19	42.19	25.04	44.22	52.37	28.59	26.58	18.65	31.55	21.09	7.60	15.61	6.39	12.67
15	67.52	91.20	72.43	29.41	65.14	47.12	81.51	60.69	20.75	52.52	20.40	9.69	11.74	8.66	12.62
16	28.90	44.69	25.16	93.84	48.15	23.00	35.83	16.57	81.64	39.26	5.90	8.86	8.59	12.20	8.89
17	77.30	47.22	36.88	65.64	56.76	49.79	38.43	27.75	53.90	42.47	27.51	8.79	9.13	11.74	14.29
18	16.12	33.24	17.84	19.85	21.76	9.74	23.14	10.88	13.00	14.19	6.38	10.10	6.96	6.85	7.57
19	59.39	26.97	44.30	37.27	41.98	38.87	19.13	30.59	27.54	29.03	20.52	7.84	13.71	9.73	12.95
20	27.77	19.11	34.15	22.79	25.96	14.92	12.24	23.82	9.54	15.13	12.85	6.87	10.33	13.25	10.83
21	83.06	32.06	26.22	18.45	39.95	74.11	21.22	14.21	10.82	30.09	8.95	10.84	12.01	7.63	9.86
22	54.47	46.18	36.21	34.68	42.89	43.28	33.10	20.54	27.77	31.17	11.19	13.08	15.67	6.91	11.71
23	46.30	25.00	39.48	34.42	36.30	36.24	18.64	31.38	28.95	28.80	10.06	6.36	8.10	5.47	7.50

24	37.36	37.40	38.96	27.38	35.28	30.45	27.86	28.23	17.79	26.08	6.91	9.54	10.73	9.59	9.19
25	39.35	37.64	29.16	22.16	32.08	33.73	21.38	15.42	11.59	20.53	5.62	16.26	13.74	10.57	11.55
26	39.33	38.21	53.70	83.99	53.81	24.62	31.80	40.55	75.87	43.21	14.71	6.41	13.15	8.12	10.60
27	35.00	40.38	36.16	48.02	39.89	26.55	29.86	23.32	38.76	29.62	8.45	10.52	12.84	9.26	10.27
28	22.48	90.29	79.96	61.27	63.50	15.18	79.43	69.45	55.95	55.00	7.30	10.86	10.51	5.32	8.50
29	44.97	27.30	22.43	40.80	33.88	33.85	18.36	11.91	29.70	23.46	11.12	8.94	10.52	11.10	10.42
30	50.79	84.25	44.69	93.67	68.35	39.22	75.04	34.17	73.13	55.39	11.57	9.21	10.52	20.54	12.96
31	42.66	57.33	42.03	70.08	53.03	32.70	45.34	31.89	58.20	42.03	9.96	11.99	10.14	11.88	10.99
32	30.55	25.53	33.10	56.35	36.38	21.32	12.34	21.86	45.10	25.16	9.23	13.19	11.24	11.25	11.23
33	69.75	55.03	50.09	70.02	61.22	51.72	43.58	39.40	66.34	50.26	18.03	11.45	10.69	3.68	10.96
34	71.21	70.62	45.66	64.50	63.00	63.61	58.63	33.64	56.28	53.04	7.60	11.99	12.02	8.22	9.96
35	58.11	24.35	31.10	42.93	39.12	50.94	17.12	19.58	37.37	31.25	7.17	7.23	11.52	5.56	7.87
36	16.03	29.98	33.75	106.21	46.49	6.03	19.69	22.11	99.90	36.93	10.00	10.29	11.64	6.31	9.56
37	62.46	25.79	38.51	64.66	47.86	44.90	18.25	30.35	50.79	36.07	17.56	7.54	8.16	13.87	11.78
38	52.50	63.01	69.04	66.07	62.66	42.82	50.43	58.08	59.32	52.66	9.68	12.58	10.96	6.75	9.99
39	70.70	38.18	41.44	76.68	56.75	54.34	29.61	23.51	70.93	44.60	16.36	8.57	17.93	5.75	12.15
40	44.01	35.73	56.16	32.39	42.07	35.70	20.01	42.59	21.05	29.84	8.31	15.72	13.57	11.34	12.24
41	23.63	50.49	32.01	73.78	44.98	13.18	36.22	17.60	64.85	32.96	10.45	14.27	14.41	8.93	12.02
42	45.95	46.71	68.10	57.78	54.64	32.95	37.05	60.12	46.06	44.05	13.00	9.66	7.98	11.72	10.59
43	33.02	37.98	57.27	23.06	37.83	22.65	31.12	51.82	12.90	29.62	10.37	6.86	5.45	10.16	8.21
44	53.36	65.04	26.94	107.51	63.21	42.74	55.78	19.63	96.73	53.72	10.62	9.26	7.31	10.78	9.49
45	51.58	88.54	38.10	57.67	58.97	40.36	75.77	26.97	43.65	46.69	11.22	12.77	11.13	14.02	12.29
46	57.29	48.23	43.90	42.77	48.05	48.72	37.88	33.01	33.28	38.22	8.57	10.35	10.89	9.49	9.83
47	44.63	72.54	61.81	86.59	66.39	33.91	65.12	53.96	79.66	58.16	10.72	7.42	7.85	6.93	8.23
48	54.83	25.40	32.94	57.14	42.58	40.30	11.95	16.71	45.09	28.51	14.53	13.45	16.23	12.05	14.07
49	33.10	31.35	46.09	42.24	38.20	21.77	16.12	31.83	25.14	23.72	11.33	15.23	14.26	17.10	14.48
50	39.87	58.26	37.34	94.83	57.58	24.64	44.18	27.69	83.66	45.04	15.23	14.08	9.65	11.17	12.53
51	77.83	41.62	27.31	30.45	44.30	41.64	31.62	16.46	20.02	27.44	36.19	10.00	10.85	10.43	16.87
52	28.61	25.48	54.48	94.17	50.69	18.03	17.29	43.57	84.76	40.91	10.58	8.19	10.91	9.41	9.77
53	34.19	33.14	51.49	27.69	36.63	27.84	21.68	41.81	18.84	27.54	6.35	11.46	9.68	8.85	9.09
54	33.02	49.84	57.26	50.13	47.56	19.96	38.06	42.54	32.02	33.15	13.06	11.78	14.72	18.11	14.42



55	72.66	43.54	24.57	66.74	51.88	53.12	28.27	13.31	48.20	35.73	19.54	15.27	11.26	18.54	16.15
56	43.95	72.27	54.60	27.95	49.69	33.81	59.75	36.29	11.41	35.32	10.14	12.52	18.31	16.54	14.38
57	37.71	30.53	68.97	34.29	42.88	22.56	19.86	58.57	24.27	31.32	15.15	10.67	10.40	10.02	11.56
58	29.62	61.36	61.52	18.68	42.80	20.60	50.02	49.59	10.82	32.76	9.02	11.34	11.93	7.86	10.04
59	28.47	40.25	36.62	77.68	45.76	15.72	31.60	22.65	68.42	34.60	12.75	8.65	13.97	9.26	11.16
60	90.35	39.06	27.84	43.50	50.19	67.63	30.00	18.32	37.26	38.30	22.72	9.06	9.52	6.24	11.89
61	33.75	73.08	38.75	73.26	54.71	22.23	57.76	28.87	62.70	42.89	11.52	15.32	9.88	10.56	11.82
62	87.42	37.97	49.41	67.24	60.51	78.04	30.02	39.31	60.05	51.86	9.38	7.95	10.10	7.19	8.66
63	84.17	36.33	37.91	54.83	53.31	69.41	25.39	24.94	44.56	41.08	14.76	10.94	12.97	10.27	12.24
64	41.16	46.08	36.02	49.46	43.18	33.22	31.11	22.24	37.78	31.09	7.94	14.97	13.78	11.68	12.09
65	28.56	68.95	49.46	42.72	47.42	15.38	56.09	36.81	28.96	34.31	13.18	12.86	12.65	13.76	13.11
66	51.13	49.30	54.07	53.77	52.07	37.29	38.80	34.01	39.86	37.49	13.84	10.50	20.06	13.91	14.58
67	83.71	42.30	48.84	104.85	69.93	73.23	30.78	37.09	90.63	57.93	10.48	11.52	11.75	14.22	11.99
68	87.00	55.33	38.31	21.68	50.58	75.78	43.58	23.19	11.24	38.45	11.22	11.75	15.12	10.44	12.13
69	58.37	44.86	48.99	111.42	65.91	50.40	31.42	34.09	96.98	53.22	7.97	13.44	14.90	14.44	12.69
70	55.63	92.82	42.44	36.50	56.85	26.88	76.12	29.98	28.03	40.25	28.75	16.70	12.46	8.47	16.60
71	67.37	55.41	58.04	84.05	66.22	17.12	34.73	47.10	68.21	41.79	50.25	20.68	10.94	15.84	24.43
72	35.95	36.55	45.09	34.33	37.98	24.37	21.87	32.30	23.31	25.46	11.58	14.68	12.79	11.02	12.52
73	62.93	31.05	52.72	69.43	54.03	47.60	13.37	37.43	59.75	39.54	15.33	17.68	15.29	9.68	14.50
74	57.68	41.91	31.83	75.06	51.62	47.03	23.98	18.41	59.58	37.25	10.65	17.93	13.42	15.48	14.37
75	36.27	63.07	22.58	34.25	39.04	26.73	53.48	12.48	22.63	28.83	9.54	9.59	10.10	11.62	10.21
76	32.98	34.16	74.20	49.73	47.77	17.05	16.78	60.00	42.42	34.06	15.93	17.38	14.20	7.31	13.71
77	55.40	50.55	33.08	30.73	42.44	45.30	39.54	18.42	19.02	30.57	10.10	11.01	14.66	11.71	11.87
78	54.23	45.93	45.93	44.44	47.63	45.91	35.02	32.59	32.79	36.58	8.32	10.91	13.34	11.65	11.06
79	47.20	34.75	35.54	39.94	39.36	35.35	21.00	21.00	20.55	24.48	11.85	13.75	14.54	19.39	14.88
80	61.63	60.90	59.06	38.67	55.07	53.27	49.25	46.03	30.04	44.65	8.36	11.65	13.03	8.63	10.42
81	36.23	54.93	54.31	32.86	44.58	18.12	32.56	31.06	19.65	25.35	18.11	22.37	23.25	13.21	19.24
82	43.69	50.78	35.17	35.23	41.22	28.55	38.69	23.75	27.00	29.50	15.14	12.09	11.42	8.23	11.72
83	84.51	51.15	30.56	40.89	51.78	66.97	37.33	11.68	21.93	34.48	17.54	13.82	18.88	18.96	17.30
84	49.13	24.11	36.14	58.25	41.91	39.61	8.64	12.29	35.11	23.91	9.52	15.47	23.85	23.14	18.00
85	41.27	49.95	55.48	41.10	46.95	31.90	33.18	21.98	30.59	29.41	9.37	16.77	33.50	10.51	17.54

86	39.23	27.87	45.83	34.79	36.93	28.76	13.28	32.52	19.90	23.62	10.47	14.59	13.31	14.89	13.32
87	33.20	31.81	55.05	24.16	36.06	19.69	17.64	37.64	17.92	23.22	13.51	14.17	17.41	6.24	12.83
88	26.00	42.27	25.82	71.81	41.48	14.80	31.38	11.30	48.49	26.49	11.20	10.89	14.52	23.32	14.98
89	52.69	42.32	35.75	28.09	39.71	38.10	24.45	24.26	19.40	26.55	14.59	17.87	11.49	8.69	13.16
90	29.38	37.60	42.98	27.57	34.38	19.85	24.46	33.02	17.76	23.77	9.53	13.14	9.96	9.81	10.61
<b>PROM.</b>	<b>49.75</b>	<b>46.83</b>	<b>43.73</b>	<b>50.70</b>	<b>47.75</b>	<b>36.90</b>	<b>34.97</b>	<b>31.17</b>	<b>39.84</b>	<b>35.72</b>	<b>12.85</b>	<b>11.86</b>	<b>12.57</b>	<b>10.85</b>	<b>12.03</b>

\*SD : Desviación estándar.

<sup>H</sup>PROM. : Promedio aritmético.

<sup>I</sup>RECON. : Reconstrucción.

\*\*IET : Iterativa Estadística Total.

7.4.2. Matriz de base de datos de la escala visual para ruido cualitativo y artefactos

PACIENTE	RECONSTRUCCION MIXTA						RECONSTRUCCION ITERATIVA ESTADISTICA TOTAL					
	BASE DE CRANEO	HUESO DIPLOIDE	CELDILLAS MASTOI DEAS	HUESECI LLOS AUDITIVOS	BOVEDA CRANEAL	PRESENCIA DE ARTEFACTOS	BASE DE CRANEO	HUESO DIPLOIDE	CELDILLAS MASTOI DEAS	HUESECI LLOS AUDITIVOS	BOVEDA CRANEAL	PRESENCIA DE ARTEFACTOS
1	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
3	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
4	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
5	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
6	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
7	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
8	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
9	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
10	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
11	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
12	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
13	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	1	1
14	2	2	1	2	2	1	1	1	1	2	1	1
15	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
16	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
17	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2
18	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1
19	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
20	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
21	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	2	1
22	2	2	1	1	1	2	1	1	1	1	2	1
23	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	1	1
24	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1

25	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
26	2	2	1	1	1	2	2	1	1	1	1	2
27	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	2	1
28	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
29	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
30	2	2	1	2	2	1	1	1	1	2	1	1
31	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	1
32	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2
33	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
34	2	2	1	2	2	1	2	1	1	1	1	1
35	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
36	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2
37	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	2
38	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	1
39	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	2
40	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	1
41	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
42	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
43	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
44	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
45	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	1
46	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
47	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
48	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
49	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2
50	1	2	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1
51	2	2	2	1	2	2	1	1	2	1	1	1
52	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
53	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
54	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
55	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1

56	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
57	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
58	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
59	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	1	1
60	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
61	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
62	2	2	1	1	1	2	2	1	1	1	1	2
63	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	2	1
64	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
65	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
66	2	2	1	2	2	1	1	1	1	2	1	1
67	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	1
68	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2
69	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	2
70	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	1
71	2	2	2	2	2	2	1	1	1	2	1	2
72	2	2	1	2	2	2	1	1	1	2	1	1
73	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
74	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
75	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
76	2	2	2	2	2	1	1	1	2	2	1	1
77	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
78	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
79	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
80	2	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2
81	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
82	2	2	1	2	2	1	2	1	1	1	1	1
83	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
84	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
85	2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2
86	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1

87	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1
88	2	2	2	2	2	1	1	1	1	2	1	1
89	2	2	2	2	2	2	1	1	2	2	2	2
90	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

### 7.5. Anexo N° 5: Matriz de consistencia del Proyecto de investigación

#### VALORACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA ESTADÍSTICA TOTAL Y LA RECONSTRUCCIÓN MIXTA EN BÓVEDA CRANEAL POR TOMOGRAFÍA, EN PACIENTES DE LA CLÍNICA SANNA SAN BORJA – LIMA. 2018.

VARIABLES	INDICADORES	INSTRUMENTOS	PROBLEMAS	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	CONCLUSIONES
Reconstrucción iterativa estadística total.	Ruido Cuantitativo de la imagen.	Software informático RadiAnt DICOM Viewer 4.6.5 (64-bit).	¿Cuál es la valoración de la reconstrucción iterativa estadística total y la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima 2018?	Valorar las técnicas de reconstrucción iterativa estadística total y reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima 2018.	Existe una mayor calidad en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía, en pacientes de la Clínica Sanna San Borja - Lima. 2018	Se encontró un menor nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.
	Ruido cualitativo de la imagen.	Escala Visual para ruido cualitativo y artefactos.	- ¿Cuál es el nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía? - ¿Cuál es el nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía?	- Determinar el nivel de ruido cuantitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía. - Valorar el nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.	- La reconstrucción iterativa estadística total posee un menor nivel de ruido cuantitativo con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía. - La reconstrucción iterativa estadística total posee un menor nivel de ruido cualitativo con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.	Se encontró un menor nivel de ruido cualitativo en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía. Se encontró una menor presencia de artefactos significativamente menor en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal.
Reconstrucción mixta.	Presencia de artefactos.		- ¿Cómo es la presencia de artefactos en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía?	- Valorar la presencia de artefactos en la reconstrucción iterativa estadística total con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.	- La reconstrucción iterativa estadística total posee una menor presencia de artefactos con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal por tomografía.	En conclusión, la técnica de reconstrucción iterativa estadística total brinda una mayor calidad de imagen con respecto a la reconstrucción mixta en bóveda craneal.

## 7.6. Anexo N° 6: Figuras

Figura N° 24: Contraste de ruido cuantitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en ROI's de bóveda craneal.

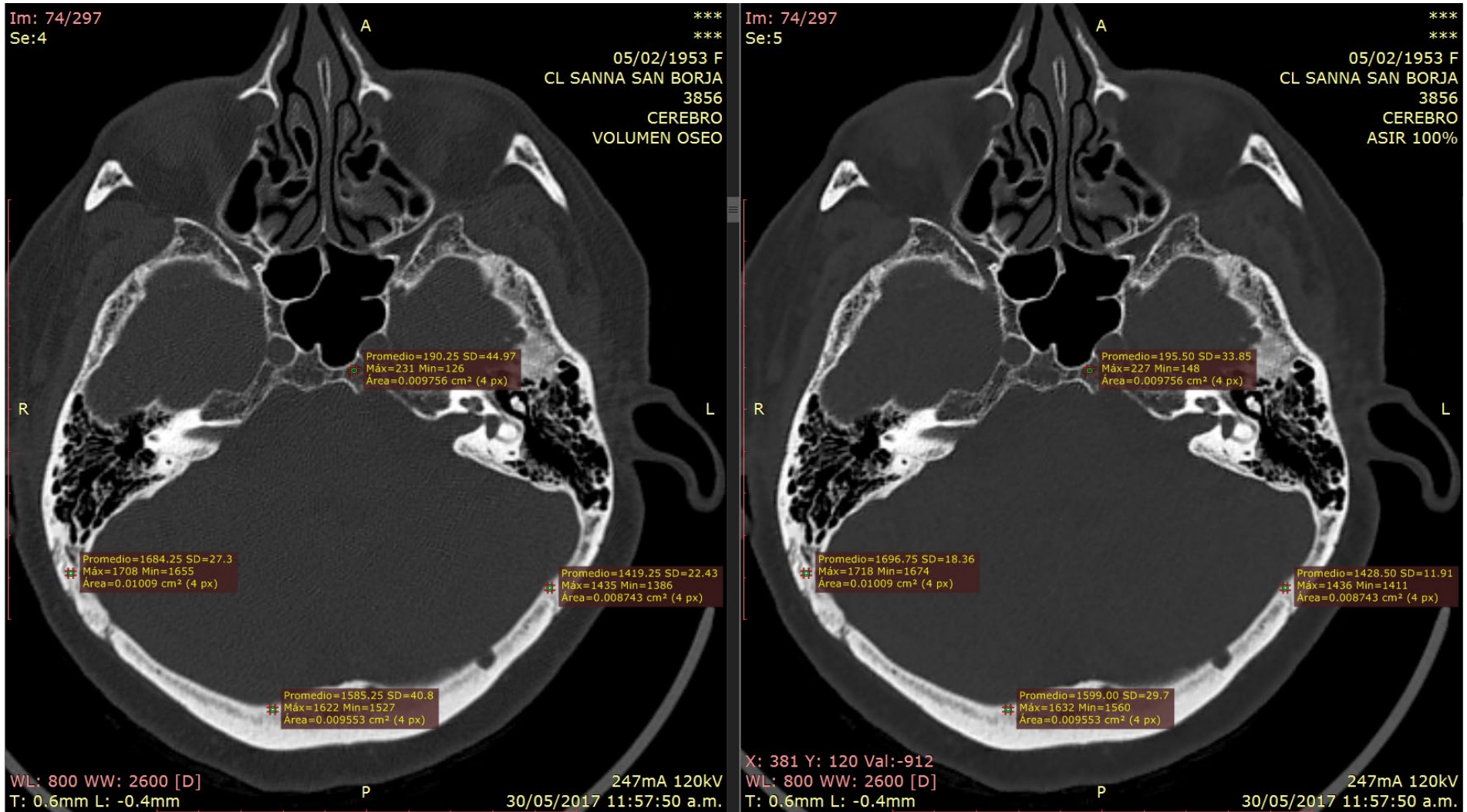




Figura N° 25: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Base de cráneo, celdillas mastoideas y hueso diploide.

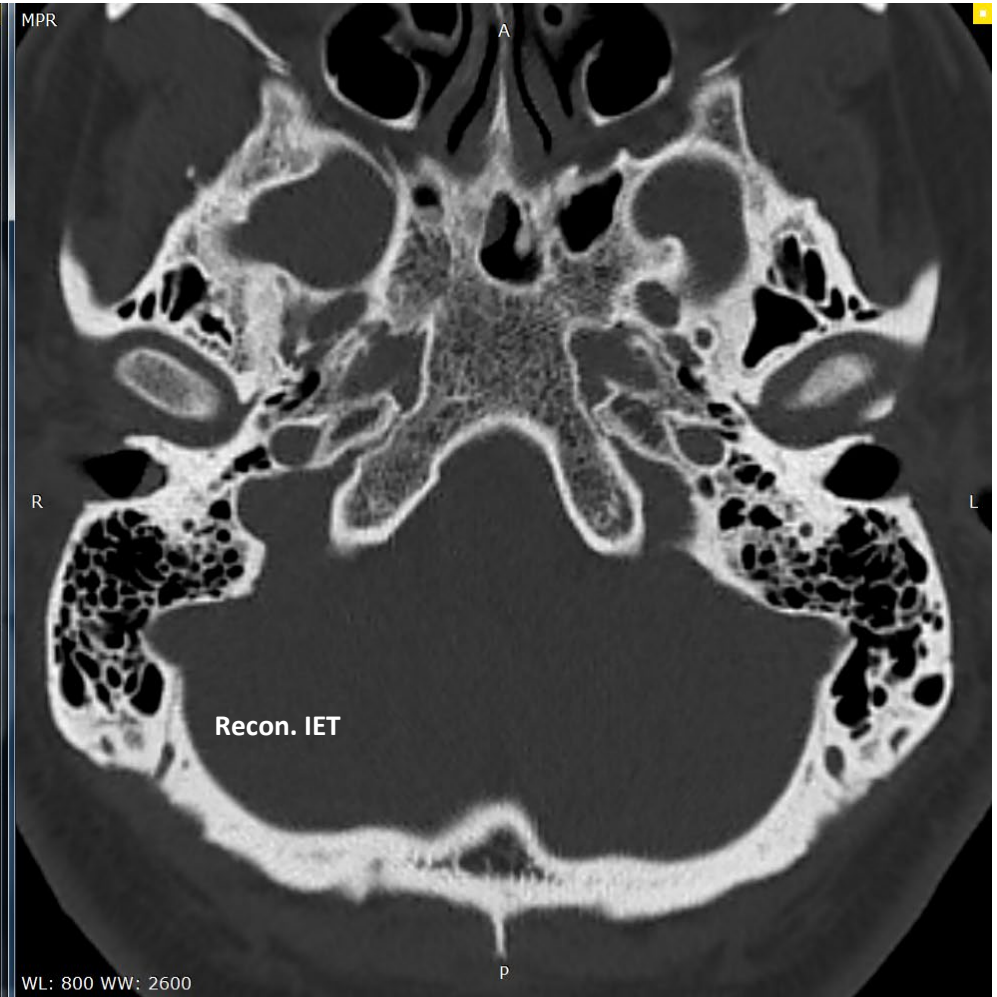
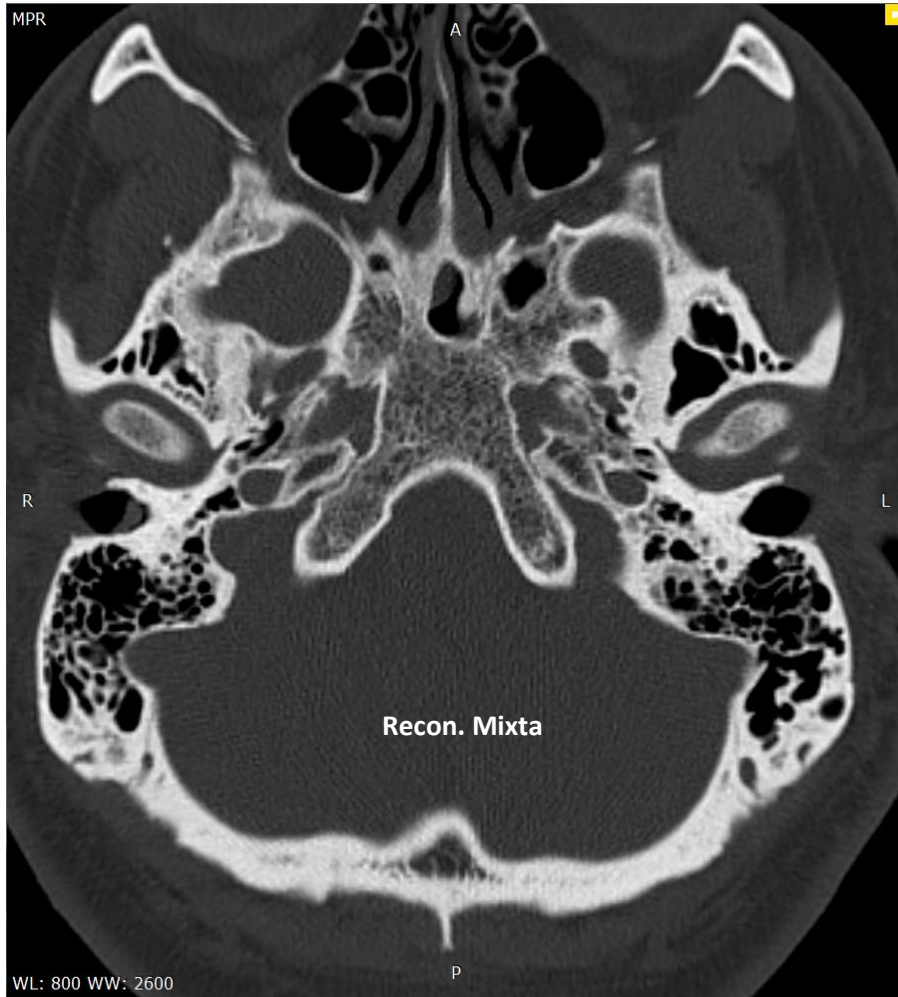


Figura N° 26: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Huesecillos auditivos, celdillas mastoideas y hueso diploide.

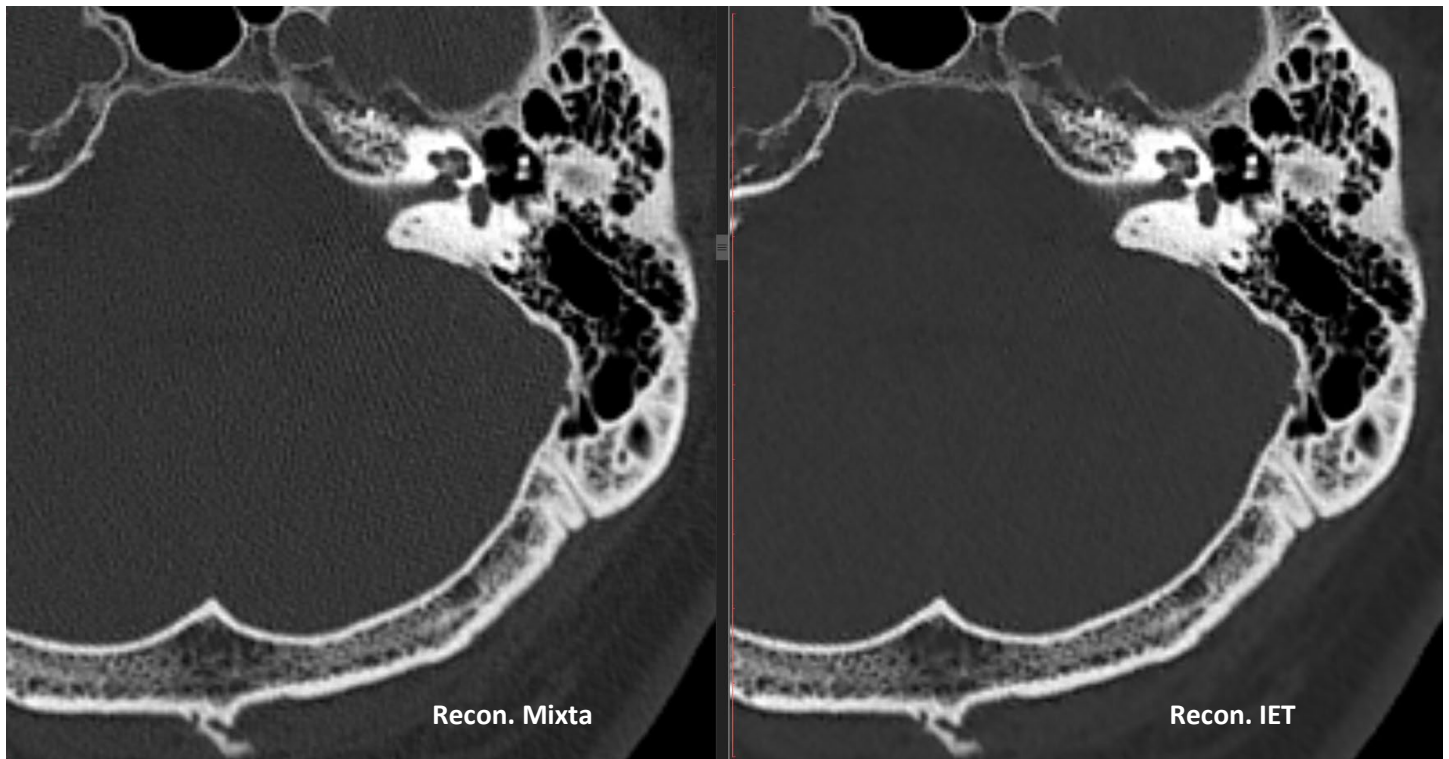


Figura N° 27: Contraste de ruido cualitativo entre la técnica de reconstrucción IET y Mixta en zonas de interés de Huesecillos auditivos y celdillas mastoideas.

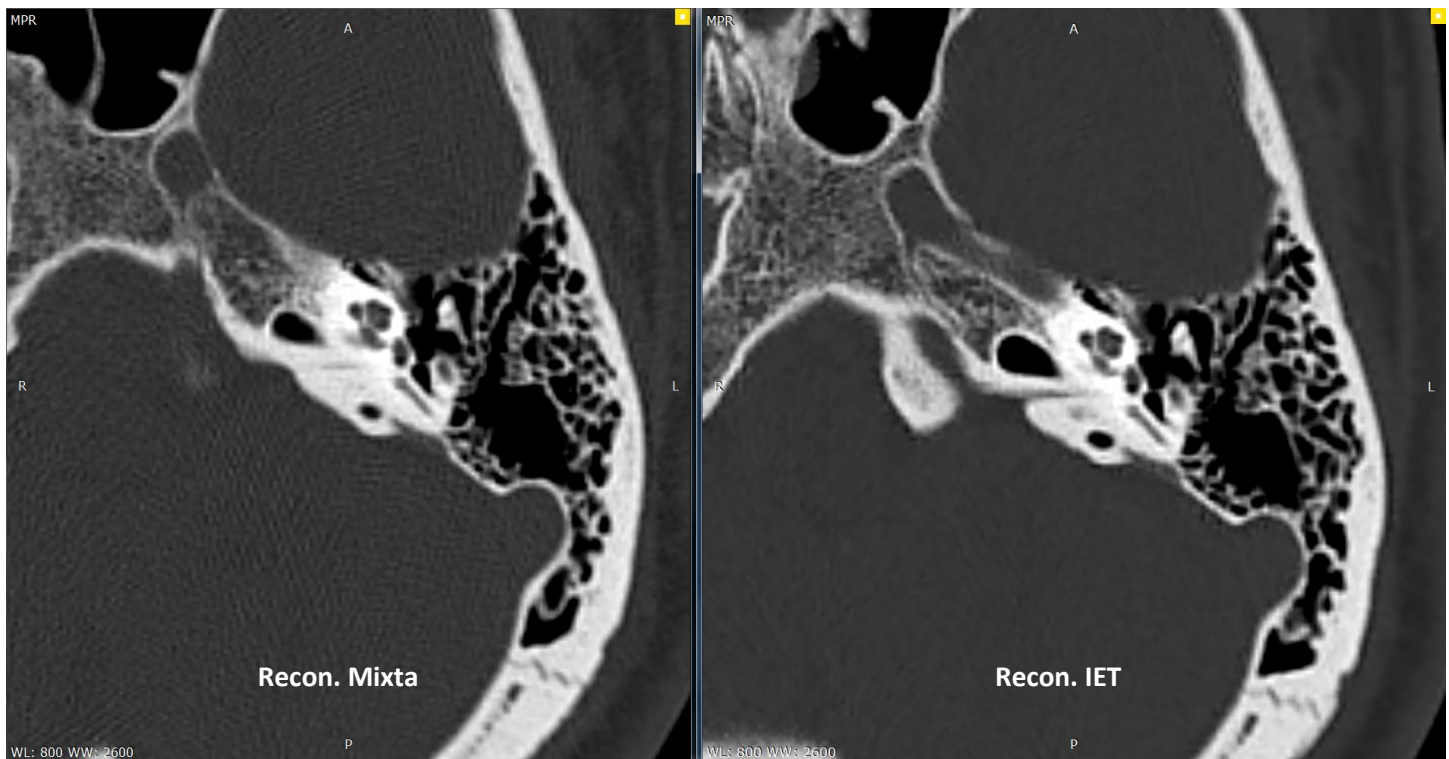


Figura N° 28: Reducción en la presencia de artefactos por endurecimiento del haz en celdillas mastoideas.

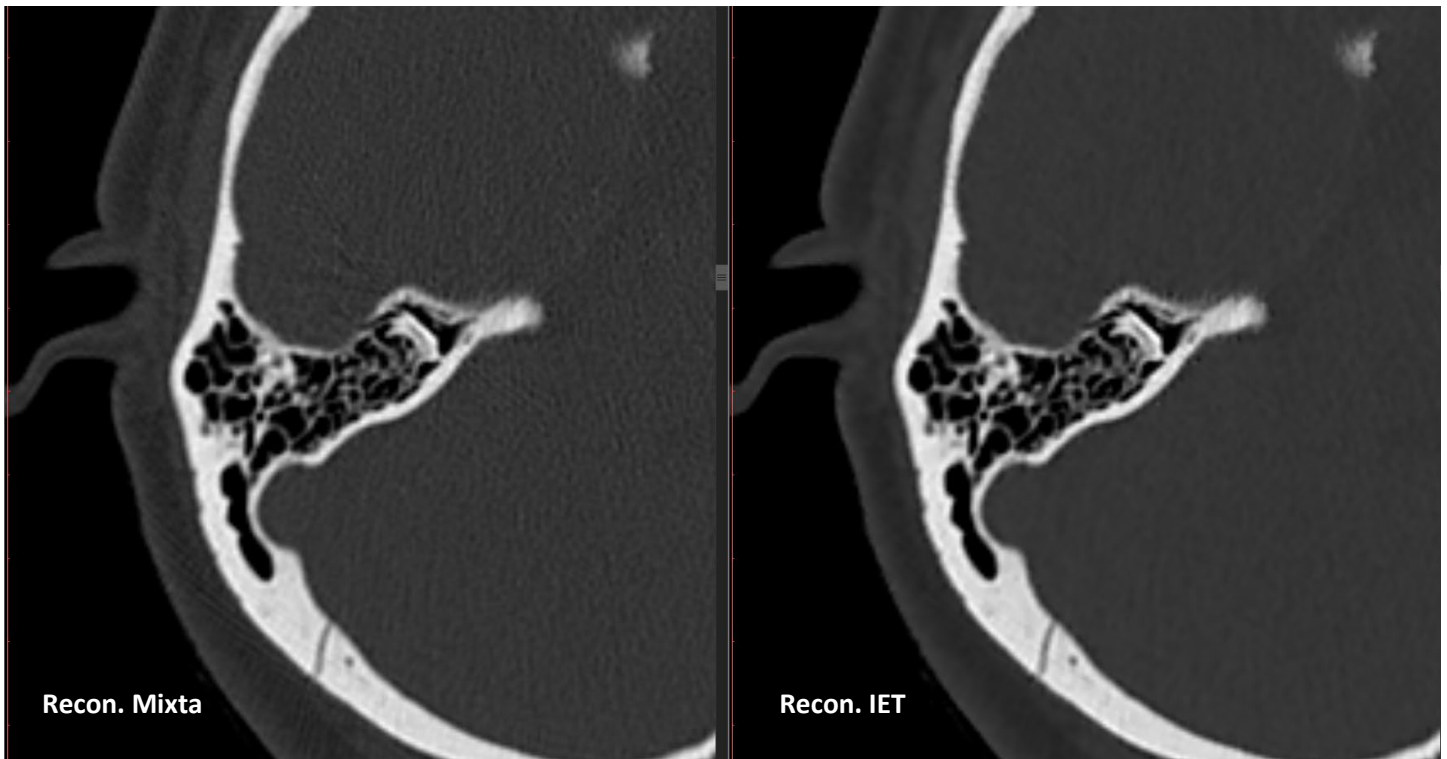


Figura N° 29: Reducción en la presencia de artefactos por endurecimiento del haz en base de cráneo.

